

# Proceedings of Clinical Innovation

Bachelor of Science Projects in Biomedical Engineering,  
Lund University

Volume 5, 2018

## Editors:

**Tomas Jansson**, Professor, Clinical Sciences Lund, Biomedical Engineering,  
Lund University, and Clinical Engineering Skåne, Medical Services

**Hanna Isaksson**, Associate Professor, Department of Biomedical Engineering, Lund University

Department of Biomedical Engineering  
Faculty of Engineering, Lund University  
Box 118  
SE-221 00 Lund, Sweden  
[www.bme.lth.se](http://www.bme.lth.se)

ISSN 2001-9629  
Printed by Tryckeriet E-huset, Lund University, Sweden

## Contents

### Preface

### Lund University Innovation Prize in Clinical Innovation

#### Theses (in alphabetical order, sorted by title)

Sara Mekamy

*Control of WI-FI surgical light system iLED 7 via Arduino*

Elin Andersson and Paulina Sager

*Databas över EMG-signaler kopplade till handrörelser*

Markus Rahne and Linnea Sjödahl

*Dygnsmässig ögonrörelsevariation hos personer med och utan nystagmus*

Christoffer Krabbe and Rebecka Gerdthams

*En chatt-applikation för en mer jämlik och effektiv vård*

Niklas Andersson and Erik Atterling

*Fabrication and characterization of ice templated silk based porous scaffolds*

Cassandra Hennström and Josefin Andersson

*Fotoakustisk bildgivning som ett nytt diagnostiskt verktyg för cancer*

Louise Wedberg and Sofia Rokkones

*Gripdon för nålförare till YuMi-roboten*

Kalle Andersson and Anna Dalgren

*Högfrekventa oscillationer som potentiell biomarkör för utveckling av epilepsi*

Filippa Bolin and Fanny Ejlertsson

*Kravspecifikationer för robotarm vid bildåtergivning av kirugens synfält*

Ulrika Lindquist and Rebecka Lindqvist

*Magnetfältskaraktisering av givare avsedda för magnetomotoriskt ultraljud*

Molly Liljebjörn Rusk and Emil Harvig

*Mäthandske för uppskattning av handledsrörelse i vardagen som grund för handprotesutveckling*

Elisabeth Hjortswang and Stefan Bjelica

*Nulägesanalys och framtidsutsikter för artificiell intelligens inom radiologin*

Olivia Samuelsson and Lisa Swanberg

*Stegvinkelstimering med gyroskop i Snubblometer för fallprevention*

Rebecca Axelsson and Ema Eminagic

*Tryckfördelning i bröstet - en fallstudie*

Madeleine Arkenius and Andreas Bengtsson

*Träningsmodell för venpunktion*

David Dashti and Hoang Ngo

*Utveckling av ett användarvänligt sätt att behandla mätdata hos ergonomimätning med inklinometri*

Agnesa Halipi and Andreas Thoft

*Utvärdering av pneumatiska ventiler för växelvis syrgastillförsel under mCPR*



## Preface

This is the fifth volume in a series of Bachelor of Science theses authored by students in the Biomedical Engineering program at Lund University. Again, all theses are based on scientific problems or clinical needs stemming from activities at Skåne University Hospital or the Faculty of Medicine at Lund University. Seventeen projects are presented which cover a wide range of topics ranging from fabrication of scaffolds for cell growth and design of mobile phone applications to characterization of pneumatic valves in a ventilator. All projects were conducted during the spring of 2018 in the format of a course, including also a lecture series on topics relevant to the project development, e.g., sustainability, technical writing, ethics, and perspectives from people employed by the healthcare sector and industry.

The examination consisted of a report, included in this volume, and public defense held at Skåne University Hospital on May 31, 2018 when each group gave a presentation of their work followed by opposition from their peers. The reports are formatted as journal papers with the goal to train students in scientific communication; the students could choose to author the reports in Swedish (preferred) or English.

The project course is designed to have a clear focus on innovation and entrepreneurship. In these respects, the active and supportive participation of Simon Jegou and Thomas Rundqvist with co-workers at Lund University Innovation have been instrumental—they have prepared the students to perform a successful pitch of their project as half-time evaluation. As conclusion of the examination, pitching was taken to a more serious level: three projects were elected to qualify for the Lund University Innovation System Prize in Clinical Innovation. The best pitch was awarded with 10 000 SEK, to be spent on further development of the project (see next page).

We would like to express our gratitude to the following persons at Skåne University Hospital and the Medical Faculty at Lund University, who have willingly served as initiators and advisors to the projects: Inger Arvidsson, Simon Bjerkborn, Christine Ekdahl, Eva Ekwall Hansson, Björn Hammar, Alexander Jordansson, Peter Leander, Malin Malmsjö, Audrius Paskevicius, Phan-Kiet Tran, Margareta Troeng, and Jörgen Vögler.

We would also like to express our gratitude to the following persons who have willingly served as supervisors: Christian Antfolk, Cedric Dicko, Magnus Dustler, Henrik Enquist, Tobias Erlöv, Stephen Hall, Charlotta Johnsson, Ulrike Richter, Anders Robertsson, William Rosengren, Frida Sandberg, Sandra Sjöstrand, and Martin Stridh.

Lund, October 2018

Tomas Jansson

Hanna Isaksson



## Lund University Innovation Prize in Clinical Innovation

Lund University Innovation has again this year generously offered 10 000 SEK as a prize to the group presenting the best arguments for commercial potential or project urgency. The sum can be used to develop the project further, for instance acquisition of materials or market surveys. Three groups were selected as finalists by the course management, based on the reports handed in at the first deadline, the criteria being innovative potential, scientific execution, and quality of the written report:

- Cassandra Hennström och Josefin Andersson—Fotoakustisk bildgivning som ett nytt diagnostiskt verktyg för cancer
- Madeleine Arkenius och Andreas Bengtsson—Träningsmodell för venpunktion
- Agnesa Halipi och Andreas Thoft—Utvärdering av pneumatiska ventiler för växelvis syrgastillförsel under mCPR

The jury, consisting of Thomas Rundqvist, Lund University Innovation and Hanna Isaksson, course manager, selected Madeleine Arkenius and Andreas Bengtsson as recipients of the prize, after having delivered an excellent pitch for their project *Träningsmodell för venpunktion*.



Madeleine Arkenius (center) and Andreas Bengtsson (right) receiving the Lund University Innovation Prize in Clinical Innovation from Thomas Rundqvist.





# Control of WI-FI surgical light system iLED 7 via Arduino

Sara Mekamy (BME-15)

**Abstract**—At Malmö hospital two surgical lights have been installed in the operating room number 1. In the same room, there is also an X-ray machine and when it is in function, the surgical lights must be switched off.

Today, the X-ray machine is connected to a pedal that is controlled by an operator. When the operator presses the pedal the X-ray machine starts and sends a signal that interrupts the stream of electricity to the operating lights. Since this operation is done many times in a day, it causes the operating lights to get damaged faster because these type of lights are not build for such use.

The aim of this project is to build a cheap system that can be connected to the surgical light system and allow to switch off just the light function of the operating lights.

The idea is to use a microcontroller such as Arduino to realize this project. Arduino will be assembled with an RS232 shield to allow serial communication between it and the interface converter of the surgical light system. It will also be programmed to send an ASCII code to the interface converter whenever there will be an interruption of the stream of electricity, that is when the pedal is pressed. The code corresponds to the one that is used by the manufacturer to switch off the light function of the operating lights.

The latest result of this project consisted of the desired ASCII code signal that was obtained as output from Arduino to the computer through an RS232 to USB cable.

## I. INTRODUCTION

A new surgical light system has been purchased at the hospital in Malmö (see Figure 1) and is controlled wirelessly via a WallControl Panel. The model of light is the iLED™ 7 Surgical Light, purchased from Trumpf Medical.

The control signals are wireless and are over the 2.4 GHz network.

The operating light functions as a router where the communication gets locked when the WallControl Panel get coupled to the lamp so that no other devices may come in and control the operating light.

### A. Background

Two operating lights have been installed on an arm system in the operating room. Each operating light is powered by a transformer which is placed in an electric cabinet. The transformers give an output of 48 V. They convert a 230 V of the public network to a 48 V volt rectified current.

One of the operating lights works as a router because it communicates through its WI-FI card with the wall-pad and

submitted September 5, 2018

E-mail: {sa3680me-s@student.lu.se}

Supervisors: Tomas Jansson, Jörgen Vogler, Alexander Jordansson, Region Skåne



Figure 1. iLED™ 7 Surgical Light [4]

with the other lamp. The light which has the WI-FI card is independent and can work autonomously but the other one cannot function without the first.

In the operating room there is also an X-ray machine that is used for medical imaging. When the operator exposes the patient to X-rays, by pressing a pedal, it is required that the lightning of the autonomous surgical light (and automatically the lightning of the other lamp) is switched off during the exposure time. This is due to two main reasons:

- The first reason is that the surgical lights emit radiations that interfere with those of the X-ray machine. As a consequence the X-ray machine tries to compensate for this interference by increasing the amount of radiations. An increased amount of radiations is neither good for the staff nor the patients. Furthermore, this increase causes a worse quality of the medical images.
- The second reason is that for a long time the surgeons were used to switch off the lights at the beginning of an exposure, and for some time ago that was very important because the old operating light emitted a larger amount of radiations than the modern ones. So the surgeons got used to the fact that when the exposure starts the surgical lights should be off. For this reason and for practical reasons the surgeons want to maintain the things as they were also because switching off the lights gives them a visual feedback about the fact that the exposure has started.

After the exposure, the lights should illuminate with the

settings that they had before the exposure. Today, this is obtained through connecting the X-ray machine to the pedal. When the operator presses the pedal and holds it down, the X-ray machine starts and a signal is sent to a switch that is connected to the minus pole of the autonomous operating light transformer. This signal causes the interruption of the power supply to the surgical light which becomes powerless and unable to illuminate. Since several exposures occur per operation and since the operating light works as a router, there is a certain delay from the completion of the exposure and the restart of the light (because the lights system needs to reinitialize). The components of the surgical lights are not built for this type of use which results in a shortened life span for the surgical lights.

The proposed solution for this problem is to have a system that allows to switch off just the light function of the autonomous operating light, when the pedal is pressed, and not the whole system.

There are solutions from companies such as Diaspec that are built for larger systems and have several functionalities. These solutions are based on an interface being connected to the operating light system which can subsequently be controlled via keypad or touch monitor. However, these systems are not suitable for the scope because the operators want to control both the X-ray machine and the surgical light via pedal. Moreover the described systems are quite costly (estimated cost around 1 million crown) which makes such investment economically unsustainable.

### B. Aim

The purpose of this project is to create a simple and cheap system that allows the operator to control the light function of the purchased surgical lights through a pedal.

In this project a microcontroller, together with other components, will be used. The microcontroller will be used to communicate with the interface converter of the iLED 7 surgical light system (Figure 2) through an RS232 cable.



Figure 2. iLED 7 interface converter.

### C. Agenda

In this article, the method used to reach the above described objective will be presented. It will be given a list of all the

needed components and a detailed description of the steps followed to realize the project. Some of the difficulties met during the way will be also described. The method description will be followed by the presentation of the most significant results and their discussion. Furthermore, an account for the work that still needs to be done will be given. Finally, the most important conclusions will also be presented.

## II. METHOD

A possible solution for the above described problem involves the use of a microcontroller to control the surgical light system. After some research, Arduino Uno (Figure 3) was chosen among the different microcontrollers to implement the project. This is because it is easier to connect to the RS232 port through an RS232 Arduino shield (a component that can be mounted on Arduino to allow serial communication through an RS232 cable) compared to some other alternatives.



Figure 3. Arduino Uno R3 - microcontroller used to control the iLED 7 surgical light system

Arduino is an open source computer hardware and software company, project, and user community that designs and manufactures single-board microcontrollers and microcontroller kits for building digital devices and interactive objects that can sense and control objects in the physical and digital world [2].

The selection of the microcontroller was followed by a learning stage. This was characterized by the acquisition of the information needed to get familiar with the hardware and the software components. The needed information were retrieved through the Arduino manual and video tutorials.

The software part of the project has been implemented in the Arduino integrated development environment (IDE: a cross-platform application that is written in the programming language Java). After learning about the hardware and software parts, the project started.

The components used for this project are:

- Arduino UNO R3, made in Italy
- RS232 Shield V2 for Arduino
- A breadboard, which is a solderless device where electronic circuits can be interconnected by inserting their leads or terminals into the holes and then making connections through wires where appropriate
- Arduino wires
- A 10k-ohm resistor
- A switch
- RS232 cable
- FTDI serial TTL to USB cable 4-pin cable
- Jumpers for RS232 Shield
- iLED 7 surgical light system, produced of Trumpf Medical in Germany

A description of the surgical light system (Figure 4) will be first given for a better understanding of the project description that will follow.

The iLED 7 interface converter (4) and TruRemote software (8) (user interface) on the WallControl Panel (3) enable the iLED 7 light (1) and the optional TruVidia Wireless camera system (2) to be controlled remotely using an external control unit (7), e.g. a PC. The iLED 7 interface converter provides an external control unit with serial access to the TruRemote software package (8) via an RS232 null modem cable, or alternative with an RS232 cable (5) and null modem adapter (6). The TruRemote software passes commands from the external control unit to the iLED 7 lighting system (1) or TruVidia Wireless video camera via WLAN [1]. See Figure 4.

The different components of the surgical light system communicate through WI-FI, as mentioned before, and it is highly likely that the signals sent from the interface converter are ASCII codes which corresponds to different commands (on/off etc.). However, this will need to be verified through tests or by contacting the manufacturer.

The purpose of the microcontroller will be to read the input signal (low/high electric current stream) that comes from a power box connected to the pedal and act consequently. Arduino will be programmed to continuously read the signal in a loop mode and do nothing when there is high stream, namely when the pedal is not pressed, and send an ASCII code, when the stream is low, that is when the pedal is pressed. The ASCII code, is the signal that will be sent to the surgical light to switch off its light function.

In brief, the steps that needs to be done to reach this objective

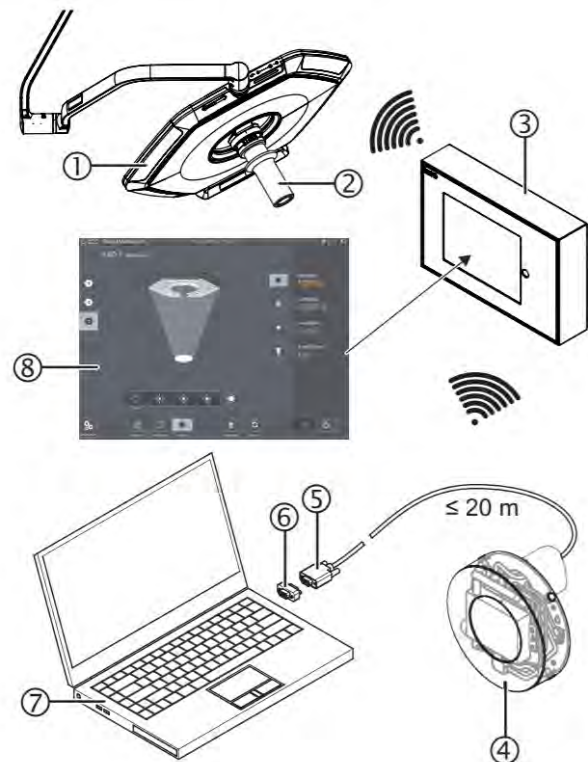


Figure 4. iLED™ 7 Surgical Light system [1].

are to assemble and program the microcontroller so that it will be able to communicate with the iLED 7 interface converter and find out which ASCII code corresponds to which command. This information will be then used to program the microcontroller for the above described purpose.

The first step consisted in building up the hardware part of the project. For this purpose, a circuit as shown in Figure 5 was assembled on the breadboard and then connected to Arduino, which in turn was connected to the computer via a USB cable for power supply and initial testing.

The purpose of this circuit is to send an ASCII code whenever there is a stream of electricity and this happens when the button on the switch is pressed. When all the components are connected to the surgical light, the opposite should happen, namely the ASCII code should be sent when there is no stream. After assembling the hardware, the software part was implemented and uploaded on the microcontroller to make the circuit work as described above. The code for this purpose is in Figure 6.

The second step was to disconnect the breadboard from the microcontroller, solder the RS232 shield where not soldered (important step to get the correct signal), assemble it to the Arduino board and reconnect the breadboard to the newly assembled shield as in Figure 7. At this point the goal was to obtain the output signal (ASCII code) from the RS232 female connector that is mounted on the shield.

The Arduino hardware has built-in support for serial com-

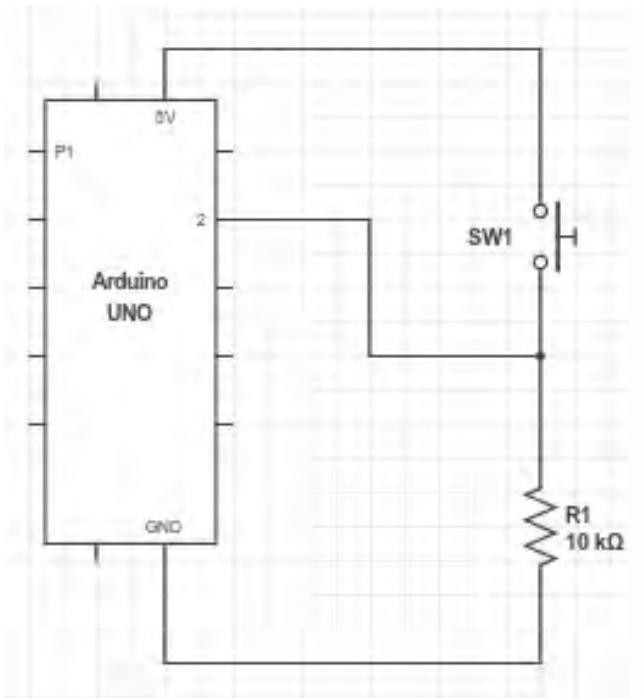


Figure 5. Schematic description of the circuit connected to Arduino Uno: when SW1 is pressed, a signal is sent as output from the microcontroller

```
int switchState=0;
char ASCII[]={"ABCDEFGHIJKLMNOPQRSTUVWXYZabcdefghijklmnopqrstuvwxyz"};
char character;
int counter=0;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(9600);
  pinMode(2, INPUT);
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:
  switchState= digitalRead(2);
  if (counter< sizeof(ASCII)/sizeof(char)){
    if (switchState==HIGH){
      character= ASCII[counter];
      Serial.print(character);
      delay(300);
      counter++;
    }
  }
}
```

Figure 6. Arduino sketch to send an ASCII code whenever the button on the switch is pressed

munication on pins 0 and 1 (which also goes to the computer via the USB connection) [3]. Since pins 0 and 1 were busy with serial communication with computer, it was necessary to use other digital pins to test the output signal. Thus, the SoftwareSerial library (of Arduino) was used to allow serial communication from other pins and thus obtain a virtual output. The ones chosen were pin 4 for input and 5 for output.

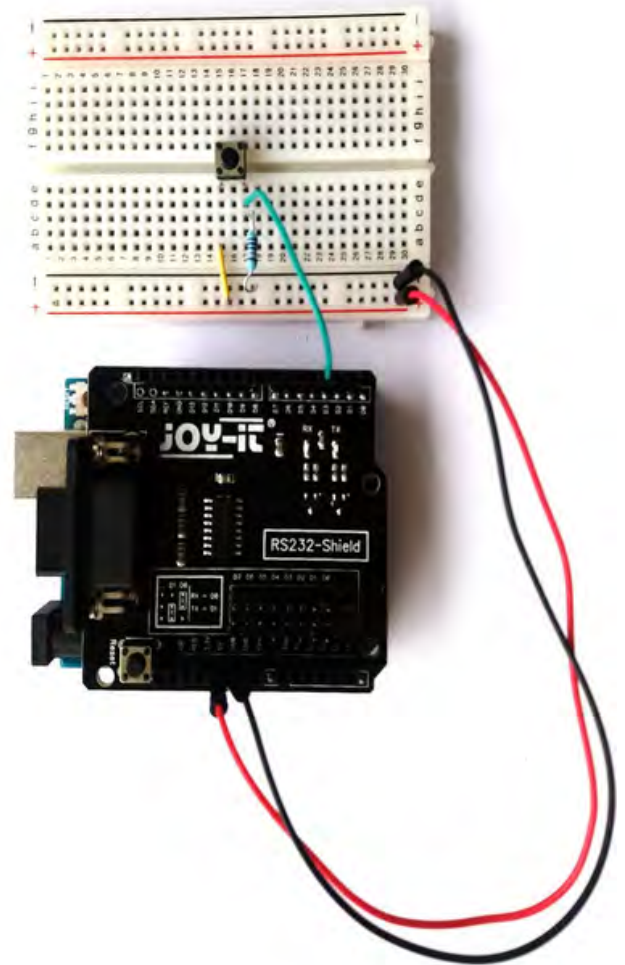


Figure 7. Circuit connected to the RS232 shield which is mounted in Arduino Uno R3. After the RS232 shield gets connected to the PC a certain signal is sent to it when the button in the figure is pressed

In order to read the signal from the new digital pins and send it to RS232 cable, through the RS232 female connector, as output it was necessary to connect the pinouts D4 to RX and D5 to TX on the RS232 shield, with the provided jumpers. In order to understand if the read signal came from the Arduino USB cable or the RS232 connector, a software called CoolTerm was installed on computer. CoolTerm is a program that allows the reading of the serial values sent in the COM ports and saves log files with time and values.

The microcontroller got connected to the RS232 cable which in turn was connected to the computer via the FTDI to USB cable. The FTDI pinouts were connected to the RS232 cable according to the RS232 standard. The software in Figure 8 was written and uploaded on the Arduino board to test the new system.

However, it was not possible to read the signal through the

```

#include <SoftwareSerial.h>

SoftwareSerial mySerial(4, 5); // RX, TX

int switchState=0;
char ASCII[]={"ABCDEFGHJKLMNOPQRSTUVWXYZabcdefghijklmnopqrstuvwxyz"};
//int ASCII[]={2, 4, 8, 3, 6,7,10};
char character;
int counter=0;

void setup() {
  // put your setup code here, to run once:
  Serial.begin(230400);
  pinMode(2, INPUT);
  mySerial.begin(230400);
  pinMode(4, INPUT);
  pinMode(5, OUTPUT);
  // mySerial.println("Hello, world?");
}

void loop() {
  // put your main code here, to run repeatedly:

  switchState= digitalRead(2);

  if (switchState==LOW){

    mySerial.println(675);
    //delay(400);
  }

  else{
    Serial.println(111);
    //delay(400);
  }
}

```

Figure 8. Arduino sketch to test the system with CoolTerm, after connecting the RS232 shield and

RS232 cable, thus the FTDI pinouts got connected directly to the Arduino female connector and a signal was finally obtained. However, it was not the desired signal that came as output. To try to solve this and locate the problem, an RS232 to USB cable has been used and the programmed signal was obtained. Through the microcontroller we could obtain a signal in three different ways namely through the Arduino USB cable, the RS232 to USB cable and the RX,TX pins (if connected to computer through an FTDI cable). Since the desired signal was obtained through the RS232 to USB cable, the next step was to see if the same signal could be obtained through the other two ways, to get a better understanding of the Arduino shield and how it communicates with the other systems.

### III. RESULTS

The first result was obtained in the early stage of the project. These consisted in a series of letters of the ASCII code which are the output signal from the Arduino microcontroller to the computer through the Arduino USB cable.

The second result was an output signal in both the CoolTerm program and the Arduino software and it was used to test the communication between the microcontroller and the computer. In CoolTerm the signal was read in the correct way but the output signal in the Arduino software was not correct, it consisted in question marks and squares. The last result was the desired output signal (ASCII code)

from the microcontroller to the computer through an RS232 to USB cable.

### IV. DISCUSSION

The idea behind this project was to create a simple and cheap system that allows better control of the operating lights that are in the room where an X-Ray machine, that is controlled by pedal, is present. This project will allow not only a better control of the light system but it will also expand its lifespan. An increased lifespan implies a less frequent need to change the different components and a decreased amount of waste products.

It was not particularly challenging to obtain the first result because for those it was only necessary to get familiarity with the Arduino software and hardware components.

After this first stage the complications started because the connector on the Arduino RS232 shield did not work as expected (there was no output signal). When the FTDI cable got connected to the RS232 cable (which in turn was connected to the RS232 shield), no output signal was obtained. Several trials have been made to obtain a signal through the RS232 cable, but without success. Thus a trial to connect the FTDI cable pinouts directly to the female connector on the RS232 shield was made. With this modification, a signal was obtained, however it was not the expected one.

At this point it was suspected that the problem was the FTDI cable limited number of pinouts. While the RS232 connector has nine pinouts, the FTDI cable that was first used had only four, thus not all RS232 pinouts of the connector were connected. The limited number of pinouts made the communication through the RS232 cable incomplete. To try to solve this problem a RS232 to USB cable was used instead of the FTDI and the RS232 cable. As suspected the problem was the FTDI cable because once the RS232 to USB cable got connected, the desired signal was obtained.

From an ethical point of view, this project aims to give better work conditions for the staff and contribute to reduce the amount of radiations that the staff and the patients can be exposed to. Furthermore the total operating time will be reduced which will be an advantage for both the patients and the staff.

This project contributes to a sustainable development by reducing the waste materials that come from the surgical light system and by contributing in decreasing the amount of energy consumption of the X-ray machine. This last is due to the fact that when there is interference, the X-ray machine increases the amount of radiations and, consequently, the amount of energy consumption, but with our solution there will be no need to worry about the interference from the surgical lights and/or their lifespan. Additionally, our system requires fewer electronic components compared with larger systems and consequently fewer waste products will be produced resulting in a lesser impact on the environment.

### V. FUTURE WORK

A large part of the project was completed successfully but the final part is still to be done. The first step to do in

order to proceed, is to perform more tests to assure that the preprogrammed signal is obtained from the microcontroller, through the RS232 connector.

The ASCII code that is used to control the light function of the surgical light system has not been obtained yet. It can be obtained either through tests or from the manufacturer. At the current time a request of information has been sent to the company but no answer has been received yet.

After obtaining the ASCII code, the microcontroller will be programmed consequently and connected to the iLED 7 interface converter. At this point the final testing will take place.

When assuring that the system works as expected, the legislative part of the project will take place. That means that the system will have to be adapted to follow the ISO standards that treat the rules that should be followed when medical devices are installed in an operating room.

## VI. CONCLUSION

The solution to control the light function of the iLED 7 surgical light system consists in the use of a microcontroller to switch off the lights of the lamps in a safe way.

Different tests has been performed to allow the microcontroller to connect to the surgical light system through its interface converter.

Some of the latest results were satisfactory because in the last simulations a good signal was obtained through the RS232 to USB cable. This means that the RS232 cable will allow a correct communication between Arduino and the interface converter. However, more tests should be done before and after connecting the microcontroller to the surgical light system.

## VII. ACKNOWLEDGEMENTS

I would like to thank Jörgen Vogler and Alexander Jordansson for their contribution. They make this experience really fun and instructive. Thanks to them I learned many new things. They have both been essential for the proceeding of the project and its current and future success. I want to thank also Tomas Jansson that has been an important point of reference throughout the course.

## REFERENCES

- [1] TRUMPF Medizin Systeme GmbH + Ko. KG *Installation manual, Interface Converter iLED™ 7*, document number 550000002800000, 2017
- [2] Arduino. (n.d.) in Wikipedia. Retrieved April, 16, 2018 from: <https://en.wikipedia.org/wiki/Arduino#cite-note-1>
- [3] SoftwareSerial Library. (n.d.) in Arduino official website. Retrieved April, 16, 2018 from: <https://www.arduino.cc/en/Reference/SoftwareSerial>
- [4] iLED 7 – THE WORLD IN A NEW LIGHT (10 August 2016) in Howorthgroup website. Retrieved May, 18, 2018 from: <https://www.howorthgroup.com/iled-7-the-world-in-a-new-light>

# Databas över EMG-signaler kopplade till handrörelser

Elin Andersson (BME15), Paulina Sager (BME15)

**Sammanfattning**—På uppdrag från ett forskarteam på Lunds Tekniska Högskola har mätningar på 16 frivilliga personer på skolan gjorts för att skapa en pålitlig databas över EMG-signaler kopplade till handrörelser. Databasens omfattning är 22 mätningar där varje mätning innehåller fem repetitioner av 66 handrörelser. Musklernas elektriska signaler från de olika rörelserna detekterades av 128 elektroder. Databasen ska i första hand användas av forskargruppen i deras utveckling av proteser.

Det finns i skrivande stund ingen protes som kan utföra denna mängd rörelser och inte heller någon med denna mängd elektroder. I framtidens proteser skulle detta stora antal rörelser och elektroder kunna användas för att utöka deras precision och användarvänlighet, vilket i dagens proteser är ofattbart låg i detta tekniksamhälle.

I förlängningen kan databasen tänkas användas inom fler områden. Ett exempel är djup maskininlärning (deep learning) som är en tydlig trend inom utvecklingen av handproteser. Förhoppningen är att proteser ska utveckla sin förmåga att koppla ihop en människas muskelsvar med den rörelse bäraren av proteserna vill utföra. För att detta ska kunna fungera krävs det enorma mängder data. Detta skulle databasen kunna vara en del av.

## I. INTRODUKTION

IDAG lever ungefär 35 000 personer i USA med en amputerad hand [1]. Samtidigt föds varje år cirka 1500 barn i USA med en av sina armar ofullständigt utvecklad på ett sådant sätt att de saknar en av sina händer [2]. Detta är bara i USA, vilket betyder att antalet personer i hela världen som saknar en hand är betydligt fler.

Att sakna en av sina händer är väldigt begränsande då hela samhällets uppbyggnad förutsätter att alla människor har två händer. För att öka livskvaliteten och underlätta vardagen för dessa människor är en handprotes ofta ett självklart val. Trots att en protes inte kan liknas med en mänsklig hand är målet för forskningen inom handproteser att den ändå ska fungera som ett bra substitut.

De proteser som idag är standard är hylsproteser, se figur 1. Dessa träs på armen så att elektroder på protesens insida kommer i kontakt med huden över armens muskler [3]. För att styra proteserna gör bäraren av proteserna medvetna muskelrörelser vilket aktiverar muskler i armen. Detta aktiverar i sin tur elektroder i anslutning till musklerna. Elektroder registrerar musklernas elektriska signaler, kopplar ihop signalerna med en viss rörelse och får proteserna att utföra rörelsen [4].

Tekniken som används för att mäta elektrisk aktivitet i skelettmuskler kallas EMG (elektromyografi). När skelettmuskler

aktiveras genom stimulering av nerver genererar muskelcellerna en elektrisk spänning vilket elektroder registrerar. När EMG-signaler presenteras visas de som spänningsskillnader mellan två elektroder. [5]



Figur 1. Hylsprotes [11].

Dagens proteser har en lång väg kvar innan de blir lika lätta att manövrera som den mänskliga handen. Två betydande anledningar till detta är att de saknar handens precision och det stora antalet rörelser som en hand kan göra.

Proteserna som används idag styrs med hjälp av ett fåtal elektroder, vilket gör dem svårstyrda och leder till den bristande precisionen. De kan ofta bara utföra två rörelser, en vridning av handen och en griprörelse där tummen möter de andra fingrarna [6]. Ytterligare en nackdel med dessa proteser är att de behöver ställas in i början av varje användning då elektroder inte hamnar på exakt samma ställe varje gång. Proteserna påverkas dessutom av om huden är torr eller svettig [3].

Trots det tekniksamhälle vi lever i idag går utvecklingen av handproteser långsamt och det är långt kvar tills proteserna kan mäta sig med den mänskliga handen. Detta betyder att det finns mycket kvar att utveckla inom området.

### A. Syfte

Projektets mål är att skapa en pålitlig databas över EMG-signaler kopplade till handrörelser. Detta görs genom att olika personer utför en sekvens av 66 olika handrörelser, se bilaga 1. Varje handrörelse utförs fem gånger samtidigt som svaren från musklerna registreras av totalt 128 elektroder.

Sekvensen av handrörelser görs av många olika personer för att kunna hitta gemensamma signalmönster och för att den insamlade informationen ska vara så generell som möjligt.

Inlämnat den 8 juni 2018

Emailadress: {mte15ean@student.lu.se,mte15psa@student.lu.se}

Teknisk handledare: Christian Antfolk, LTH

Teknisk handledare: Nebojsa Malesevic, LTH

Förhoppningen är att samla in mätningar från tio stycken personer efter en önskan från projektets handledare.

### B. Tillämpningar

Tanken är att databasen ska vara till hjälp för att en protes ska kunna känna igen ett speciellt mönster av EMG-signaler och koppla dem till rätt handrörelse. Eftersom databasen innehåller många rörelser och signaler från en stor mängd elektroder kommer detta att kunna utveckla styrningen av proteser med följden att de blir lättare och mer naturliga att styra. Deras precision samt mängden rörelser kommer att öka avsevärt jämfört med dagens proteser.

Projektet är en del av ett större forskningsprojekt som pågår på avdelningen för biomedicinsk teknik vid Lunds Tekniska Högskola i Lund. Resultatet kommer att användas av projektets handledare Christian Antfolk, universitetslektor vid Lunds Tekniska Högskola, och gruppen han arbetar med i deras forskning för att utveckla algoritmer som förbättrar styrningen av handproteser.

Förutom att databasen kan förbättra protesers funktionalitet finns det fler områden där databasen skulle kunna vara till stor nytta. Ett användningsområde är inom diagnostik. Data över muskelt rörelser skulle kunna sammanställas till standarder som visar hur normal muskelaktivitet ser ut. Genom att mäta en persons muskelaktivitet vid olika handrörelser skulle den motoriska aktiviteten kunna jämföras med standardvärdena och eventuell avsaknad av aktivitet skulle kunna diagnostiseras.

På samma sätt som databasen skulle kunna vara till hjälp vid diagnostisering kan den även vara till hjälp vid rehabilitering och habilitering. Muskelaktivitet skulle kunna mätas vid ett antal tillfällen för att kunna se om det skett en förbättring eller försämring av muskelaktiviteten. Detta skulle kunna ge en mer individanpassad och effektiv behandling.

Ett annat stort område där databasen skulle kunna användas är inom djup maskininlärning. Genom att ge en protes en stor mängd data att öva in skulle den kunna lära sig att känna igen mönster och avvikelser. Protesen hade sedan kunnat vara kompatibel för sin användare utan att behöva justeras innan. Den hade dessutom kunnat vara mer tålig mot de yttre faktorer som nämnts tidigare.

I dagens läge är problemet med djup maskininlärning för styrning av handproteser att det krävs enorma mängder data. Här skulle vår databas kunna vara med och bidra.

## II. METOD

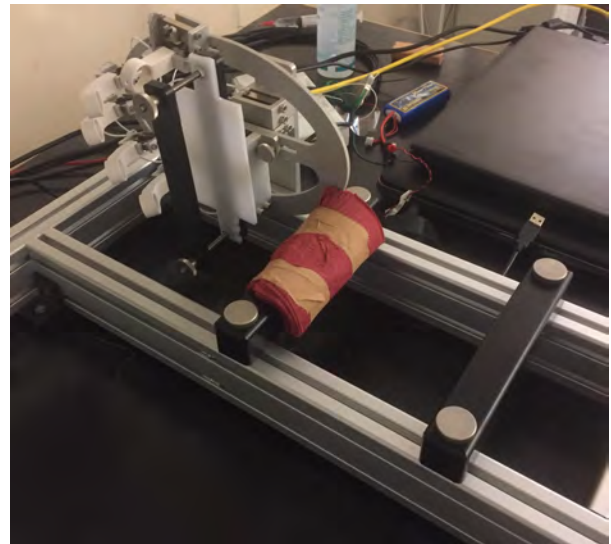
### A. Material

Vid projektets början hölls en genomgång av materialet som skulle användas och en grundidé för metoden lades fram. Samtlig utrustning som använts under projektet har institutionen bistått med.

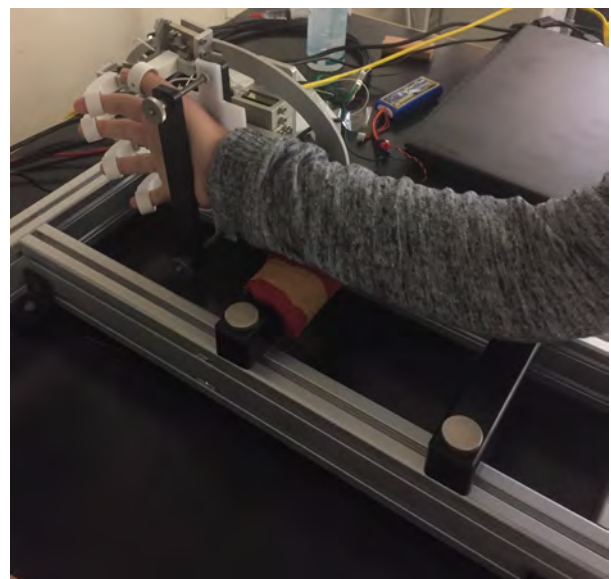
Nedan följer en punktlista över utrustningen.

- Datorprogrammen OT BioLab och Labview
- Elastiskt stödbandage
- Elektrodmatriser 8x8, och tillhörande mallar
- En "hemmagjord" krafrigg baserad på SMDsensors S215 lastcell [7]

- En dator, Lenovo ThinkPad
- En förstärkare ZSC31050, Integrated Devices Technology
- En OT Bioelettronica Quattrocento [8]
- En referenselektrod med armband
- Ett batteri GiantPower, 7.4 V, 2200mAh
- Ett insamlingskort NI-6218, National Instruments
- Tejp
- Två externa datorskärmar
- Vidhäftande och ledande gel för elektroder, AC Cream



Figur 2. Krafrigg.



Figur 3. Krafrigg med arm i position.

### B. Beskrivning av utrustningen

Krafriggen, som ses i figur 2 och 3, är en ställning för högerhanden där varje fingers stöd är kopplad till varsin sensor som registrerar kraften och riktningen på fingrets rörelse.

Tummens kraftsvar registreras i fyra riktningar; uppåt, nedåt, åt höger och åt vänster. De fyra resterande fingrarnas kraftutslag registreras i två riktningar; böjning eller



utsträckning. Dessutom registreras kraften från vristen i fyra riktningar; böjning, utsträckning, rotation medurs och rotation moturs. Dessa kraftsvar visas kontinuerligt i Labview med någon sekunds fördröjning.

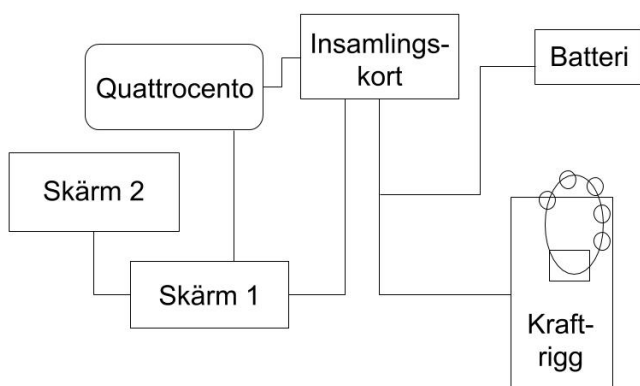


Figur 4. OT Bioelettronica Quattrocento.

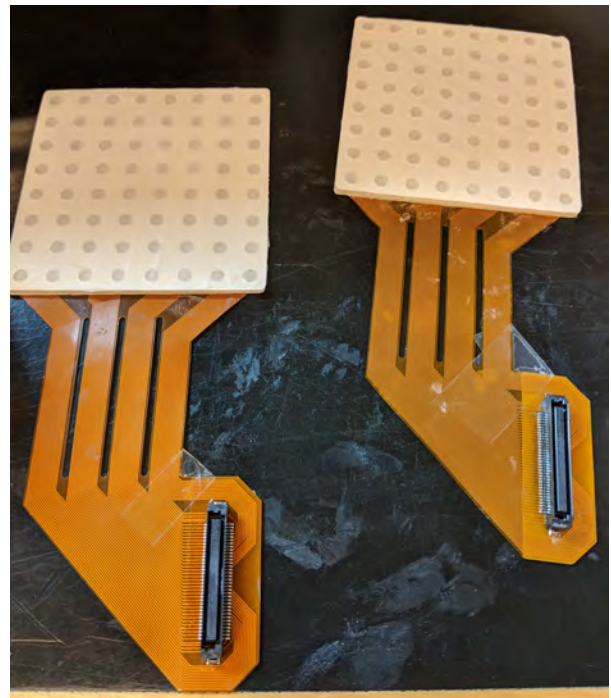
I figur 4 visas OT Bioelettronica Quattrocento som är en mångsidig förstärkare vid mätning av EMG-, EEG- och EKG-signaler. I detta projekt har utrustningen endast används för mätningar av EMG-signaler. Genom att placera elektrodmatriser på underarmens över- och undersida kan signaler med information om personens muskelaktivitet skickas till Quattrocento. EMG-signalerna förstärks och skickas vidare till datorprogrammet OT BioLab där de kan studeras.

### C. Mätning

Vid början av en mätning kopplades alla sladdar till apparaterna in, enligt figur 5.



Figur 5. Kopplingschema.



Figur 6. De elektrodmatriser som användes vid mätningarna. Här är mallarna fastklistrade och fyllda med gel.

En mall för gelen klistrades på varje elektrodmatris och fylldes därefter med gel, se figur 6. Mallarna avlägsnades och de två elektrodmatriserna klistrades på mätpersonens arm, en på flexor-sidan och en på extensor-sidan. Tejp sattes som en förstärkning längs ytterkanterna av matriserna, se figur 7, och ett elastiskt stöbandage lindades runt.



Figur 7. Elektrodena fastsatta och fixerade med tejp längs ytterkanterna.

Det är viktigt att förbindelsen mellan elektroderna och huden är tät. Anledningen till att gelen samt förstärkningen med tejp och stödbandage användes är just för att få tillräcklig kontakt mellan elektroder och hud. Störningar som kan uppstå om kontakten inte är tillräcklig är bland annat spikar och brus. Spikar uppkommer då en elektrod tappar kontakten med huden och brus är till exempel nätbrus.

Ett armband fuktades och en referenselektrod knäpptes på handleden, se figur 8. Elektroderna kopplades till Quattrocento och armen sattes i kraftriggen.



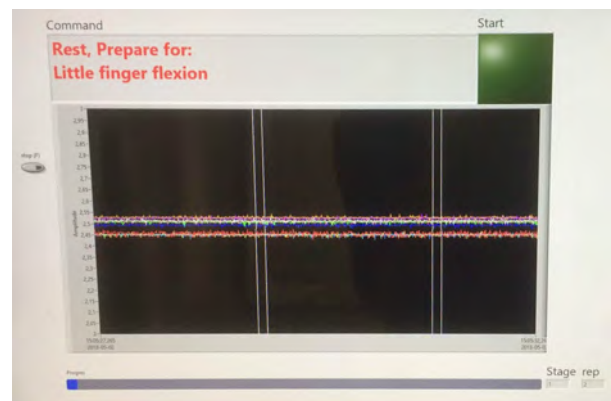
Figur 8. Elektroderna fixerade med stödbandage och runt handleden referenselektrod.

Textkommandona i Labview startades på den externa datorskärmen, ses i figur 5 som skärm 2. Anledningen till att två skärmar användes är för att personen som utförde mätningen skulle kunna kolla på kommandona i Labview på den ena skärmen samtidigt som personen som hjälpte till vid mätningen skulle kunna övervaka EMG-signalerna i OT BioLab på den andra skärmen.

Då Labview startades började en grön knapp att lysa, enligt figur 9, samtidigt som det pep till. Detta betydde att den första handrörelsen skulle utföras. Den rörelse som skulle genomföras var beskriven på skärmen. Handrörelsen gjordes statiskt i fem sekunder, tills lampan slocknade, figur 10, och följdes därefter av fem sekunders vila till nästa kommando.



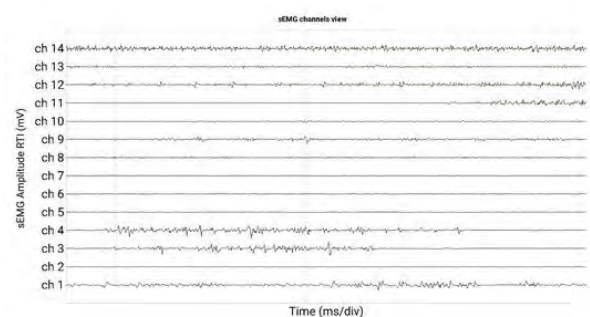
Figur 9. Labview då handrörelsen ska utföras.



Figur 10. Labview vid vila.

Under en mätning utfördes 66 olika handrörelser, där varje handrörelse gjordes fem gånger, samtidigt som EMG-signaler registrerades. Signalerna visades i OT BioLab enligt figur 11.

Detta ledde till att den effektiva mättiden var 55 minuter (exklusive förberedelser och ihopplock). Då mätningen var slut sparades informationen i den databas som byggdes upp.



Figur 11. Felfria EMG-signaler utan spikar [12].

Tillvägagångssättet som beskrivs ovan upprepades sedan för en ny person tills dess att databasen innehöll mätningar från ett tillräckligt antal personer. Samtliga mätningar gjordes med höger hand.

Personerna som utförde handrörelserna var volontärer från Lunds Tekniska Högskola. Det togs ingen hänsyn till vilka

personerna var, rörande ålder och kön, då det inte fanns några begränsningar gällande vilka som kunde delta. Det var inte heller av betydelse om de var högerhänta eller vänsterhänta. De frivilliga fick en snabb genomgång av utrustningen och undersökningen innan mätningen påbörjades. Varje frivillig deltagare bidrog med en mätning.

I början av projektet utfördes mätningarna av författarna själva för att få en förståelse för hur utrustningen fungerade. De två författarna bidrog med tre respektive fem mätningar var. När tillräcklig kunskap fanns kunde mätningarna på de frivilliga påbörjas. Under en period på drygt tre veckor utfördes mätningarna på de frivilliga personerna och vid varje tillfälle deltog minst en av författarna. Databasen byggdes på allt eftersom mätningarna gjordes för att slutligen sammanställas då alla mätningar var gjorda.

### III. RESULTAT

Projektet resulterade i en databas innehållande fullständiga mätningar från 16 personer. 14 stycken av dessa bidrog med en mätning var och två stycken bidrog med tre respektive fem mätningar var. Under projektet gjordes också flera mätningar som av olika anledningar var tvungna att avbrytas i förtid. Även dessa är samlade i databasen men är separerade från de andra.

Med varje mätning inkluderas en anteckning med information om mätningen. Där står det vilket datum mätningen gjordes, vem som utförde mätningen, om mätningen innehåller spikar och på vilka kanaler spikarna befinner sig samt om någon rörelse har utförts på fel sätt under mätningen.

De insamlade mätningarna är av varierande kvalitet. Vissa är felfria utan några störningar medan andra innehåller spikar och brus.

### IV. DISKUSSION

Handledaren för projektet önskade att mätningar från tio olika personer skulle samlas in vilket uppfylldes då det slutgiltiga antalet personer uppgår till 16 stycken. Mätningar från 16 olika personer ger ett tillräckligt underlag för att kunna hitta de mönster i signalerna som är gemensamt för alla människor. Två av personerna gjorde även fler än en mätning. Denna information kan användas till att undersöka om det finns förändringar i signalerna hos en individ över tid.

Förhoppningen att bygga upp en databas med enbart pålitliga signaler uppfylldes tyvärr inte då vissa mätningar innehåller spikar och brus. På grund av att flera problem uppstod insågs att projektets ursprungliga mål inte skulle hinna uppfyllas. Därför togs beslutet att enbart satsa på att uppfylla målet att samla in mätningar från tio olika personer, men att tillåta en mindre mängd spikar och brus i signalerna.

Grunden till detta beslut är det faktum att varje elektrodmatris innehåller 128 elektroder och att möjligheten finns att bortse från signalerna från enskilda elektroder då informationen analyseras. Att en eller två elektroder tappar kontakten med huden och genererar spikar anses därför inte vara så allvarligt.

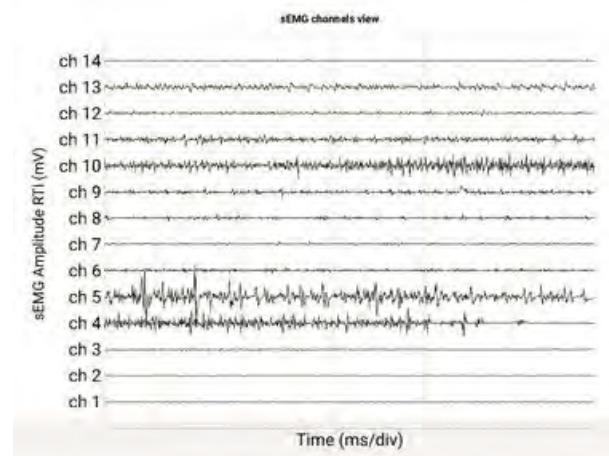
#### A. Utmaningar

Under arbetets gång har det uppstått flera utmaningar som har varit möjliga att reda ut med hjälp från handledare eller genom egna lösningar. Fördelen med att ha genomgått så många problem är att en bättre förståelse för utrustningen har erhållits i takt med att lösningar vuxit fram. Detta har gjort att mätningarna efter inlärningsperioden har gått mycket bra.

Den största utmaningen har varit signalkvaliteten. De första mätningarna var tvungna att avbrytas då det uppstod för många spikar i signalerna. Som tidigare beskrivits uppkommer spikar när kontakten mellan hud och elektrod inte är tillräcklig vilket betyder att de inte innehåller någon information från musklerna. Det gör därför ingen skillnad om signalen filtreras och det enklaste är att helt enkelt bortse från signalerna från den elektrod som tappat kontakten då analysen görs. En spikfri signal, enligt figur 11, är alltid det optimala.

Signalerna från elektroderna placerade i hörnen av elektrodmatriserna tenderade att innehålla många spikar och för att försöka motverka detta gjordes några mindre förändringar i metoden under projektets gång. Steget då tejp sätts längs ytterkanterna av matriserna adderades och för ytterligare förstärkning började ett elastiskt stödbandage att användas. Dessa tillägg till metoden förbättrade signalerna.

Figur 12 visar hur det kan se ut när det uppstår spikar. Detta ska helst undvikas då mycket information går förlorad på grund av spikarna. Under projektets gång var det hela tiden en avvägning mellan hur många spikar som skulle tillåtas och hur många mätningar som skulle hinna göras.



Figur 12. EMG-signaler med spikar [12].

#### B. Förbättringar

Trots några mindre förändringar i metoden i hopp om att undvika spikar och brus kan metoden säkerligen förbättras ytterligare. Detta eftersom att metoden innehåller många faktorer som kan ha påverkat och försämrat de uppmätta signalerna.

En faktor som mycket väl kan ha bidragit till en mindre kvalitativ databas är den mänskliga faktorn. Eftersom att gelen applicerades på elektroderna för hand samt att elektroderna sattes på armen efter ögonmått kan detta ha orsakat skillnader i signalerna. Dessa skillnader kan ha varit anledningen till signaler med spikar vid vissa mätningar.

För att få signaler med högre kvalitet hade personerna som genomgick mätningarna kunnat informeras bättre. Flera personer gjorde fel handrörelser. Dessa rörelser har antecknats och kommer inte att kunna användas i vidare analyser. Vissa personer satt helt stilla under mätningen förutom att de rörde handen medan andra rörde på sig mycket mer. Hur långt in i kraftriggen handen var placerad skiljde sig också åt.

Variationer i hur bra kontakt det var mellan elektroderna och huden medförde olika bra signaler. Eftersom att elektrodmatriserna klistras fast på armen och en mätning tar ungefär en timme så finns det alltid en risk att lite av klistret lossnar under mätningen och att en elektrod tappar kontakten med huden. Det är därför nästan omöjligt att undvika spikar med den använda metoden.

Under projektets gång har nya fel hela tiden uppstått vilket har lett till att kunskapen om utrustningen har förbättrats. Detta kan göra att mätvärdena i slutet är av en bättre kvalitet än de i början.

Hade det funnits mer tid till förfogande så hade mätningar på vänster hand kunnat göras. Detta hade givit ytterligare en dimension där skillnader mellan de olika händerna hade kunnat studeras. Även skillnader mellan höger- och vänsterhänta personer hade kunnat undersökas.

### C. Avgränsningar

Projektet var från början tänkt att även innehålla mätningar med EEG-signaler. EEG (elektroencefalografi) är samma typ av teknik som EMG men gäller signaler från elektrisk aktivitet i hjärnan istället för i skelettmuskulerna [9]. På grund av tidsbrist begränsades projektet till att bara gälla EMG-signaler. Anledningen till att tiden inte räckte till är att flera problem uppstod då mätningarna skulle genomföras. Detta gjorde att mätningarna inte var möjliga att utföra vid det planerade tillfället, var tvungna att avbrytas eller blev kraftigt försenade.

Eftersom att EEG-mätningarna ströks så fanns det lite tid till godo. Denna tid användes för att göra fler EMG-mätningar än vad som hade satts som mål.

I och med att inga EEG-mätningar gjordes saknas data från hjärnan i databasen och endast muskelsvar finns med. Detta gör att databasen inte har en lika stor bredd som den skulle kunnat ha, men det finns fortfarande mycket viktig data samlad i den. Datan från musklerna innehåller mycket värdefull information när det kommer till utveckling av handproteser, och det finns mycket som den kan användas till trots projektets avgränsning.

## V. ETISKA ASPEKTER OCH HÅLLBAR UTVECKLING

### A. Etiska aspekter

I dagens samhälle ses möjligheten att använda en protes som en bonus. Ett problem som kan uppstå om det i framtiden blir självklart att bära protes är att personer som inte kan eller inte vill använda protes kommer att exkluderas än mer från samhället. Dessutom kan det ge ut fel signaler om alla skulle kunna ha användning av en protes direkt får tillgång till en. Det kan då uppfattas som att det inte accepteras av samhället att sakna en hand eller en arm.

Enligt Sveriges hälso- och sjukvårdslag ska alla människor behandlas lika och rätten till god vård ska även den vara lika utan hänsyn till social- och ekonomisk ställning [10]. I Sverige är vården uppdelad på ett stort antal landsting där alla har olika förutsättningar och möjligheter. Landstingen bestämmer själva vad de ska finansiera och vad som kräver egenfinansiering av patienten.

Proteser är hjälpmedel som förbättrar livet för människor men har nackdelen att de är väldigt dyra. Den offentliga finansieringen av hjälpmedel (där till exempel proteser ingår) skiljer sig stort mellan landstingen [10]. Det betyder att kostnaden patienten själv får betala varierar. Vården är därmed inte på lika villkor och alla har inte samma möjlighet att få en protes. Istället beror det på var i landet de bor och hur deras ekonomiska situation ser ut.

Då frivilliga personer medverkar i en undersökning är det ur ett etiskt perspektiv viktigt att de blir informerade om vad deras deltagande betyder och hur informationen som samlas in kommer att användas. Uppgifter som namn, personnummer och ålder för enskilda personer ska inte delas vidare om det inte har godkänts av personen det gäller. I och med den nya lagen GDPR som håller på att införas är det extra viktigt att personuppgifter behandlas på rätt sätt.

### B. Hållbar utveckling

Hållbar utveckling består utav delarna ekologisk hållbarhet, social hållbarhet och ekonomisk hållbarhet.

För att främja ekologisk hållbarhet är det viktigt att tänka på tillverkningen och användningen av proteser. Här ingår vilka material som används för proteserna. Bra materialval är material som finns i obegränsad mängd och användningen av begränsade naturresurser ska minimeras så mycket som det är möjligt. Materialen ska även gå att återvinna. Hur proteserna tillverkas är också av betydelse då det kan skilja sig åt hur mycket olika metoder påverkar miljön.

För färdiga proteser är det bra om de kan återanvändas och återvinnas. Återanvändning gör att inte lika många proteser behöver produceras men kräver att de går att ställa in och anpassas för en ny person. För att kunna återvinnas behöver proteserna vara möjliga att tas isär, på ett inte allt för komplicerat sätt, så att de ingående materialen kan tas om hand på rätt sätt.

Att leva med bara en hand har en stor påverkan på en människa, både funktionellt och emotionellt. Proteser är därför med och bidrar till en ökad social hållbarhet då de förbättrar människors liv och får människor att bli mer inkluderade i samhället. De kan även leda till att personer får en bättre självkänsla och känner sig mer nöjda med sina kroppar. Tillsammans ökar detta personernas livskvalitet.

## VI. SLUTSATSER

Projektet resulterade i en färdigställd databas där det önskade antalet mätningar uppfylldes. Databasen kan ej anses vara helt pålitlig eftersom att vissa mätningar innehåller spikar. Detta är delvis resultatet av en bristande metod och delvis resultatet av tidsbristen orsakad av problem med mätningarna.

Databasen kommer i framtiden att användas i utvecklingen av nya handproteser genom att algoritmer för protesstyrning kommer att tas fram med hjälp av informationen.

## VII. EFTERORD

Tack till Christian Antfolk och Nebojsa Malesevic som i sina roller som handledare har stöttat och guidat oss genom projektet samt bidragit med all utrustning som har behövts för att kunna genomföra det.

Ett tack riktas också till alla frivilliga som varit med och bidragit till datainsamlingen: Per Augustsson, Hamid Behjat, Martin Bengtsson, Daniel Blomstrand, Anna Fornell, Mikael Henriksson, Carl Johannesson, Andreas Lenshof, Johan Nilsson, Ingrid Svensson, Pamela Svensson, Josefin Starkhammar och Lars Wallman.

Arbetet att förbereda och vara till hjälp vid mätningarna delades upp mellan författarna så att varje person närvarade vid hälften av mätningarna. Båda har sedan bidragit lika mycket till rapporten.

## REFERENSER

- [1] Industrial Safety & Hygien News. "Statistics on hand and arm loss". <https://www.ishn.com/articles/97844-statistics-on-hand-and-arm-loss>. 2014.
- [2] Centers for Disease Control and Prevention. "Specific birth defects". <https://www.cdc.gov/ncbddd/birthdefects/ul-limb-reduction-defects.html>. 2018.
- [3] Chalmers Tekniska Högskola. "Tankestyrd protes förändrar livet för amputerade". <https://www.chalmers.se/sv/nyheter/Sidor/Tankestyrd-protes-forandrar-livet-f%C3%B6r-amputerade.aspx>. 2012.
- [4] J. Sjöblom. "Från träben till robotarm". Karolinska institutet. <https://ki.se/forskning/fran-traben-till-robotarm>. 2014.
- [5] "Electromyography". Wikipedia. <https://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography2018>.
- [6] K. Österberg. "Svensk handprotes ska bli världsbäst". NyTeknik. <https://www.nyteknik.se/innovation/svensk-handprotes-ska-bli-varldsbast-6472368>. 2002.
- [7] Strain Measurement Devices. "S215 - Ultra-Low Profile Miniature Single Point Load Cell". <http://www.smdsensors.com/Products/S215-Ultra-Low-Profile-Miniature-Single-Point-Load-Cell/>. 2018.
- [8] OT Bioelettronica. "Quattrocento". [http://www.otbioelettronica.it/index.php?option=com\\_content&view=article&id=67&lang=en](http://www.otbioelettronica.it/index.php?option=com_content&view=article&id=67&lang=en). 2014.
- [9] "EEG - Elektroencefalografi". 1177. <https://www.1177.se/Skane/Fakta-och-rad/Undersokningar/EEG---Elektroencefalografi/>. 2016.
- [10] Statens medicinsk-etiska råd. "Med- och egenfinansiering i vården - etiska aspekter". [http://www.smer.se/wp-content/uploads/2015/01/Smer-2014\\_1-WEBB1.pdf](http://www.smer.se/wp-content/uploads/2015/01/Smer-2014_1-WEBB1.pdf). 2014.

### Bildkällor

- [11] Figur 1. Hylsprotes. <https://www.ottobock.in/prosthetics/upper-limb/solution-overview/>
- [12] Figur 11 och 12. Exempel på EMG-signaler utan och med spikar. <https://apkpure.com/duepro/org.lisin.nemesi>

Övriga bilder tillsammans med kopplingsschemat tillhör rapportförfattarna.

## BILAGA

A. Bilaga 1, Textfil innehållande samtliga textkommandon, skriven av Nebojsa Malesevic.

Little finger flexion  
 Little finger extension  
 Ring finger flexion  
 Ring finger extension  
 Middle finger flexion  
 Middle finger extension  
 Index finger flexion  
 Index finger extension  
 Thumb down  
 Thumb up  
 Thumb left  
 Thumb right  
 Wrist flexion  
 Wrist extension  
 Wrist rotate anti-clockwise  
 Wrist rotate clockwise  
 Little finger flexion + Ring finger flexion  
 Little finger flexion + Thumb down  
 Little finger flexion + Thumb left  
 Little finger flexion + Thumb right  
 Little finger flexion + Wrist flexion  
 Little finger flexion + Wrist extension  
 Little finger flexion + Wrist rotate anti-clockwise  
 Little finger flexion + Wrist rotate clockwise  
 Ring finger flexion + Middle finger flexion  
 Ring finger flexion + Thumb down  
 Ring finger flexion + Thumb left  
 Ring finger flexion + Thumb right  
 Ring finger flexion + Wrist flexion  
 Ring finger flexion + Wrist extension  
 Ring finger flexion + Wrist rotate anti-clockwise  
 Ring finger flexion + Wrist rotate clockwise  
 Middle finger flexion + Index finger flexion  
 Middle finger flexion + Thumb down  
 Middle finger flexion + Thumb left  
 Middle finger flexion + Thumb right  
 Middle finger flexion + Wrist flexion  
 Middle finger flexion + Wrist extension  
 Middle finger flexion + Wrist rotate anti-clockwise  
 Middle finger flexion + Wrist rotate clockwise  
 Index finger flexion + Thumb down  
 Index finger flexion + Thumb left  
 Index finger flexion + Thumb right  
 Index finger flexion + Wrist flexion  
 Index finger flexion + Wrist extension  
 Index finger flexion + Wrist rotate anti-clockwise  
 Index finger flexion + Wrist rotate clockwise  
 Thumb down + Thumb left  
 Thumb down + Thumb right  
 Thumb down + Wrist flexion  
 Thumb down + Wrist extension  
 Thumb down + Wrist rotate anti-clockwise  
 Thumb down + Wrist rotate clockwise  
 Wrist flexion + Wrist rotate anti-clockwise

Wrist flexion + Wrist rotate clockwise  
Wrist extension + Wrist rotate anti-clockwise  
Wrist extension + Wrist rotate clockwise  
Extend all fingers (without thumb)  
All fingers flexion (without thumb)  
All fingers extension (without thumb)  
Palmar grasp  
Wrist rotate anti-clockwise with the Palmar grasp  
Pointing: index-ext, all-flex  
3-digit pinch  
3-digit pinch with wrist anti-clockwise rotation  
Key grasp with wrist anti-clockwise rotation

# Dygnsmässig ögonrörelsevariation hos personer med och utan nystagmus

Markus Rahne (BME-14), Linnea Sjö Dahl (BME-15)

**Sammanfattning**—Ögonrörelsemätning för medicinsk diagnos är fortfarande i sin linda men är en teknik som har stor potential för analys och diagnos av mildare ögonsjukdomar. En sådan sjukdom är nystagmus som resulterar i ofrivilliga oscillerande ögonrörelser för patienten. För att effektivt och korrekt kunna undersöka de symptom som karakteriserar nystagmus eller liknande ögonsjukdomar måste ögonrörelsemätningen ge korrekta värden, oberoende av mätningens tillfälle. Detta arbete syftar till att ta reda på om ögonrörelser skiljer sig åt beroende på när på dagen de spelas in och om det finns skillnader på mätningar som gjorts med flera veckors mellanrum, samt om mätningarnas repeterbarhet skiljer sig åt mellan en person med nystagmus och en utan.

Inspelningarna har skett på Humanistlaboratoriet i Språk- och Litteraturcentrum vid Lunds Universitet. Ett experiment som testade en rad olika klasser av ögonrörelser sattes ihop och mätningar gjordes under en tidsperiod på 6 veckor. Rényi-entropin från varje mätning beräknades för att få ett mått på datans spridning och medelvärden på denna från de olika mätningarna jämfördes sedan. En statistisk analys gjordes efter det för att leta efter signifikanta skillnader enligt frågeställningarna. Resultaten visade inte på några skillnader på mätningar som gjorts vid olika tidpunkter på dagen eller med flera veckors mellanrum, däremot påvisades skillnader i repeterbarhet mellan personen med nystagmus och personen utan. Detta innebär att ögonrörelsemätningar från samma person kan jämföras utan problem oavsett när på dygnet de spelats in eller om de spelats in utspridda över en tidsperiod.

## I. INTRODUKTION

**N**YSTAGMUS är en ögonsjukdom som innebär konstanta, ofrivilliga oscillatoriska ögonrörelser för patienten, oftast från sida till sida men även uppifrån och ned. Dessa ögonrörelser kan beskrivas med hjälp av exempelvis sinusvågor. Sjukdomen kan vara både medfödd eller förvärdas i senare ålder och drabbar cirka 2,4 promille av befolkningen i USA [1]. Inga siffror hittades tyvärr för Europa och Sverige, men statistiken från USA kan vara en fingervisning för hur det ser ut här. Denna typ av ögonrörelser kan även uppstå hos friska personer, när de till exempel snurrar och försöker fästa blicken på något. Det kallas då fysiologisk nystagmus och är helt normalt. [2]

För att avgöra vilken typ av nystagmus en patient lider av – medfödd eller förvärdad – tar läkaren hänsyn till vid vilken ålder patienten började få symptom, samt vågformskaraktistiken hos ögonrörelserna. Olika typer av nystagmus (medfödd eller ej) ger olika typer av ögonrörelser

som då beskrivs av olika vågformer. Dessa skiljer sig åt från patient till patient och har studerats noga. Det finns just nu 13 olika klasser av vågformer vid nystagmus, där patienter oftast uppvisar fler än en typ. [3]

Nystagmus kan tyda på andra, underliggande neurologiska sjukdomar vilka skiljer sig åt beroende på om den är medfödd eller förvärdad, samt vilka vågformer som bäst beskriver ögonrörelserna nystagmus ger upphov till. [1] Det är därför av vikt att på ett smidigt sätt kunna klassificera vilken typ av nystagmus en patient har samt vilka vågformer den består av, där ögonrörelsemätare kan vara till hjälp.

Det finns flera olika typer av ögonrörelsemätare, men den vanligaste och den som använts i detta arbete kallas för video-okulografi och är kamerabaserad. Den består av en eller flera kameror som spelar in ögat och en eller flera källor som sänder ut infrarött ljus mot ögat. Det infraröda ljuset ger upphov till fyra olika reflexer i ögat, där den viktigaste för detta ändamål är reflexen från hornhinnan, cornealreflexen. Enkelt beskrivet så spelar kameran in pupillens rörelse och använder cornealreflexen som referenspunkt. Idén bakom är att pupillen rör sig med ögat när det rör sig, medan cornealreflexen är relativt stilla. Förhållandet mellan pupillen och cornealreflexen kan därför användas för att uppskatta var personens blick är riktad. För att kunna avgöra var exakt på skärmen personen tittar, görs en så kallad kalibrering följd av en validering inför varje inspelning. Det innebär att personen tittar på ett antal punkter på skärmen som systemet vet exakt var de befinner sig och därifrån kan ett förhållande mellan cornealreflexens och pupillens positioner och positioner på skärmen tas fram. [4]

Ögonrörelsemätare skulle även kunna användas vid uppföljning av behandling för nystagmus, samt i framtiden vid diagnostisering. Innan det kan bli verklighet behöves mer forskning om specifikt ögonrörelser och om det kan finnas naturliga variationer i ögonrörelsemönstret som inte beror på medicinering. Vid mätningar av ögonrörelser är det viktigt att ta hänsyn till de olika funktionella klasserna som ögonrörelser delas in i. Detta är olika sorters rörelser ögat kan utföra för att rikta ögonen mot det sökta objektet eller hålla kvar det i mitten av gula fläcken så det syns tydligt. De sju olika klasserna är: *fixeringar* som håller kvar det observerade objektet på den gula fläcken; *sackader* som för det du vill titta på till den gula fläcken; *mjuka följerörelser* som håller kvar ett objekt i rörelse på gula fläcken. Det finns även *vergens-rörelser* som flyttar ögonen i motsatta riktningar så att bilderna från ett objekt är placerade på deras respektive gula fläckar; *vestibulära rörelser*

Inlämnat den 8 juni 2018

Emailadress: {mte15lsj@student.lu.se, mte12mra@student.lu.se}

Teknisk handledare: William Rosengren, Avdelningen för Biomedicinsk teknik

Klinisk handledare: Björn Hammar

som håller saker du tittar på stadigt kvar på gula fläcken under korta huvudrotationer och *optokinetiska rörelser* som håller kvar bilder på gula fläcken under oavbrutna rotationer. Den sista klassen är *nystagmus, snabb fas*, som är rörelser som återställer ögonen under utdragna rotationer och riktar blicken mot den kommande scenen. [4]

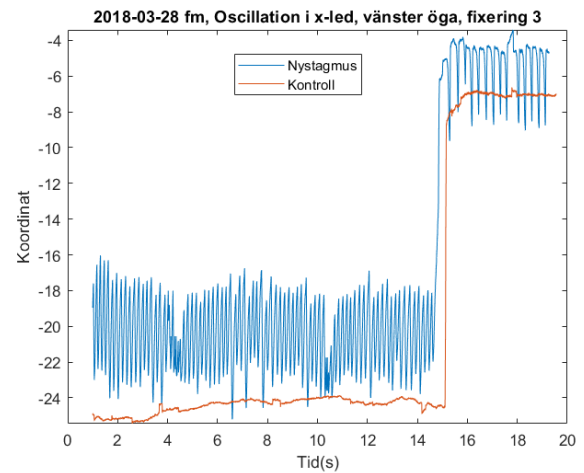
Något som är av intresse att ta reda på och som det ännu inte gjorts studier på är om exempelvis trötthet påverkar en människas ögonrörelser och hur mycket ögonrörelser varierar naturligt över tid, samt om detta är likadant för människor med och utan nystagmus. Skiljer sig två ögonrörelsemätningar åt som gjorts på samma person vid olika tider på dygnet eller går det att upprepa samma mätning och få samma resultat oavsett tid på dygnet? Hur ser det ut för två mätningar som gjorts med flera veckors mellanrum, skiljer de sig åt? Helt enkelt - hur repeterbara är ögonrörelsemätningar? Finns det någon skillnad i repeterbarhet hos personer med nystagmus respektive utan? Detta kandidatarbete syftar till att undersöka dessa frågeställningar och är en del av ett större doktorandprojekt som går ut på att skapa en tillförlitlig metod att med hjälp av ögonrörelsemätare bättre undersöka förbättringar hos nystagmuspatienter som genomgått behandling. Informationen från detta arbete kommer att användas i doktorandprojektet oavsett vad resultatet blir. Om stora naturliga variationer hos en persons ögonrörelser påvisas behövs algoritmer tas fram som kompenserar för detta, om inte kommer det inte att behövas.

Frågeställningarna har undersökts genom upprepade ögonrörelsemätningar på en person med nystagmus (N) och en person utan (UN). Mätningarna har skett både på morgonen och eftermiddagen på fem olika dagar, utspridda under en längre tidsperiod på sex veckor. En rad olika typer av ögonrörelser har testats för att få så mycket data som möjligt och spridning på denna data, så att flera parametrar kan undersökas.

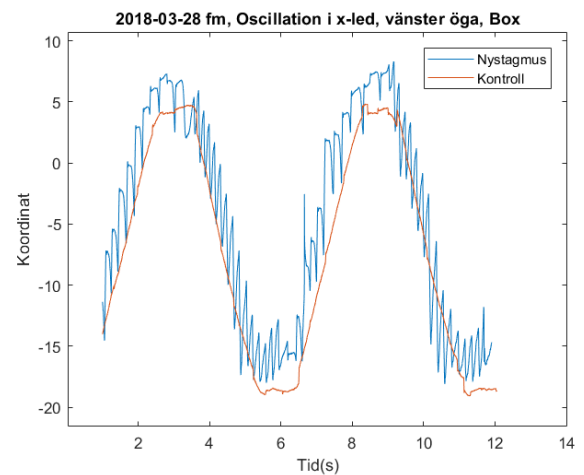
En dataanalys genomfördes på utvalda delar av datan, då tid inte fanns för att undersöka allt. Analysen bestod av att beräkna spridningen på värdena hos varje mätning och med hjälp av det statistiskt avgöra om mätningarna utspridda över dagen, samt utspridda över de sex veckorna vi gjorde mätningar, signifikant skilde sig från varandra. Resultaten från detta redovisas och diskuteras i följande avsnitt, samt de viktigaste slutsatserna.

## II. DATA

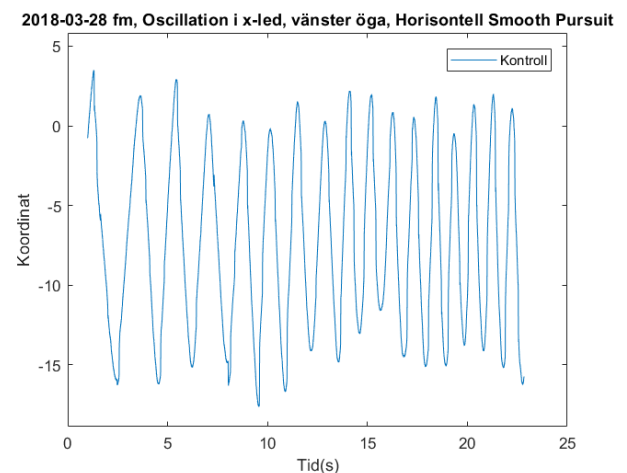
Mätningarna på ögonrörelser har gjorts med en stationär ögonrörelsemätare som samlar in data via video-okulografi. Modellen som användes är en EyeLink 1000 Plus (desktop mode), sampling frequency 1000 Hz, host software v. 5.09, Dev-Kit 1.11.571. Den totala mängden data innehåller mätningar på fyra olika typer av ögonrörelser: fixeringar, sackader, optokinetisk nystagmus (OKN) samt mjuka följrörelser. För detta arbete analyserades data från ett statiskt stimuli och ett dynamiskt, där det statiska representerades av de fem olika mätningarna av fixeringar. Det dynamiska stimuli var mjuka följrörelser, som genomfördes i vertikal samt horisontell led och en blandad sekvens där försökspersonen fick följa en prick som rörde sig i ett rektangulärt mönster. Då ursprungstestet



Figur 1: Oscillation i x-led från fixeringsuppgift med kontroll och nystagmus. Fixeringspunkt går från vänster till mitten av skärmen.



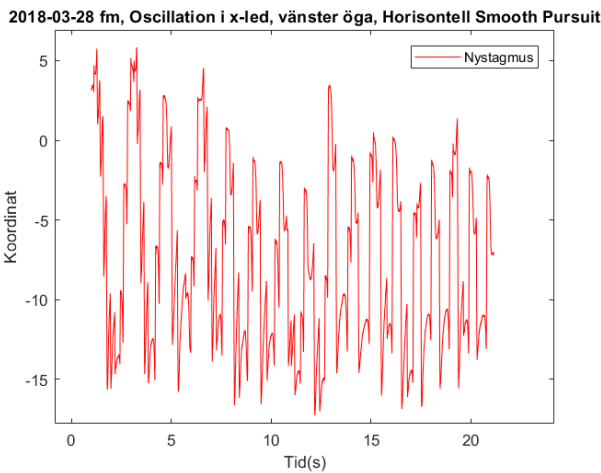
Figur 2: Oscillation i x-led från mjuka följrörelser. Fokuspunkt rör sig längs en rektangel.



Figur 3: Oscillation i x-led från mjuka följrörelser från UN.

är mycket mer genomgående samlades det in stora mängder data, som slutligen fick sällas bort då det saknade relevans för projektets slutgiltiga tes. Den kvarvarande datan som användes





Figur 4: Oscillation i x-led från mjuka följrörelser från N.

var fixering 2, 3 och 4 då dessa mätningar gav upphov till störst mätskillnader mellan nystagmus och kontroll. För den dynamiska datan användes alla tre mätningar som nämndes ovan. Den totala insamlade datan är alldeles för stor för kunna visas upp i någon meningsfull form men exempel på mätningarna ges av figur 1, 2, 3 och 4.

### III. METOD

#### A. Experimentet

Mätningarna gjordes med en stationär ögonrörelsemätare, experimentuppställning ges av figur 5. Ett utkast till hur ett experiment kan vara utformat erhöles av vår tekniske handledare som utfört liknande experiment med personer med nystagmus som en del i hans doktorandprojekt. Detta experiment var skrivet i programmeringsspråket Python, kördes i applikationen PsychoPy och bestod av prickar och kors som på en datorskärm testade de flesta av ögonrörelseklasserna. Först genomfördes kalibreringar och valideringar av båda ögonen enskilt, sedan båda samtidigt, för att upprätta ett förhållande mellan pupillernas och cornealreflexernas positioner och dess motsvarande position på datorskärmen.



Figur 5: Uppsättning av experimentets ögonrörelsemätare.

Sedan började experimentet med fixeringar, där en punkt dök upp på skärmen och personen som gjorde experimentet fäste blicken på den. Efter en stund bytte punkten plats och personen flyttade då sin blick till punktens nya position. Denna del var uppdelad i fem avsnitt, med en paus mellan varje avsnitt där testpersonen fick möjlighet att blinka. Då dagens ögonrörelsemätare saknar effektiva sätt att hantera blinkningar är det viktigt att inkorporera pauser mellan delarna och förmå försökspersonen att blinka så lite som möjligt under testet.

I avsnitt 1 började punkten längst ned i mitten av skärmen och flyttades sedan till skärmens mittpunkt. Avsnitt 2, 3 och 5 var likadana med skillnaden att startpunkten i respektive avsnitt var längst upp, längst till vänster och längst till höger på skärmen. Dessa avsnitt var alla 20 sekunder långa. I hela avsnitt 4 var punkten stilla i skärmens mittpunkt och detta avsnitt var 35 sekunder långt.

Därefter testades sackader, där personen först tittade på ett plus i skärmens mittpunkt som sedan försvann och ersattes av en punkt ovanför, nedanför eller på någon sida av korset halvvägs ut till skärmens kant. Detta var randomiserat så att personen inte skulle kunna gissa var nästa punkt skulle dyka upp. Denna del pågick i 1 min och 48 sekunder.

Sedan testades optokinetiska rörelser, en simulering som inducerar liknande effekt som nystagmus även hos friska personer. Simuleringen gjordes genom att ett randigt mönster av svarta och vita kolumner åkte förbi på skärmen. Detta gjordes i fyra stadier, med rörelser som gick höger till vänster, vänster till höger, uppifrån till ned samt nedifrån till upp. Respektive del varade i 14,4 sekunder.

Sist testades mjuka följrörelser, då försökspersonen följde en punkt som rörde sig längs skärmen. De två första testen var av snarlik karaktär där en punkt rörde sig längs antingen en horisontell eller vertikal linje i mitten av skärmen mellan två positioner halvvägs ut till skärmens kant, med successivt ökande hastighet. Dessa tester varade i 23,4 sekunder vardera. De två sista testerna var av konstant hastighet där en punkt rörde sig två varv längs en rektangel och till sist längs en sinuskurva över skärmen. Delen med rektangeln varade i 12,6 sekunder och sinuskurvan i 8,4 sekunder. Datan samlades in över experimentets gång med en samplingshastighet på 1000 Hz och sparades på dator. Datan delades in i koordinater för pupillreflex samt cornealreflex och delades ytterligare in i position i x- och y-led för höger och vänster öga.

#### B. Dataanalys

För att kunna erhålla positionsdata för ögonen subtraherades pupillens position med cornealreflexen. Detta ger dock upphov till ett problem då data ej har spelats in, antingen på grund av detekteringsproblem från kamerans sida, eller det vanligaste problemet, att försökspersonen har blinkat. När kameran inte kunnat detektera ett öga sätts datan till ett negativt minivärde på  $-32768$ . Detta leder i sin tur till att i den slutgiltiga datan över koordinater symboliseras en blinkning eller brist på data av ett värde på 0, något som skapar en stor diskrepans mellan den riktiga datan som ska analyseras och det som kan kallas för "skräpdata". Därför behövde rådatan filtreras innan någon form av statistisk analys kunde genomföras.

Filtreringen skedde i två faser. Första fasan var en enkel traversering av vektorerna för pupillen där all data med värdet -32768 förkastades, samtidigt som samma indexposition i vektorn över cornealreflexen förkastades, även om den inte nödvändigtvis hade det sökta värdet. Den nya vektorn innehållande relativa koordinater hade däremot fortfarande kvar artefakter då det direkt efterföljande pupillvärdet subtraherats med cornealreflexen bildade en spik i värdena under de direkt efterföljande mätpunkterna efter en filtrerad blinkning. Den nya vektorn behövde alltså filtreras en gång till för att eliminera spikarna i datan för att inte störa den senare analysen. Den andra filtreringen traverserade vektorn och identifierade alla positiva och negativa toppar. För att bedöma vilka toppar som var naturliga och vilka som var skräp användes medelvärden på de 20 högsta topparna i vektorn som uteslutningsmetod, där de toppar som var högre än medelvärdet filtrerades bort. Topparna normaliserades med hjälp av ett medianfilter, ett filter som ersätter toppvärdet med medianen av toppen och ett värde före och efter i vektorn. Slutligen gavs en färdig vektor utan större artefakter som kunde undersökas med hjälp av statistiska verktyg.

Innan fortsatt analys av datan kunde göras krävdes en sällning och ett beslut kring vilka ögonrörelser som undersökningen skulle fokusera på, då det ej fanns tillräckligt med tid för att kunna analysera all vår data. Efter diskussioner med teknisk handledare beslutades det att fokus skulle läggas på mätningarna från ett statiskt och ett dynamiskt stimuli. Då det enda statiska stimuli som spelats in var fixeringar föll valet på detta. Det dynamiska stimuli som valdes var mjuka följrörelser, då det ger möjlighet att undersöka hur ögat reagerar på ett kontinuerligt rörande objekt, den raka motsatsen till fixering. Vi var även särskilt nyfikna på resultaten från då pricken rörde sig i en rektangel, med tanke på att detta test tagits fram för just denna studie. För att underlätta ytterligare användes endast data från vänsterögat då skillnaden mellan höger och vänster öga var försumbar. Denna data i sig var svårtolkad då den endast gav positionen över tid så för vidare undersökning behövdes en tid-frekvensanalys göras. Det slutgiltiga målet var att få fram en *Rényi-entropi*, som inom statistiken används som ett index för mångfald och alltså visar hur stor spridning värdena inom varje mätning har. Rényi-entropi beräknades genom att först transformera ursprungsdatan med hjälp av *Hilbert*-transformen. Transformen gör att alla negativa frekvenser tas bort ur spektrat. Med en ingående kontinuerlig signal  $x(t)$  så ges Hilbert-transformation av  $z(t) = x(t) + i\mathcal{H}\{x(t)\}$ , där  $\mathcal{H}\{x(t)\}$  är Hilbert-transformationen av  $x(t)$  för en kontinuerlig signal. Resultatet blir alltså att den transformerade kontinuerliga signalen har en imaginär komponent, till skillnad från insignalen som var helt reell. Från den transformerade datan beräknas sedan *Wigner-fördelningen* av signalen, som ger en tid-frekvensfördelning av hur frekvensen förändras över tid. Kort sagt görs en stor mängd på varandra följande snabba fouriertransformer (FFT) på signalen som sedan summeras. Från detta fås en representation över de olika frekvensernas amplitud sett över

tid. För signalen  $z(t)$  definieras Wigner-fördelningen som

$$W(t, f) = \int_{-\infty}^{\infty} z(t + \frac{\tau}{2}) z^*(t - \frac{\tau}{2}) e^{-j2\pi f\tau} d\tau. \quad (1)$$

Från Wigner-fördelningen beräknades sedan Rényi-entropin. Gränser för frekvensen  $f_0$  och  $f_1$  sattes till 2 Hz respektive 8 Hz efter exempelkod från teknisk handledare som använts i ett tidigare projekt där data över nystagmus genomgick en liknande evaluering. Rényi-entropin är normerad och beräknades enligt följande två funktioner:

$$R_\alpha = \frac{1}{1-\alpha} \log_2 \left( \sum_{f=f_0}^{f_1} \sum_{t=t_0}^{t_1} (W'(t, f)^p) \right), \quad p = 3 \quad (2)$$

där

$$W'(t, f) = \frac{W(t, f)}{\sum_{f=f_0}^{f_1} \sum_{t=t_0}^{t_1} (W(t, f))} \quad (3)$$

Den slutgiltiga tidsserien som användes för att beräkna all statistik var

$$R_\alpha(t_0) = \frac{1}{1-\alpha} \log_2 \left( \sum_{f=f_0}^{f_1} \sum_{t=t_0}^{t_0+1} (W'(t, f)^p) \right) \quad (4)$$

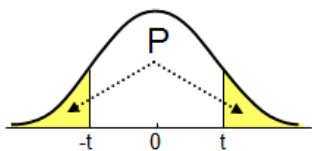
där  $t_0$  är definierat som  $t - 1$  för varje aktuellt  $t$  i serien.

Från den färdiga Rényi-entropin kunde den statistiska analysen påbörjas genom att beräkna medelvärdet av entropin för varje del i mätningen. Medelvärdet från varje avsnitt i det statiska respektive dynamiska stimuli ritades upp i samma diagram, samt jämförelser mellan data från förmiddagar och eftermiddagar respektive första och sista mätningen. Datan från **N** skildes åt från datan från **UN**, genom att ge dem olika former i diagrammet.

Den statistiska analysen gjordes genom att först visuellt analysera varje avsnitt i mätningarna och avgöra om det verkade finnas en uppdelning mellan medelvärdena från förmiddagar och eftermiddagar, från första och sista mätningen samt mellan **N** och **UN**. I de fall där datan överlappade drogs slutsatsen att ingen signifikant skillnad fanns. Vid fallen där det såg ut att finnas en uppdelning togs det medelvärde från respektive grupp som låg närmast den andra gruppen fram och två typer av statistiska beräkningar genomfördes; ett hypotestest för att beräkna *P-värdet* och ett konfidensintervall för skillnaden mellan mätserierna. Båda dessa beräkningar utfördes med hjälp av en web-baserad räknare specialiserad på statistiska beräkningar [5].

Nollhypotesen  $H_0$  var i detta fall att skillnaden mellan de två mätserierna är 0 och P-värdet är sannolikheten att få fram de observerade värdena på respektive mätserie om  $H_0$  är sann. Ett lågt P-värde skulle alltså tyda på att nollhypotesen inte stämmer och att det finns en signifikant skillnad mellan de två mätserierna. P-värdet togs fram med hjälp av t-testet, där P-värdet är arean av delen av t-fördelningen med  $n_1 + n_2 - 2$  frihetsgrader som hamnar utanför  $\pm t$ .

$$t = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{d(\bar{X})} \quad (5)$$



Figur 6: t-fördelningen, där P symboliserar P-värdet. [6]

Här står  $\bar{x}_1$  och  $\bar{x}_2$  för respektive medelvärde och medelfelet är  $d(\bar{X}) = s_p \sqrt{\frac{1}{n_1} + \frac{1}{n_2}}$ , där  $n_1$  och  $n_2$  står för antal observationer i respektive mätning och  $s_p^2 = \frac{(n_1-1)s_1^2 + (n_2-1)s_2^2}{(n_1-1) + (n_2-1)}$  är den skattade poolade variansen, där  $s_1$  och  $s_2$  är respektive mätningens standardavvikelse.

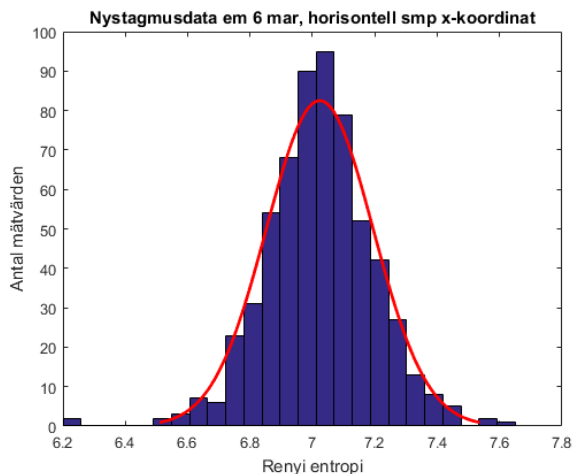
Det andra testet som gjordes för att se om skillnaden var statistiskt säkerställd var att ett 95%-igt konfidensintervall över skillnaden mellan de två mätserierna konstruerades enligt ekvationen (6). Om det beräknade intervallet inte täcker 0 skulle det tyda på en signifikant skillnad.

$$I_{\mu_1 - \mu_2} = (\bar{x}_1 - \bar{x}_2 \pm t_{\alpha/2}((n_1 - 1) + (n_2 - 1)) \cdot d(\bar{X})) \quad (6)$$

Här står  $I_{\mu_1 - \mu_2}$  för intervallet, t för t-fördelningen,  $\alpha$  för kvantilen (som i detta fall blir  $1 - 0,95$ ) och i övrigt likadant som ovan.

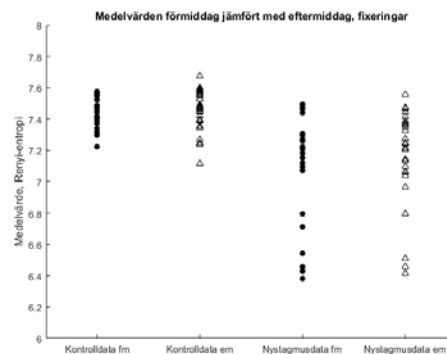
#### IV. RESULTAT

Totalt sett erhöles 18 stycken mätningar med uppdelning i fem stycken eftermiddagar och fyra stycken förmiddagar. Av de utvalda mätserierna var den färdiga Rényi-entropin normalfördelad för alla utom förmiddagsmätningen från fixering 3 i x-led av UN, 2018-03-21, se datan från 2018-03-06 i figur 7 som exempel.

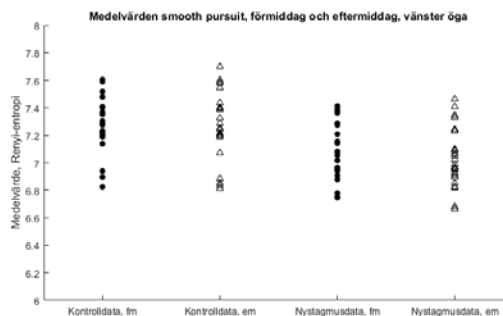


Figur 7: Exempel på normalfördelning för Rényi-entropin av mätdata från eftermiddagsmätningen den 6 mars.

Alla medelvärden av Rényi-entropin ges av figur 8 och 9, där uppdelade i förmiddags- och eftermiddagsdata med UN till vänster och N till höger. Medelvärdena från första mätningen och sista mätningen ses i figur 10 och 11. Varje del av varje mätning jämfördes på samma sätt och för de avsnitt där medelvärdena inte överlappade gjordes ytterligare



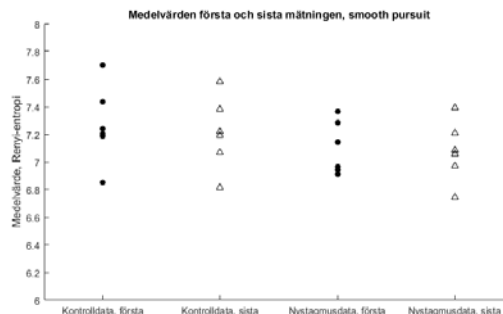
Figur 8: Medelvärden för alla valda fixeringsmätningar, förmiddagar jämfört med eftermiddagar mellan UN och N.



Figur 9: Medelvärden för alla valda mätningar av mjuka följereörelser, förmiddagar jämfört med eftermiddagar mellan UN och N.

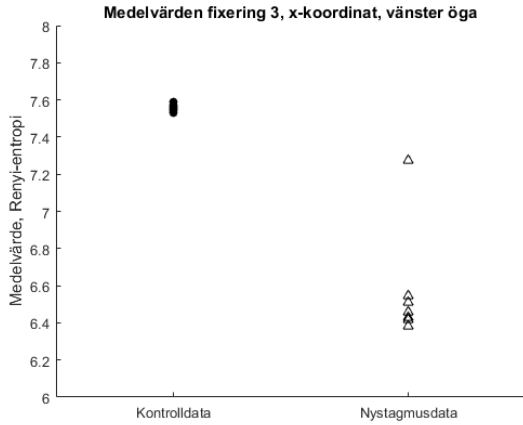


Figur 10: Medelvärden för fixeringsmätningar, från första och sista mätningen mellan UN och N.

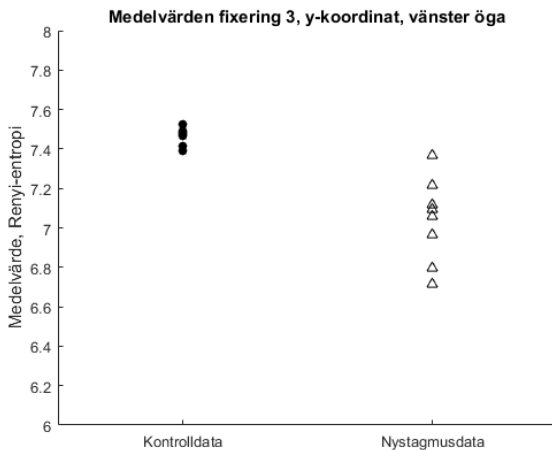


Figur 11: Medelvärden för mätningar av mjuka följereörelser, från första och sista mätningen mellan UN och N.

statistiska analyser för att säkerställa skillnaden mellan individuella mätningar. Medelvärdena för Rényi-entropin för de avsnitt där överlapp inte fanns ges av figur 12, 13, 14, 15 och 16. Från dessa togs de två mätserier vars medelvärden mest liknade varandra ut och statistiskt beräknades huruvida det fanns en signifikant skillnad mellan dem, vars resultat finns i tabell I. I figur 12 har det högsta värdet i Nystagmusdata ansetts avvikande och tagits bort.



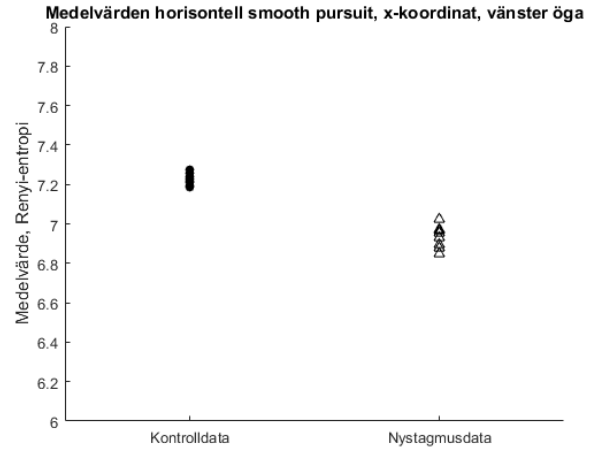
Figur 12: Medelvärden för mätningar i x-led för fixering 3, med fixeringskoordinater från vänster kant till mitten.



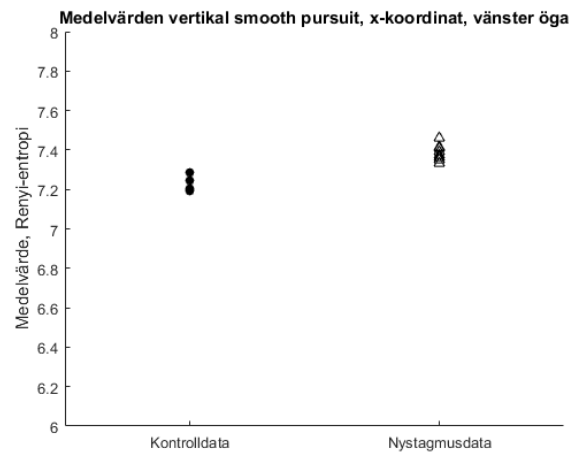
Figur 13: Medelvärden för mätningar i y-led för fixering 3, med fixeringskoordinater från vänster kant till mitten.

## V. DISKUSSION

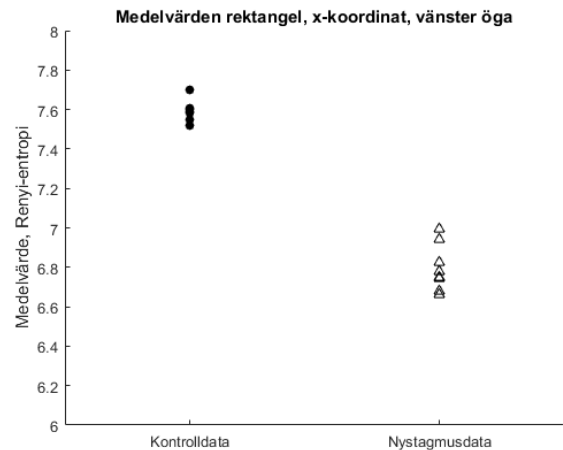
Enligt våra resultat syns det tydligt att de första frågeställningarna som hör till projektet kan besvaras med nej, det blir ingen skillnad i ögonrörelser vid mätningar tagna olika tider på dygnet eller med lång tid emellan. Detta då figurerna 8, 9, 10 och 11 alla visar på ett tydligt överlapp mellan medelvärdena, både mellan mätning på förmiddagen och eftermiddagen men även mellan UN och N. Sett över den längre perioden på sex veckor av mätningar kan ingen större skillnad mätningar emellan heller visas, som visas i figur 10 och 11. Som förväntat upptäcktes en skillnad mellan N och



Figur 14: Medelvärden för mätningar i x-led för mjuka följrörelser i horisontell led.



Figur 15: Medelvärden för mätningar i x-led för mjuka följrörelser i vertikal led.



Figur 16: Medelvärden för mätningar i x-led för mjuka följrörelser längs en rektangel.

UN i både jämförelserna mellan olika tider på dygnet samt mellan den första och sista mätningen i fixeringsdatan, då

Figur	Datum	Medelvärden	Standardavvikelse	Provstorlek	Konfidensintervall, $I_{0,95}$	P-värde
12	27 mars, em 21 mars, fm	$\mu_k = 7,5279$ $\mu_n = 6,5433$	$s_k = 0,2306$ $s_n = 0,2994$	$n_k = 621$ $n_n = 566$	$[-1.0149, -0.9543]$	$< 0,0001 (***)$
13	21 mars, fm 17 april, em	$\mu_k = 7,3919$ $\mu_n = 7,3659$	$s_k = 0,2094$ $s_n = 0,1537$	$n_k = 605$ $n_n = 1188$	$[-0.0431, -0.0089]$	$0,0029 (**)$
14	6 mars, em 6 mars, em	$\mu_k = 7,1847$ $\mu_n = 7,0232$	$s_k = 0,1503$ $s_n = 0,1710$	$n_k = 702$ $n_n = 610$	$[-0.1789, -0.1441]$	$< 0,0001 (***)$
15	17 april, fm 28 mars, em	$\mu_k = 7,2885$ $\mu_n = 7,3307$	$s_k = 0,2045$ $s_n = 0,2189$	$n_k = 745$ $n_n = 714$	$[0.0205, 0.0639]$	$0,0001 (***)$
16	17 april, fm 28 mars, em	$\mu_k = 7,5201$ $\mu_n = 6,8224$	$s_k = 0,0899$ $s_n = 0,2293$	$n_k = 320$ $n_n = 321$	$[-0.7247, -0.6707]$	$< 0,0001 (***)$

Tabell I: Utvärdering av hypotes  $H_0: \mu_k - \mu_n = 0$

medelvärdena som hörde till **N** hade betydligt större spridning än motsvarande värden tillhörande **UN**. Då positionsdatan oscillerar mycket mer hos **N** än **UN** reflekteras detta i Rényi-entropin vilket resulterar i ett mer utspritt spektrum av medelvärden, men det gäller ej för alla undersökningar. Generellt sett visade det sig även att entropin för **N** har ett lägre värde än de för **UN**. Då Rényi-entropin ger ett kvantiserat värde på ett systems slumpmässighet innebär det att nystagmus större oscillationer till trots ger ett lägre entropivärde, då ögats oscillationer är mer snarlika varandra. För **UN** gäller istället det motsatta, där oscillationerna är mindre i storlek men förändringarna är mer slumpmässiga vilket ger ett mindre spektrum men högre entropi.

Fixeringsmätningarna i experimentet hade med vinklar då **N**:s ögonrörelser oscillerade kraftigt, medan mätningarna för de mjuka följörörelserna inte hade med dessa vinklar. Detta innebär att vid mätningarna för de mjuka följörörelserna var **N**:s nystagmussymptom mindre framträdande och ögonrörelserna alltså mer lika **UN**, med ett mer överlappande medelvärdespektrum som resultat. Detta kan förklaras med att nystagmus ej är likadant över hela synfältet utan har vissa så kallade "calm spots", vilka är ögonvinklar där ögonrörelserna inte oscillerar lika mycket.

Samtidigt illustrerar figurerna att skillnaden mellan **UN** och **N** kan variera stort experiment emellan och alltså är beroende av vilken klass av ögonrörelser som testas. För vissa av klassificeringarna kunde ingen skillnad påvisas, men för 5 av dem hittades en visuell skillnad. Denna skillnad har även statistiskt kvantifierats enligt tabell I, där p-värdet för samtliga jämförelser är minst tvåstjärnigt signifikant och alltså visar på en statistiskt säkerställd skillnad för alla mätningar som undersökts. Den insamlade datan kan alltså med stor signifikant skillnad urskilja mellan **UN** och **N** vid mätning av vissa ögonrörelser, då särskilt de ögonrörelser vid vinklar då nystagmussymptomen hos **N** är tydligt framträdande. Detta beror sannolikt även på om riktningen på ögonrörelserna som nystagmussymptomen ger upphov till är horisontella eller vertikala. För alla utom en av mätningarna är det i x-led som en skillnad kan urskiljas, vilket tyder på att **N**:s nystagmussymptom påverkar mest i horisontell led. Resultat som ytterligare stödjer detta är att de två mätningar med högst p-värde och konfidensintervall närmast 0, det vill säga de med lägst signifikant skillnad, är fixeringen mätt i y-led samt den som måtte vertikala mjuka följörörelser. Skillnaden är mer säkerställd för mätningar gjorda i x-led och horisontell led.

Vårt att påpeka är också att det är svårt att göra en statistisk

undersökning helt opartisk. Data kan inte manipuleras men tolkningen av den kan göras på en rad olika sätt, vilket kan leda till skiftande tolkningar av samma data, även om vi ansträngt oss till vårt yttersta att göra en rättvis undersökning. Ett urval av data behövdes göras då det inte fanns tid till att analysera allt, vilket också måste tas med i bedömningen av resultatet. Ytterligare en felkälla är att Rényi-entropin för en av mätningarna (**UN**:s data för fixering 3, x-koordinaten) inte var normalfördelad, vilket gör att beräkningarna för p-värde och konfidensintervall för just fixering 3 har högre felrisk än övriga beräkningar. Vi valde trots det att utföra samma beräkningar för sannolikheten som för övriga mätningar, då denna mätning även visuellt verkade uppvisa en tydlig skillnad mellan **N** och **UN**.

#### A. Hållbar utveckling

Hållbar utveckling brukar delas upp i tre dimensioner: miljömässig, ekonomisk och social. Den miljömässiga dimensionen handlar om hushållning med resurser, där detta arbete inte kan sägas göra varken från eller till, då just hushållning med resurser inte varit huvudfokus under arbetets gång. Utrustningen kräver elektricitet för att fungera och då används resurser, även om det självklart går att sträva efter att elektriciteten ska komma från förnybar energi. Den ekonomiska dimensionen handlar om att motverka fattigdom och arbeta mot en ekonomisk utveckling som inte medför negativa konsekvenser för de två andra dimensionerna. Detta har inte varit något som detta arbete handlat om. Den sista dimensionen, den sociala, handlar om strävan mot ett samhälle som uppfyller grundläggande mänskliga rättigheter, där rätten till sjukvård ingår. Detta arbete syftar till att bidra till en bättre vård för nystagmuspatienter, vilket bidrar till den sociala dimensionen av hållbar utveckling.

#### B. Etik

Vid medicinska studier och insamling av data är det av stor betydelse att personer som deltar har blivit informerade om vilken sorts data som samlas in, vilka som kommer åt datan, hur den ska användas och hur länge den sparas. Detta bör tas särskild hänsyn till då en ny lag som skärper kraven kring lagring av personuppgifter och datasäkerhet, GDPR eller dataskyddsförordningen, träder i kraft strax efter denna rapport skrivits färdigt. Då de enda som deltagit i denna studien är rapportförfattarna har detta uppnåtts med lätthet.

## VI. SLUTSATSER

Dessa resultat visar på att det inte har någon betydelse när på dygnet ögonrörelser spelar in, de ger ett jämförbart resultat oavsett. Även mätningar som görs med en viss tid emellan är upprepbara, här jämfördes mätningar som gjorts med sex veckors mellanrum och ingen skillnad påvisades. En viss skillnad i repeterbarhet hittades mellan personen med nystagmus och personen utan, då särskilt när ögonvinklar mättes där nystagmussymptomen var framträdande.

## VII. EFTERORD

Vi vill rikta ett stort tack till vår tekniska handledare William Rosengren, doktorand vid Avdelningen för biomedicinsk teknik, som följt och stöttat oss genom hela projektet och varit till stor hjälp. Han har även givit värdefull feedback på vår rapport.

Vi vill även tacka Marcus Nyström, forskningsingenjör vid HumanistLaboratoriet, som svarat på frågor kring och hjälpt oss med utrustningen för ögonrörelsemätning.

Båda författarna har i lika delar bidragit till detta arbete och har till stor del suttit sida vid sida och arbetat med det.

## REFERENSER

- [1] Hussain, N. "Diagnosis, assessment and management of nystagmus in childhood," *Paediatrics and Child Health*, 26(1):31–36, 2016.
- [2] Abadi, R. "Mechanisms underlying nystagmus," *Journal of the Royal Society of Medicine*, 95(5):231–234, 2002.
- [3] Theodorou, M. and Clement, R. "Classification of infantile nystagmus waveforms," *Vision research*, 123:20–25, 2016.
- [4] Larsson, L. "Event detection in eye-tracking data for use in applications with dynamic stimuli". 2016.
- [5] MedCalc Software bvba. "MedCalc's comparison of means calculator". [https://www.medcalc.org/calc/comparison\\_of\\_means.php](https://www.medcalc.org/calc/comparison_of_means.php). 2018. Hämtad 2018-05-15.
- [6] MedCalc Software bvba. "Values of the t-distribution (two-tailed)". <https://www.medcalc.org/manual/t-distribution.php>. 2018. Hämtad 2018-05-15.

# Chatt-applikation för en jämlik och effektiv vård

Christoffer Krabbe(BME-15), Rebecka Gerdtham(BME-15)

**Sammanfattning**—I hopp om att bli ledande i Sverige inom eHälsa arbetar Region Skåne med olika digitaliseringsinitiativ. I denna artikel beskrivs utvecklingen av ett sådant initiativ, en prototyp till en chatt-applikation för Habilitering och hjälpmedel. I nuläget används 1177:s e-tjänster och telefonsamtal i Region Skåne, men de kan upplevas som svåra kommunikationsverktyg för individer med funktionsvariation. Dels är 1177:s e-tjänster inte lämpligt för korta och regelbundna kontakter, dels är användargränssnittet inte anpassat med färger och kontraster, vilket resulterar i lång inlärningstid. Huvudtanken med chatt-applikationen är därför att korta ned inlärningstiden genom att utforma ett användargränssnitt som påminner om de chatt-applikationer som finns på marknaden. Resultatet blev en chatt-applikation med tydliga knappar och kontraster. Olika färger valdes för att associera med dess funktion och leda användaren vidare. Förhoppningar efter vidareutveckling av prototyp är effektivare arbetssätt och vård på lika villkor.

## I. INTRODUKTION

Region Skåne har som mål att bli främst i Sverige inom eHälsa till 2025, där förhoppningarna med digitaliseringsinitiativet är en mer jämlik vård med god kvalitet, att patienter ska få större delaktighet i sin egna vård och ett effektivare arbetssätt för medarbetarna [1]. Detta ska i sin tur leda till effektivare fördelning av ekonomiska resurser och ett preventivt arbetsätt inom sjukvården. Tekniken har funnits en längre tid i andra samhällsfunktioner och nu är det dags för hälso- och sjukvården att komma ikapp.

Syftet med projektet är att bidra till denna utveckling med en prototyp till en applikation som ska fungera som en chatt mellan vårdtagare och vårdgivare på Habilitering och hjälpmedel i Region Skåne. Denna form av kommunikationsväg finns inte tillgänglig idag. Däremot finns behovet, ett behov som grundar sig i att hälso- och sjukvården fördelas ojämnt mellan invånarna och inte uppfyller vård på lika villkor. Målgruppen för denna applikation är vårdtagare med funktionsvariation som har olika förutsättningar för att kommunicera med vården.

I nuläget kan vårdtagare och vårdgivare använda telefon, direkta möten och 1177:s e-tjänster som kommunikationsväg. För vårdgivare med många telefonsamtal per dag kan detta bli ett ineffektivt arbetssätt och det kan vara opraktiskt för vårdtagare att ta samtal under dagen. Telefonsamtal kan kännas krävande för vårdtagare med olika funktionsvariationer. 1177:s e-tjänster ger möjlighet till en kommunikation likt mejl, men när en vårdtagare initierar kontakt med sin vårdgivare går ärendet först till en ärendemottagare vars uppgift är att fördela vidare ärendet till rätt vårdgivare. Detta skapar onödigt lång väntetid för korta regelbundna kontakter. 1177:s e-tjänster har även uppfattats som ett svårt kommunikationsverktyg för vissa

vårdtagare med funktionsvariation då dess användargränssnitt och användningssätt inte är fullt anpassat. Kontraster och färger kan vara svåra att urskilja och uppfatta [2].

I projektet har fokus lagts på användargränssnittet och därför har avgränsningar gjorts. Chatt-applikationen väntas bli en prototyp då tiden inte skulle räcka till för att på ett fullständigt sätt ta fram en applikation som uppfyller de säkerhetskrav som ställs på en produkt inom hälso- och sjukvården. Patientsäkerhet prioriteras och där är informationsäkerhet den grundläggande byggstenen i Region Skånes arbete för en säker vård med god kvalitet och som skyddar den personliga integriteten. Informationen måste behandlas med försiktighet för att endast vara tillgänglig för behöriga, skyddas mot förändring, och vara tillgänglig när den behövs. Region Skånes riktlinjer grundar sig i standarden för informationssäkerhet ISO/IEC 27000 [3]. Kommunikationen ska vara skyddad med någon form av kryptering, vilket inte har varit möjligt att uppnå i detta projekt.

Denna uppsats inleds med *Metod* som beskriver olika scenarion för målgrupper där kommunikationsverktygen hos Region Skåne inte räcker till. Därefter formuleras de krav som ställts på projektet, tillvägagångssättet och återkoppling från kontaktpersoner i Region Skåne. I *Resultat* förklaras de olika funktionerna i applikationen och i *Diskussion* diskuteras nyttan av chatt-applikationen. Avslutningsvis sammanfattar vi våra viktigaste slutsatser.

## II. METOD

Projektet inleddes med ett möte med staben för IT och eHälsa på Region Skåne. Enhetschefen Carina Nordqvist, uppdragsledaren för eHälsa och digitalisering Theresa Kjellström, och systemvetaren Ulrika Fridolf var närvarande. Under mötet diskuterades möjliga projekt och Region Skånes innovationsgrupp hade funderat på möjligheten att utveckla en chatt-applikation till förvaltningen Habilitering och hjälpmedel. Detta var ett initiativ som passade oss väl och därmed startades projektet. Ulrika Fridolf blev projektets kontakt till Habilitering och hjälpmedel.

Behovet av en chatt-applikation undersöktes genom att besöka de mottagningar där en applikation hade varit av intresse och diskutera med medarbetarna om ett eventuellt behov. Det fanns en tydlig efterfrågan att använda ett enklare sätt att kommunicera med vårdtagare [2].

En tidig kontakt med Joakim Olsson på Vuxenhabilitering knöts för att få återkoppling under projektets gång.

### A. Tre möjliga scenarion

Inom Habilitering och hjälpmedel finns det vårdtagare med olika funktionsvariationer vilket ger olika förutsättningar att hantera kommunikationsverktyg. Detta ställer krav på att

Inlämnat den 5 juni 2018

E-mejladress: {mat15ckr@student.lu.se, vov14rge@student.lu.se}

Teknisk handledare: Martin Stridh, Lunds Tekniska Högskola

Klinisk handledare: Ulrika Fridolf, Region Skåne

hälso- och sjukvården kan erbjuda olika möjligheter till kommunikation med vårdpersonal.

För att illustrera de behov som skulle täckas av en chatt-applikation beskrivs olika scenarion i denna del. De största målgrupperna inom Habilitering och hjälpmedel och dess förutsättningar för att kommunicera med vården [4]. I diskussionsdelen diskuteras hur behoven uppfylls.

1) *Scenario 1:* En vårdtagare med diagnosen högfungerande autism kan uppleva fysiska möten och telefonsamtal som obehagliga. Enligt våra kontaktpersoner på Region Skåne finns en risk att många av dessa vårdtagare undviker att ta kontakt med vården till följd av detta. Dessa vårdtagare är ofta vana att använda sig av teknik, men en ny kommunikationsväg behövs för att inte utesluta någon från vården.

2) *Scenario 2:* För en vårdtagare med hörselnedsättningar är ibland telefonsamtal inte ett alternativ. Att boka ett fysiskt möte skulle fungera med teckenspråkskunnig personal eller en tolk att tillgå, men det kräver resurser. För dessa vårdtagare är mejlkontakt deras enda alternativ. Svårigheten med mejl via 1177:s e-tjänster, som beskrevs i introduktion, är att det går långsamt. Även för dessa vårdtagare behövs en ny kommunikationsväg för att inte utesluta en målgrupp från vården.

3) *Scenario 3:* Andra funktionsvariationer som inte är lika självklara att en chatt-applikation kan underlätta för är vårdtagare med synnedsättning. Telefonsamtal fungerar, men det kan vara opraktiskt att prata i telefon under dagen. Likaså här kan 1177:s e-tjänster användas, men de har uppfattats som ett svårt kommunikationsverktyg då färger och kontraster inte är helt anpassade för vårdtagare med nedsatt syn.

## B. Systemkrav

Efter besöken på mottagningarna sammanställdes informationen från olika vårdgivare till en kravspecifikation för projektet. Kravspecifikationen är anpassad till projektets storlek och utvecklarnas kompetens och innehåller därför begränsningar. Till exempel utelämnas säkerhetsaspekten, men även hur snabb applikationen är till följd av effektivt programmerad kod. Istället lades det huvudsakliga fokuset på att utveckla ett lämpligt användargränssnitt och implementation av grundläggande funktioner.

Syftet med projektet var att utveckla en chatt-applikation som har ett användargränssnitt som påminner om de chatt-applikationerna som redan finns på marknaden, exempelvis Messenger och Whatsapp. Dessa är användargränssnitt som många vårdtagare i målgrupperna är vana vid och känner sig bekväma med. Designprincipen vi ämnade att använda oss var därför associationsbaserad. Gestaltlagarna om närhet, likhet och kontinuitet användes för att få en logisk uppdelning av funktionerna i applikationen [5]. Olika symboler beroende på dess funktion tilldelades knapparna för att ge tydliga ledtrådar till användaren.

## C. Utveckling av applikation

Första steget i utvecklingsprocessen var att identifiera vilken plattform chatt-applikationen skulle utvecklas i. Marknaden

för smartphones domineras i huvudsak av två operativsystem: Android och IOS. Skillnaden mellan operativsystemen är att de använder olika programmeringsspråk: Java respektive Swift. Vi valde att utveckla chatt-applikation för Android då vi hade erfarenhet av Java och för att Android ägs utav Google som har ett brett utbud av verktyg för utvecklare.

Android Studios är ett verktyg för applikationutveckling och användes i projektet. Programmet erbjuder designverktyg i form av standardobjekt som kontrolleras med programmeringsspråket XML som i sin tur kan implementeras till önskvärd funktion med Java.

De första veckorna av projektet ägnades åt att lära sig använda Android Studio. En första introduktion gavs av vår handledare Patrik, där vi sedan följde upp med många timmars studerande i kursböcker inom programmering [6,7]. Samt online-kurser från en annan av Googles plattformar: Youtube.

Efter att ha lärt oss hantera Android Studio verkställdes kravspecifikationen. Ett av de första stegen var att utveckla en inloggningsfunktion som registrerade nya användare och loggade in befintliga. För att möjliggöra detta krävdes en databas där användarnas information kunde registreras och sparas. Eftersom vi inte hade tillgång till Region Skånes egna databaser användes Googles plattform Firebase.

Firebase är en molntjänst som är kompatibel med Android Studio, vilket gjorde det möjligt att kombinera de båda i detta projekt. Att bygga databaser är ingen kunskap vi hade sedan tidigare vilket gjorde att vi återigen vände oss till Youtube för lektioner i detta ämne. Efter att vi lyckats registrera våra första användare i Firebase så fortsatte vi verkställa kravspecifikationen under flera veckor framöver, steg för steg.

För att effektivisera programmeringen användes Bitbucket. En molntjänst som gör det möjligt att programmera på två olika datorer och säkerhetskopiera projektet.

Parallellt med systemutvecklingen utvecklades designen med ett genomgående rött tema över hela applikationen för att associera med Region Skånes röda färg. Tydliga knappar, färger och ikoner användes. Ikoner som exempelvis vid navigationssyfte, hämtades från Google Icons.

## D. Återkoppling från möten

När prototypen var färdigutvecklad bestämdes ett möte med vår kontaktperson Joakim på Vuxenhabilitering i Helsingborg. Under mötet fick vi bra feedback som klargjorde att vi var på rätt väg i utvecklingen, samt att vi fick förslag på ytterligare funktioner. Ett av dessa förslag var en ämnesrubrik för varje konversation som förs i chatten. Detta ska underlätta för de vårdtagare med autism som har svårt att orientera sig i konversationen och ofta kommer in på oväsentligheter. Denna funktion var något vi snabbt kunde implementera i applikationen.

För att få ytterligare återkoppling bestämdes ett möte med våra uppdragsgivare på Region Skåne. Under mötet lyftes frågor gällande säkerhets- och behörighetsaspekter för chatt-applikationen. Vem ska ha tillgång till vad? Hur länge ska konversationer sparas i databasen och vilka begränsningar ska vårdtagare ha gentemot vårdgivaren?

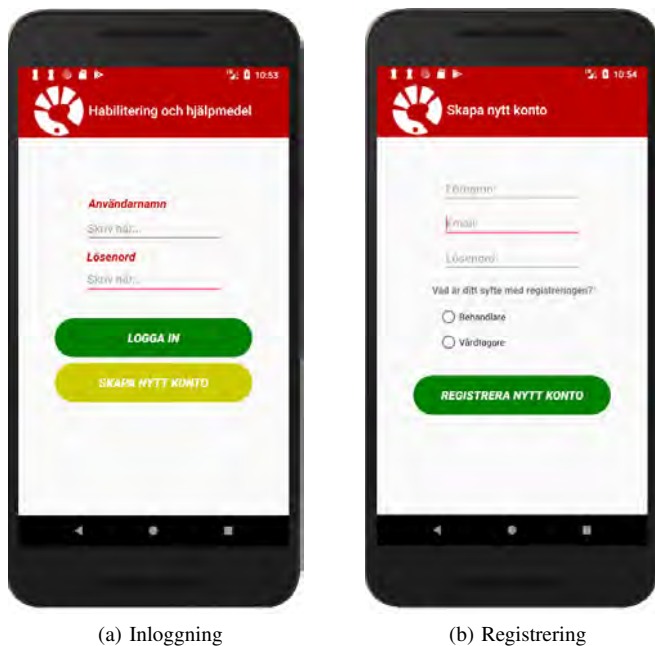
Dessa frågor ligger utanför projektet, men möjliga lösningar diskuteras i diskussionsdelen.



### III. RESULTAT

#### A. Applikationen

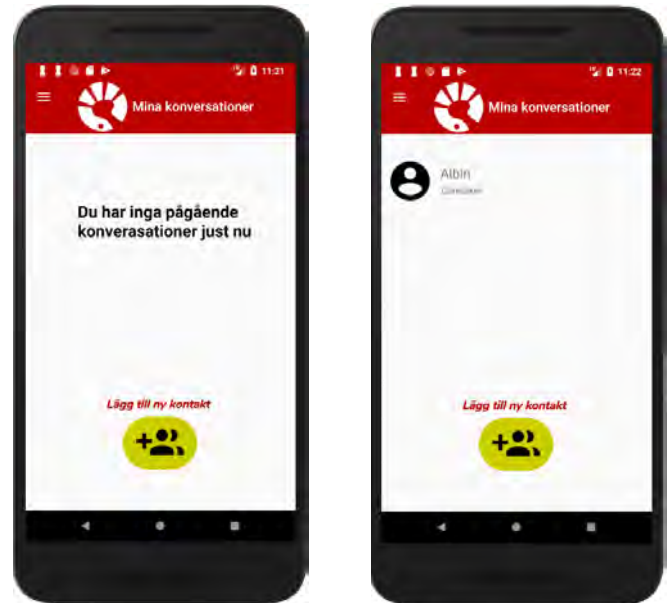
Det första man möts av när man startar applikationen är inloggningssidan, figur 1a. Här finns det två alternativ: att logga in befintliga användare eller skapa ett nytt konto. Inloggningen sker med hjälp av ett användarnamn, i detta fall den e-postadress man valt att registrera, samt ett lösenord. Om man väljer att skapa ett nytt konto så skickas man vidare till registreringsidan, figur 1b. För att registrera en ny användare krävs namn, e-postadress och lösenord. Man behöver även klicka i om man kommer vara verksam på applikationen som behandlare eller vårdtagare. Slutligen så avslutar man registreringen genom att trycka på knappen **Registrera nytt konto** och då kommer användaren sparas i databasen i Firebase.



Figur 1: Det första man möts av när man startar applikationen är (a). Väljer man att registrera en ny användare så hamnar man på (b).

När en befintlig användare loggats in, eller en ny registrerats, kommer användaren till startsidan av applikationen. Denna sida heter **Mina konversationer** och kommer se olika ut beroende på om man har konversationer sedan tidigare eller inte. Är man helt ny på applikationen så kommer man inte ha några konversationer sedan tidigare och då kommer användaren mötas av figur 2a. Har användaren däremot konversationer med andra användare sedan tidigare så kommer istället figur 2b visas, här ser man namn och titel på de användare man tidigare haft konversationer med. Trycker man på någon av dessa användare så skickas man direkt till den konversation man haft med den användaren tidigare.

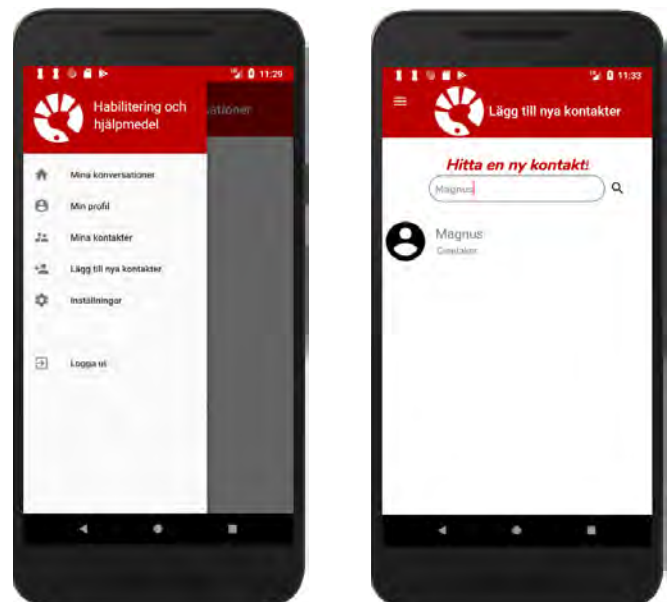
Uppe i vänstra hörnet av applikationen finns en navigationsknapp i form av tre vertikalt parallella streck. Denna navigationsknapp kommer alltid finnas där så länge användaren är inloggad och möjliggör snabb navigation till applikations olika delar, se figur 3a där sex olika alternativ finns tillgängliga.



(a) Startsidan när man saknar konversationer sedan tidigare

(b) Startsidan när man har en konversation sedan tidigare

Figur 2: Är man helt ny på applikationen så kommer (a) visas. Har användaren däremot konversationer med andra användare sedan tidigare så kommer istället figur (b) visas.



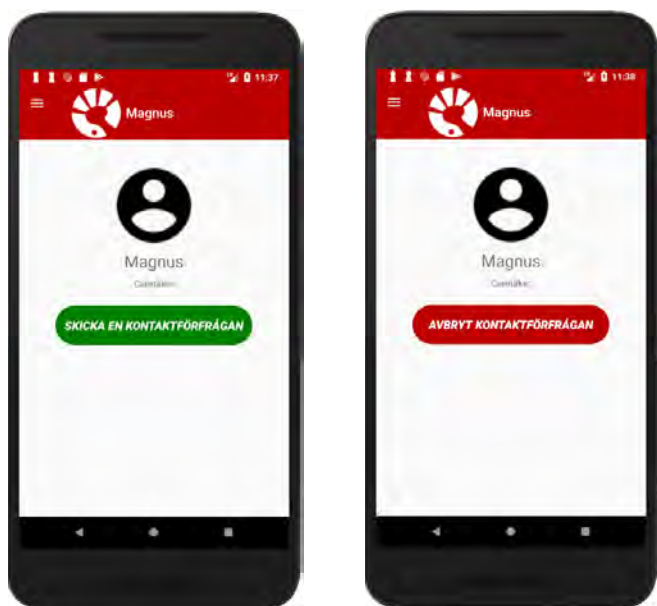
(a) Navigationsmenyn

(b) Sökfunktion efter nya kontakter

Figur 3: Navigationsmenyn, (a), möjliggör snabb förflyttning inom applikationen. För att finna nya kontakter kan man använda sig av sökfunktionen i (b), här kan vi se att användaren Magnus gav en sökträff.

Alternativet **Lägg till nya kontakter** i navigationsmenyn och den gula knappen längst ned på startsidan, som syns i både figur 2a och 2b, fyller samma funktion och skickar vidare användaren till sidan **Lägg till nya kontakter**, figur 3b. Här har användaren möjlighet att söka på andra användare i databasen. Ger en sökning resultat så visas den sökta användarens namn och status, om användaren trycker på denna så skickas användaren vidare till den uppsökta användarens profil.

När man besöker en annan användares profil så kommer den se annorlunda ut beroende på vilken relation man har med denna användare. Första gången man besöker en annan användares profil så finns bara ett alternativ, att skicka en kontaktförfrågan, figur 4a. När man trycker på den knappen så kommer en kontaktförfrågan skickas och knappen kommer ändra färg och text, se figur 4b.

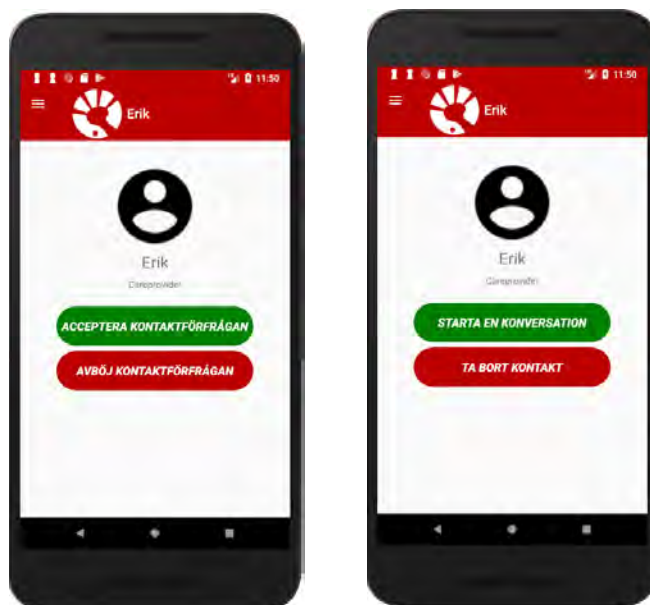


(a) Här ser vi Magnus profil innan en kontaktförfrågan skickats.

(b) Magnus profil efter att en kontaktförfrågan skickats till honom.

Figur 4: I (a) visas den uppsökta användarens profil. När man trycker på 'Skicka kontaktförfrågan' så byts användargränssnittet till (b).

Den användaren man skickat kontaktförfrågan till kommer få en notis i form av en ringklocka uppe i högra hörnet på applikationen som kommer synas oberoende på var i applikationen man befinner sig. Klickar man på denna ringklocka så skickas man vidare till profilen av den användaren som skickade kontaktförfrågan, figur 5a. De två alternativen man har är nu att acceptera eller avböja kontaktförfrågan. Väljer man att avböja så återställs användargränssnittet till figur 4a. Väljer man istället att acceptera så ändras knapparnas färg och text som i figur 5b. Att ta bort kontakt återställer användargränssnittet till figur 4a. Att trycka på knappen **Starta en konversation** skickar vidare användaren till konversationsidan, figur 6. När man inlett en konversation med en annan användare så kommer även texten på den gröna knappen ändras från **Starta en konversation** till **Uppta konversation**. Den enklaste sättet att nå gamla konversationer är däremot från startsidan, som visas i figur 2b.



(a) Användaren Eriks profil, sedd från användaren Magnus perspektiv, efter att han mottagit Eriks kontaktförfrågan från figur 4b.

(b) visar hur användargränssnittet förändras efter att kontaktförfrågan accepterats.

Figur 5: (a) visar användaren Eriks profil som i figur 4b skickade en kontaktförfrågan till användaren Magnus. Både (a) och (b) visar alltså hur Magnus ser Eriks profil.

Själva konversationen kommer alltså ske i användargränssnittet som visas i figur 6. När man skriver ett meddelande och skickar så kommer ens egna meddelande att hamna till höger, enligt konvention. Mottagna meddelande kommer enligt samma konvention hamna till vänster.



Figur 6: En konversation mellan vårdtagare(Magnus) och vårdgivare(Erik). Sett från Eriks perspektiv.

Är man registrerad som behandlare i applikationen så kommer ens textruta alltid vara röd, detta för att associera till Region Skånes färg. En vårdtagare kommer istället ha en textruta i blå färg. Längst upp på konversationsidan finns en ämnesrubrik som kan sättas till valfri text av behandlaren. Denna rubrik kommer sedan följa med hela konversationen för både behandlare och vårdtagare tills konversationen avslutas eller behandlaren väljer att ändra texten.

Navigationsmenyn som visas i figur 3a har sex olika alternativ:

- Mina konversationer
- Min profil
- Mina kontakter
- Lägg till nya kontakter
- Inställningar
- Logga ut

Alternativet *Mina kontakter* skickar vidare användaren till figur 7 som är en lista över de andra användare man har kontakt med. Trycker man på någon av dessa användare så hamnar man på deras profil, som i figur 5b.

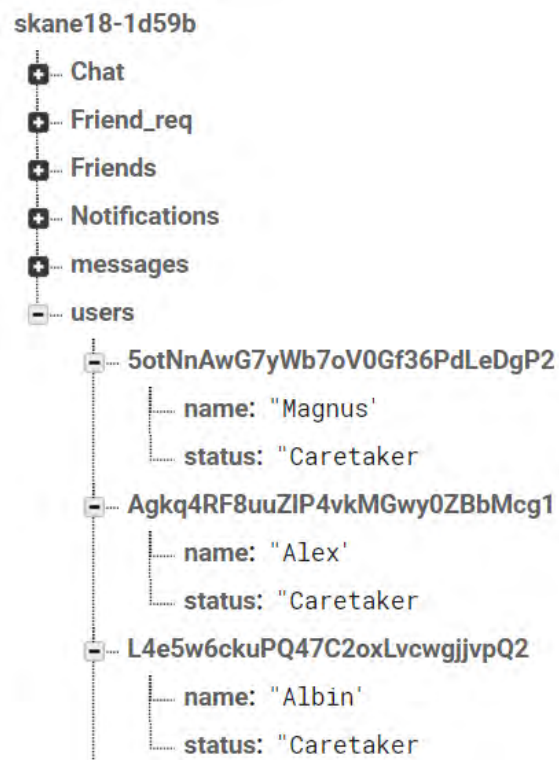


Figur 7: Ett exempel på en kontaktlista som visas när användaren trycker på alternativet 'Mina kontakter' i navigationsmenyn.

Alternativen *Min profil* och *Inställningar* har inte hunnits implementeras, men skulle ge alternativ som att byta profilbild, ändra lösenord m.m. Slutligen så finns alternativet *Logga ut* som helt enkelt loggar ut användaren.

## B. Databasen

Att strukturera databasen i Firebase så att informationen sparas på olika ställen och hålls separerade är väsentligt för att applikationens olika funktioner ska fungera. I figur 8 visas de sex huvudsakliga indelningar som använts i applikationen.



Figur 8: Strukturen av databasen i Firebase.

Under *users* finns användarna registrerade med ett randomiserat identifikationsnummer, namn och status. Identifikationsnumret är nödvändigt för att särskilja användare från varandra, det är även via identifikationsnumret som användarna lagras i de fem övriga grupperna: *Chat*, *Friend req*, *Friends*, *Notifications* och *messages*. Att lagra information om vilken status användaren har är väsentligt för att anpassa applikationen utifrån om användaren är vårdtagare eller vårdgivare. Tidigare beskrevs att vårdgivare alltid har röd textruta under konversationerna för att associera till Region Skånes färg, denna anpassning hade inte varit möjlig om inte status för användaren sparats i databasen.

När en kontaktförfrågan skickas, som i figur 4, så lagras denna förfrågan under *Friend req*. När kontaktförfrågan accepteras så raderas denna information från *Friend req* och lagras istället i *Friends*. Detta är nödvändigt för att kunna möjliggöra de olika användargränssnitt som visas i figur 4 och 5, där användargränssnittet beror på vilken relation kontakterna har med varandra.

Gruppen *Chat* håller reda på vilka användare som inlett konversationer med varandra så att de olika användargränssnitten i figur 2 kan skapas. Har man konversationer sedan tidigare med användare så lagras detta alltså i *Chat* och figur 2b visas. Har man inga konversationer sedan tidigare så att *Chat* är tomt så visas istället figur 2a.

I *Notifications* lagras information om kontaktförfrågningar, fast bara för den som mottagit en kontaktförfrågan. Denna information är nödvändig för den notifikation som visas när man mottar en kontaktförfrågan.

Gruppen *messages* är där alla skickade meddelande lagras.

#### IV. DISKUSSION

I metoddelen beskrivs olika scenarion där en chatt-applikation skulle kunna förenkla kommunikationen. Har dessa förhoppningar uppfyllts?

I scenario 1 beskrivs en vårdtagare med högfungerande autism som undviker möten och telefonkontakt. För vårdtagare som har dessa svårigheter kan chatt-applikationen fylla en funktion eftersom den möjliggör en kommunikationsväg som inte är lika personlig som fysiska möten eller telefonsamtal. Vårdtagaren får dessutom tid på sig att betänka vad han/hon vill svara, vilket kan underlätta situationen för vårdtagaren. Skillnaden från att använda sig av 1177:s e-tjänster är att kommunikationsvägen via en chatt är i realtid och går snabbare. Chatt-applikationen kan sålunda öka tillgängligheten för dessa vårdtagare.

Ökad tillgänglighet ses ofta som positivt, men finns det även negativa aspekter? Om en vårdtagare, när han/hon vill, kan starta en konversation med en vårdgivare, skapar detta stor arbetsbelastning på vårdgivaren som ofta har kontakt med många olika vårdtagare varje dag. En lösning på detta är att begränsa vårdtagarnas möjligheter att själva starta konversationer med vårdgivare. Detta kan ske genom att man först får skicka en konversationsförfrågan som måste godkännas av vårdgivaren innan konversationer inleds. En annan negativ aspekt av ökad tillgänglighet är att vårdtagare med autism ofta har svårt att orientera sig i samtal och kan komma in på ämnen som är irrelevanta i konversationen. Detta problem försökte vi lösa med hjälp av en ämnesrubrik som bestäms av vårdgivaren och som därefter följer med konversationen. På detta sätt får vårdtagaren hela tiden en överblick om vad som ska diskuteras. Inspirationen för denna lösning kom från vår kontaktperson Joakim Olsson på Vuxenhabilitering i Helsingborg då detta är en metod de brukar använda sig av vid möten med autistiska vårdtagare, då i form av ämneslappar.

I scenario 2 beskrivs en vårdtagare med hörselnedsättningar. Enda möjligheten för denna vårdtagaren att själv ta kontakt med vården är genom 1177:s e-tjänster eller få hjälp via telefonsamtal. 1177:s e-tjänster uppfattas ibland som ett komplicerat kommunikationsverktyg med lång inläringstid. Med chatt-applikationen närmar sig konversationen realtid och majoriteten av vårdtagarna är dessutom vana vid att använda smartphones och de chatt-applikationer som finns på marknaden. Detta var vår grundtanke vid utformning av användargränssnittet, att ge en kortare inläringstid än tiden för att lära sig 1177:s e-tjänster. Detsamma gäller för vårdtagare med synnedsättning som i scenario 3. Det finns möjlighet att koppla 1177:s e-tjänster till talsyntes, men detta har mött kritik bland vårdtagare och vårdgivare som anser att sidan inte är anpassad rent färg- och kontrastmässigt.

##### A. Framtida implementering av chatt-applikation

Utifrån resultatet och återkopplingen, från mötet med Region Skåne och Joakim Olsson på Vuxenhabilitering, så anses chatt-applikationen vara en prototyp som i framtiden kan vara en extra kommunikationsväg inom Region Skåne. Innan lansering skulle det dock vara betydelsefullt att tillämpa appli-

kationen i mindre skala på vårdtagare inom Habilitering och hjälpmedel för att få ytterligare återkoppling.

Applikationen skulle kunna lösa några av Region Skånes behov som beskrevs i introduktionen, det vill säga ge möjligheten till ett smidigare sätt för kommunikation mellan vårdtagare och behandlare. Däremot krävs ytterligare utveckling innan en eventuell lansering kan vara möjlig, till exempel av säkerhetsaspekten.

Frågan om att begränsa möjligheten att ladda ner applikationen är viktig för att svara på vem som ska få tillgång till vad. När en användare registrerar sig på vår chatt-applikation så anges om man ska vara verksam som vårdgivare eller vårdtagare. Här krävs en begränsning eftersom inte vem som helst ska kunna registrera sig som vårdgivare. Faktum är att vem som helst inte ska kunna registrera sig som vårdtagare heller. Applikationen ska vara begränsad till endast de som söker hjälp på Habilitering och hjälpmedel. Till följd av detta bör applikationen inte läggas ut för nedladdning på den öppna marknaden. Istället bör applikationen installeras via Region Skånes egna datorer när vårdgivaren finner det lämpligt. På detta sätt kan vårdgivaren även hjälpa vårdtagaren med registreringen så att den sker på rätt sätt. När installationen är färdigställd så bör det även finnas begränsningar beroende på om man är vårdtagare eller vårdgivare. Funktionerna vi beskrev i resultatdelen med att söka efter nya kontakter och skicka kontaktförfrågningar är funktioner som enbart ska vara tillgängliga för vårdgivarna. Detta gäller även ämnesrubriken för konversationerna där enbart vårdgivarna ska kunna sätta ämnesrubriken. Dessa begränsningar är nödvändiga för att underlätta arbetet för vårdgivarna, men det har inte hunnits implementeras i detta projekt och detta får ses som en framtida vidareutveckling.

##### B. Hållbar utveckling

Chatt-applikationen kan bidra till ökad effektivisering på mottagningarna. Den kan dels avlasta för vårdgivare genom att hantera fler ärenden under kortare tid och dels göra så att besök som inte nödvändigtvis behöver ske på plats sker över chatt-applikationen.

Att vara funktionsvarierad är psykiskt påfrestande och många har kontakt med kuratorer och psykologer. 1177:s e-tjänster har gett möjligheten för dessa vårdtagare att kunna skriva av sig när det behövs och det har varit uppskattat. Med en chatt-applikation finns kontakten med sjukvården så nära som i byxfickan, vilket kan leda till kortare behandlingstider för vårdtagare med psykisk ohälsa.

I ett långsiktigt perspektiv finns förhoppningar om en bättre fördelning av sjukvårdens ekonomiska resurser till områden med större behov, till exempel primärvården. Det krävs mindre resurser att ta emot vårdtagare i primärvården än vid specialistbesök inom Habilitering och hjälpmedel och en effektivisering skulle kunna bidra till kortare kötider i primärvården.

Det finns även förhoppningar om bättre fördelning ur ett rättviseperspektiv. Man når vårdtagare med funktionsvariation som man annars kan missa och får samtidigt en ökad effektivitet i vården. Fler får vård till en lägre kostnad.

I andra branscher har liknande effektiviseringsinitiativ förväntats ge avlastning för medarbetarna, men istället resulter-

rat i att fler ärenden tilldelats. Däremot kan man argumentera för att det har haft en positiv effekt på tillgänglighet och effektivitet.

### C. Etik

En begränsning i projektet är att etiska aspekter inte har implementerats utan detta får man återkomma till längre fram. Projektet uppfyller inte heller de säkerhetskrav som ställs för att upprätthålla patientsäkerheten. Detta eftersom informationen om registrerade användare, samt alla konversationer, lagras på ett publikt moln. Under en vidareutveckling av detta projektet så skulle informationslagringen och informationsutbytet behöva appliceras på Region Skånes egna servrar.

Utöver detta så behövs begränsningar utformas för vilka som ska ha tillgång till vårdtagarnas information och deras konversationer med vårdgivare. Ytterligare en säkerhetsaspekt som har diskuterats inom projektet med Region Skåne var om konversationerna ska sparas en längre tid i databaserna. Regions Skånes önskan är att konversationerna ska finnas tillgängligt att nå för vårdgivarna. Att kunna gå tillbaka i tidigare konversationer är en viktig funktion, exempelvis i 1177:s e-tjänster, och ger vårdtagare och vårdgivare extra journalanteckningar. Säker datalagring och ett enkelt sett för vårdgivare att spara konversationer med lätt åtkomst är därför av stor betydelse. Man skulle även kunna tänka sig att konversationerna skulle kunna användas i forskning efter etikgodkännande och godkännande från vårdtagarna. Vid en eventuell lansering av applikationen behövs därför en noggrann utvecklingsprocess för att uppnå Autonomiprincipen, sekretesslagen och arkivlagen vilket dock ligger utanför detta projekt som syftar till att utveckla en prototyp av applikationen [8, 9, 10].

Huvudmålet med att införa eHälsa är som tidigare nämnts att öka tillgängligheten och delaktigheten. Som det ser ut för närvarande inom hälso- och sjukvården har man inte lyckats nå ut till alla målgrupper i samhället. Digitalisering sker inom flera samhällsfunktioner för att effektivisera, men det har också lett till en trend. Man digitaliserar bara för att digitalisera. Detta resulterar i att vissa målgrupper som funktionsvarierade glöms bort och istället leder digitaliseringen till att de behöver mer hjälp i vardagen. Ett exempel är Skånetrafiken som införde nya biljettautomater med pekskärmar utan känslåterkoppling som är avgörande för att leda synskadade rätt. Chatt-applikationen bidrar till ett mer självständigt liv och därmed vård på lika villkor.

## V. SLUTSATSER

Sammanfattningsvis är vår uppfattning att chatt-applikation kan bidra till ökad effektivitet och jämlikhet inom sjukvården. Ett effektivare arbetssätt som avlastar för medarbetarna och bidrar till ökad tillgänglighet med kortare kötider. Chatt-applikationen skulle bidra till att hälso- och sjukvården kan ge fler vårdtagare större delaktighet i sin egna vård och därmed vård på lika villkor.

## VI. EFTERORD

Vi vill tacka våra kontaktpersoner och handledare som hjälpt oss under projektets gång. Ulrika Fridolf och Joakim Olsson som varit vår kontakt till Habilitering och hjälpmedel Region Skåne och Patrik Persson som gett oss stöd vid programmering av applikationen.

## REFERENSER

- [1] Region Skåne, *Program för eHälsa och Digitalisering i Region Skåne*, 2017. Tillgänglig: <https://www.skane.se/Public/Protokoll/Regionstyrelsen/2017-06-01/>
- [2] Rebecka Gerdtam, Studentmedarbetare IT och eHälsa Region Skåne, 2017-2018.
- [3] Avdelningen för Digitalisering och IT - Koncernkontoret Region Skåne, *SDP Service Design Package v1.11*, 2016. Tillgänglig som PDF.
- [4] Region Skåne Habiliterings- och hjälpmedelsnämnden, *Verksamhetsberättelser*, 2017. Tillgänglig som PDF.
- [5] Johnsson, J. *Bok: Designing with the mind in mind, Simple Guide to Understanding User Interface Design Rules*, Morgan Kaufmann Publishers - Elsevier, 2010.
- [6] Holm, P. *Objektorienterad programmering och Java*, Studentlitteratur AB, 2007.
- [7] Koffman E. B., Wolfgang P. *Data Structures: Abstraction and Design using Java*, Wiley, 2016.
- [8] Statens Medicin-Etiska Råd, *Autonomi*. Tillgänglig: <http://www.smer.se/autonomi/>
- [9] Sveriges Riksdag, *Arkivlag (1990:782)*, 1990. Tillgänglig: [https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/arkivlag-1990782\\_sfs-1990-782](https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/arkivlag-1990782_sfs-1990-782)
- [10] Sveriges Riksdag, *Offentlighets- och sekretesslag (2009:400)*, 2009. Tillgänglig: [https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/offentlighets-och-sekretesslag-2009400\\_sfs-2009-400](https://www.riksdagen.se/sv/dokument-lagar/dokument/svensk-forfattningssamling/offentlighets-och-sekretesslag-2009400_sfs-2009-400)

# Fabrication and characterization of ice templated silk based porous scaffolds

Niklas Andersson (BME15), Erik Atterling (BME15)

**Abstract**—Scaffolds for tissue engineering are a critical aspect of any success in fabricating new tissue. Limitations such as strength, permeability, degradation and biocompatibility are issues yet to solve. In this project, we use silk proteins to fabricate porous scaffolds and test how the process parameters affect strength and permeability among other properties. Silk is a popular material to use for this purpose because of its many desirable properties. Starting with a solution of silk protein at different concentration, we describe the process by which porous silk scaffolds were produced, using an ice templating method. Using a factorial analysis with freezing temperature and concentration of the silk as factors, we characterized the scaffolds by X-ray tomography and FTIR. The results were summarized in terms of porosity, permeability, mechanical strength, shrinkage and changes in structure.

It was observed that the silk concentration had a significant impact on permeability, porosity, Young's modulus, amide I/II ratio, tyrosine ratio and shrinkage. Silk concentration had no significant impact on residual strain and crystallinity index. The freezing temperature had a significant impact on permeability, however, no significant impact was observed for any other response. These findings indicate that the fabrication of ice templated porous silk scaffolds can be regulated by varying the process parameters silk concentration and freezing temperature.

## I. INTRODUCTION

**S**CAFFOLDS are one of three main components of tissue engineering along with cells and bioactive molecules [1]. The end goal is to produce a functioning tissue with the patient's own cells and therefore avoid a transplant from another person. The need for organs is far greater than the supply and the possibility of manufacturing organs without allografts would make it possible to meet the demands. A scaffold serves as a mimicked extracellular matrix (ECM) environment that provides a surface for cells to attach to, and promotes the desirable interactions between them. A scaffold should also provide the required mass transport and facilitate angiogenesis (the ingrowth of blood vessels) once implanted [2]. The complexity of the human body is hard to mimic and several approaches to the fabrication of scaffolds has been tried over the years. The requirements for any biomaterial and scaffolds in particular are high, as a scaffold needs to be biocompatible, have suitable mechanical properties, be permeable to fluids, and easy to manufacture in order to be commercially successful.

Submitted June 8, 2018  
 Email address: {bmp12nan@student.lu.se, ita12eat@student.lu.se}  
 Supervisor: Cedric Dicko, Applied Biochemistry  
 Supervisor: Stephen Hall, Solid Mechanics

### A. Silk

Silk, produced by silkworms and spiders, is a family of natural proteins that has been used in the textile industry for thousands of years. Silk has been heavily researched as a biomaterial since the successful use of silk fibers as sutures centuries ago [3], and recent results suggest that silk has a few desired properties in the field of tissue engineering.

Natural silk from the common silkworm *Bombyx mori* consists of two major polymers: fibroin and sericin. Fibroin is the main reason for the strength of the silk fibers, while sericin works as an adhesive and protects the fibroin. Silk fibroin is a block co-polymer that consists of crystalline regions of tightly packed  $\beta$ -sheets, forming hydrophobic domains. These are linked by hydrophilic domains with varying levels of disorder [3]. These features, along with the spinning technique, are the reasons for the remarkable mechanical strength of silk, which outperforms all synthetic materials currently used as biomaterials [4], including collagen and polylactic acid. Silk has also been proven to have a lower inflammatory response than materials [5].

On top of being mechanically superior to most other materials, silk is also degradable [3][4]. The need for degradation *in vivo* can not be understated, as the scaffold needs to make way for the natural growth of new ECM to form healthy tissue. Because of its many desirable properties, silk scaffolds have successfully been produced for many different applications including wound dressings, bone tissue and cartilage tissue [3][4].

### B. Ice templating

Ice templating is a technique used to form a highly complex and porous material from a solution of proteins or other macromolecules. The method uses a solution of the macromolecule called a 'slurry', which is then frozen to a solid. The growing ice crystals form gaps in the slurry, free from the solute, which is the basis of porosity. The forming of crystals is randomly distributed and yields a highly complex structure. The frozen solid is immediately freeze-dried. At this step, the solvent is sublimated from the scaffold to yield a foam-like structure [6]. The different steps of the process are illustrated in Figure 1. By altering the process of the ice templating, one can change the outcome of the material properties [7].

### C. Optimization using factorial analysis

A factorial analysis is a powerful desing of experiments approach, where responses or observables are measured and

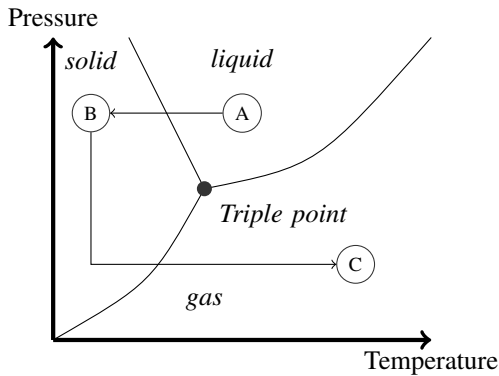


Figure 1: Phase diagram illustrating the phase changes of the solute. The starting slurry (A) is brought to freezing temperature (B) for a given time, then as the pressure is dropped which causes the solvent to sublimate (C).

correlated to two or more process factors. The factorial table is then analyzed with a general linear model, i.e. an analysis of variance (ANOVA) and a regression analysis. Briefly, for each observable, the most significant factors and their combination are listed with their p-value (ANOVA part).

In this project, the  $\alpha$ -level was kept to 0.05 (i.e. the classical 95 % level). In other words any p-value  $< 0.05$  was deemed significant. The significant factors are marked in bold (i.e., with a p-value  $< 0.05$ ). F-value helps to compare the importance of the factors relatively to one another. The higher the F-value the more important is the factor. The correlation coefficients  $R^2$  and  $R^2$  predicted provide an estimate of how well the model explains the data and how well the model can predict new data respectively (Regression part).

The strength of the factorial experiment is that all experimental responses, factors and the interactions between them are considered. Instead of testing one response at a time, many different responses can be analyzed at the same time, and therefore the inter-dependency between them can be tested. By finding out which factors significantly affect the responses, the factorial design can then be run to yield an optimum constellation of all the factors used.

#### D. Objective

The aim of the project was to fabricate ice templated silk scaffolds and to correlate the process parameters to the scaffolds' mechanical properties (compression test), morphology (tomography), structure (FTIR) and transport properties (permeability).

## II. DATA

Scaffolds were prepared using six different silk concentrations and two different end freezing temperatures, summarized in a  $2 \times 6$  factorial table of twelve samples (Table I). The order of the samples in Table I is randomized to eliminate systematic errors occurring during the experiments, and every step in the preparation and characterization of the samples were conducted in this order.

Table I: The factorial design of the scaffold preparation

Sample	Temperature [°C]	Concentration [mg/ml]
1	-80	30
2	-20	30
3	-20	15
4	-20	25
5	-80	5
6	-80	10
7	-80	15
8	-20	20
9	-20	10
10	-20	5
11	-80	20
12	-80	25

## III. METHOD

### A. Sample preparation

Silk fibroin solution was prepared using a modified protocol described by Rockwood et al. [4]. Briefly, 1 g of degummed (removal of sericin) silk fibres were dissolved in 9 M LiBr at 70°C for 15 min. After dissolution, the solution was left to cool for 5 min and then immediately transferred to a cellulose dialysis tube with a molecular weight cut-off of 12 kDa. The silk solution was dialyzed for 3 days against 10 mM phosphate buffer at pH 7.2. The dialysis buffer was changed once a day. After dialysis the solution of silk is recovered in a 50 ml falcon tube and centrifuged at 4000 rpm for 15 min. The final concentration of the solution was determined by oven drying an aliquot.

A concentration series was made according to Table I. To mimic the strong cross-links found in *Bombyx mori*, 0,5 % of acidifying agent glucono-delta-lactone (GDL) was added. The acidification with GDL allows a homogeneous gelling of the silk solution prior to freezing.

For scaffold fabrication, 1 ml Henke Sass Wolf Luer syringes with an inner diameter of 4.69 mm, were chosen as the most suitable container to yield the correct form factor, as well as the best alternative to perform the various experimental characterization methods for this project.

First, a small volume of air was drawn into the syringe to prevent the silk solution from touching the syringe plunger.  $\sim 200 \mu\text{l}$  silk solution was then withdrawn in each syringe. Lastly, the plunger was moved further up to make sure no silk solution was present in the syringe tip. The samples were then left to gel in  $> 18 \text{ h}^1$ . After gelation, the syringes were put into freezers at -80°C and -20°C, according to Table I, for 24 h<sup>1</sup>. After freezing, the samples were loaded into a Labconco Freezone 4.5 l freeze-dryer for  $> 24 \text{ h}^1$  to sublimate the water. The temperature in the desiccator was -45°C and the pressure was 5 mbar.

The scaffolds were weighed after each preparation step. Dimensions of the scaffolds were extracted from camera phone images by image analysis. The calculations were done in the image processing software Fiji [8].

<sup>1</sup>The effects of gelation time, freezing time and freeze-drying time were not considered in this project. However, they could very well be significant factors, we anticipated that the relative changes would still yield an informative correlation.

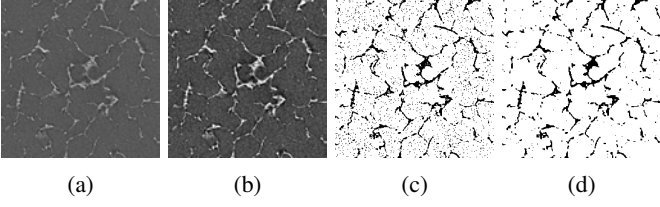


Figure 2: Image processing algorithm for CT images. 2a shows the original image, 2b shows the adjusted brightness, 2c shows the thresholded image and 2d shows the final noise free image.

### B. X-ray tomography and image analysis

A Zeiss Xradia XRM520 X-ray microscope with a resolution of  $3 \mu\text{m}/\text{pixel}$  was used to acquire 1000 images of size  $992 \times 1014$  pixels for each scaffold in a dry state. The top 100 and bottom 100 images were discarded from the analysis to minimize edge effects.

The images were analyzed using Fiji. The method of processing the images consisted of (i) adjusting the brightness, (ii) applying a threshold, and (iii) removing noise using the Remove outliers function. An image describing the process can be seen in Figure 2. The porosity of the images was calculated using the Multi measure function in Fiji which counts the number of pixels occupied by silk and air, and calculates a ratio of the two. This was done for each slice and a mean porosity was calculated for the whole volume.

### C. Permeability

The permeability of a fluid through a porous scaffold is dependent on porosity as well as pore size and inter-connectivity of the pores [9]. A permeability test therefore describes many different aspects of the scaffold properties that are important to its success once under operation.

The experimental setup is described in Figure 3. By using a modified setup of the constant head gravity-based method with the adapted Darcy's law of Pennella et al. [10], the hydraulic conductivity,  $K$ , and permeability,  $k$ , could be calculated, see (2), (3). Hydraulic conductivity is a measure of how easily water flows through a porous medium, whereas permeability measures how well a material can transmit a fluid. Thus, the permeability has nothing to do with the fluid itself, rather, it is an intrinsic property of the material.

The volumetric flow through the porous medium is given by (1),

$$Q = KiA = \frac{KH}{L} = -a \frac{dH}{dt} \quad (1)$$

where  $Q$  is the volumetric flow through the porous medium,  $i = \frac{H}{L}$  is the hydraulic gradient,  $A$  is the cross-sectional area of the scaffold,  $H$  is the distance between two free water surfaces, and  $L$  is the height of the scaffold. With a moving water column,  $H$  translates to  $H_1$  ( $H$  at  $t = 0$ ) and  $H_2$  ( $H$  at  $t = T$ ) after integration of (1), which yields the expression for the hydraulic conductivity,  $K$ :

$$K = \frac{aL}{A} \ln \frac{H_1}{H_2} \quad (2)$$

In (2),  $a$  is the cross-sectional area of the standpipe,  $t$  is the duration of the experiment, i.e. the time it takes for the water column to move from  $H_1$  to  $H_2$ .  $t$  was measured in the experiment described by Figure 3, as well as the height of each scaffold. The other parameters in (2) were kept constant.

Once the hydraulic conductivity  $K$  is obtained, the permeability  $k$  is readily calculated:

$$k = \frac{K\mu}{\rho g} \quad (3)$$

$\mu$  is the viscosity of water,  $\rho$  is the density of water, and  $g$  is the gravitational constant.

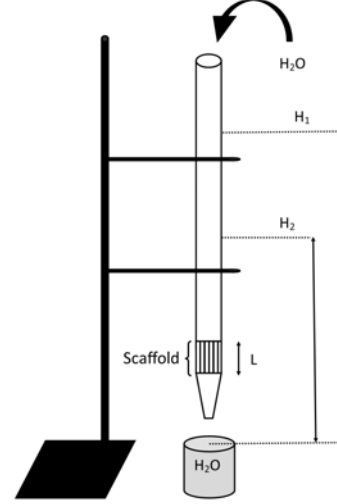


Figure 3: Experimental setup for the permeability measurement.

### D. Mechanical properties

The mechanical properties of a scaffold is dependent on its architecture on a macroscale as well as on a microscale. From a compression test, important parameters to the mechanical properties can be obtained, such as Young's modulus and residual strain. Note that yield point, resilience and break point were not considered, both because of the absence of a clear yield point, and for the fact that the tests were stopped before the break point to allow an estimate of the elastic recovery.

A Shimadzu EZ-S, coupled to the computing software Trapezium, was used for the compression test. The load cell was calibrated to maximum 50 N with a resolution of  $2.5 \times 10^{-4}$  N. The compression test was performed in the same syringes that the scaffolds were cast in to avoid destruction or alteration of the intricate architecture of the scaffold. The measurements were made with the scaffolds being in a hydrated state to mimic the environment in the body. Initial measurements showed that in the dry state the scaffolds were too brittle for any reliable analysis. The test was conducted as a confined compression with the plunger (without rubber)



applying the force onto the scaffold. A test run using an empty syringe with a plunger showed an almost frictionless profile.

During the experiment, a real-time force-displacement curve was obtained, which made it possible to stop the test before the scaffold reached its yield point. In addition, each test was filmed with a camera that took one picture every three seconds, which allowed to retroactively estimate the dimension of the scaffolds. The compression data analysis was done in MATLAB.

#### E. Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR)

By investigating the absorption of infrared light through a material, the structure and chemistry of a material can be evaluated on a molecular level. FTIR spectra of the scaffolds were acquired using a Nicolet iS5 FTIR Spectrometer. Three spectra were collected for each scaffold at the bottom, middle and top to examine the anisotropic properties of the samples. Each spectrum was the average of 32 scans from  $550\text{ cm}^{-1}$  to  $4000\text{ cm}^{-1}$  at a resolution of  $4\text{ cm}^{-1}$ .

The spectra were analyzed by calculating three representative responses: the amide I and II ratio (AR), the crystallinity index (CI) and the tyrosine ratio (TR). Briefly, the AR indicates overall changes in structure, the CI indicates the  $\beta$ -sheet crystal content, and the TR indicates changes in the amorphous regions (i.e. between  $\beta$ -sheet crystals). The amide I and II ratio (between  $1465\text{ cm}^{-1}$  and  $1780\text{ cm}^{-1}$ ) was estimated by subtracting a linear baseline and computing the ratio of the peak centered around  $1640\text{ cm}^{-1}$  (Amide I) to the peak centered around  $1540\text{ cm}^{-1}$  (Amide II). The CI was computed as the ratio of the peak absorbance at  $1230\text{ cm}^{-1}$  to the sum of the peak absorbances at  $1230$  and  $1260\text{ cm}^{-1}$ . The tyrosine ratio is the ratio of the tyrosine Fermi doublet the  $850\text{ cm}^{-1}$  to  $830\text{ cm}^{-1}$ . All the analysis were done using MATLAB.

#### F. Factorial analysis

The results from all the methods described above were tabulated for evaluation using the Minitab software. A typical outcome of the analysis is shown in Appendix A.

## IV. RESULTS

#### A. Samples

The sample preparation resulted in 84 porous silk scaffolds, cylindrically shaped of approximately  $\sim 1\text{ cm}$  in height. A 3D x-ray image of a scaffold, visualized in Avizo, is shown in Figure 4. Some of the scaffolds exhibited shrinkage, noticeable to the naked eye, which led to a quantification of this shrinkage (Table II).

The shrinkage proved to be significantly affected by silk concentration (p-value = 0.006) but not by temperature (p-value = 0.221).

#### B. X-ray tomography and image analysis

The images from the tomography were analyzed using Fiji. The images were processed according to the method described in Figure 2 to extract the average scaffold porosity. The results are summarized in Figure 5.

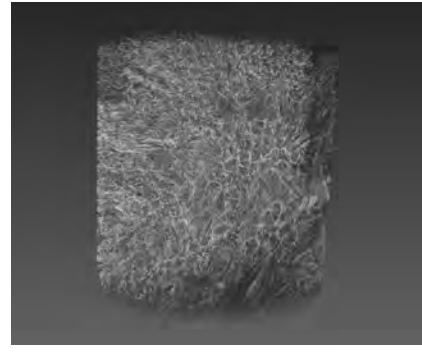


Figure 4: 3D rendition of a silk scaffold reconstructed with the CT images

Table II: Shrinkage of the scaffolds.

Concentration [mg/ml]	Temperature [ $^{\circ}\text{C}$ ]	Shrinkage [%]
5	-80	56.76
5	-20	58.59
10	-80	33.05
10	-20	33.57
15	-80	30.61
15	-20	26.95
20	-80	15.46
20	-20	33.57
25	-80	20.46
25	-20	21.82
30	-80	24.19
30	-20	31.89

The porosity of the scaffolds exhibited a decrease as the concentration of the silk solution increased and for the majority of samples there was a slight decrease in porosity for the scaffolds frozen in  $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$ , except for the  $10\text{ mg/ml}$  samples. From the factorial analysis, see Table III, the decrease of porosity was significantly affected by the silk concentration (p-value = 0.004). Although a slight trend from the diagram could be observed on the relationship between the end freezing temperature and porosity, a p-value = 0.083 was obtained and therefore was not significant.

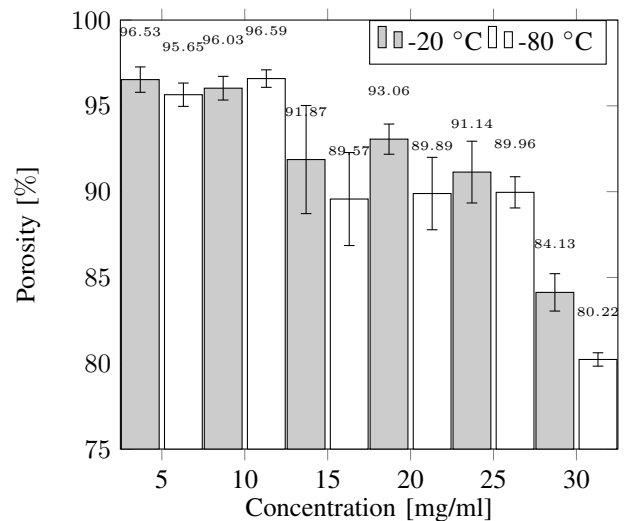


Figure 5: Mean porosity of each scaffold

Note that since the porosity was calculated for each slice in the sample the error bars reflected the internal difference of porosity of throughout each scaffold.

### C. Permeability

The results from the scaffold permeability test showed obvious correlations to both the concentration and the end freezing temperature (Figure 6). The results were significant with p-value = 0.014 for concentration of silk and p-value = 0.029 for temperature, see Table III.

The scaffolds with concentration 5 and 10 mg/ml were removed for the permeability test because they were unmeasurable. The error bars in Figure 6 were from three different measurements performed on the same sample.

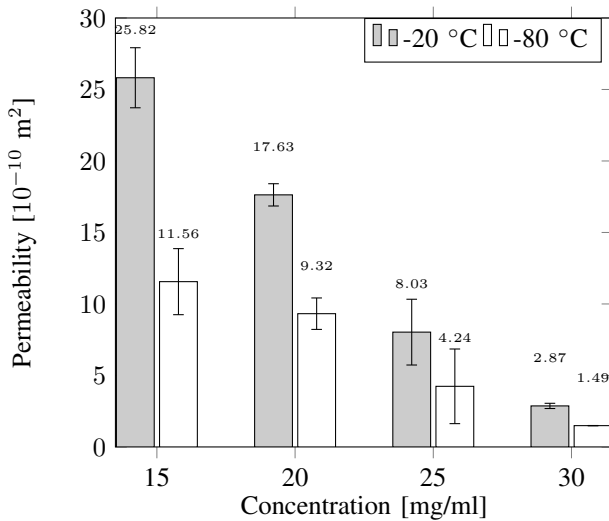


Figure 6: Mean scaffold permeability (n=3)

### D. Mechanical properties

Figure 7 summarizes the Young's moduli responses of the scaffolds. From the factorial analysis (Table III), the Young's modulus exhibited a significant dependence with concentration (p-value = 0.019), but no significant dependence with freezing temperature.

From the mechanical data, information about the residual strain of the scaffolds was also obtained. However, these results were not significantly affected by neither concentration nor temperature.

### E. Fourier-transform infrared spectroscopy (FTIR)

The raw FTIR spectra from all the 12 samples are shown in Figure 8. The analysis of the FTIR are plotted and summarized in Figure 9. Factorial analysis of the FTIR responses showed that the concentration had a significant impact on AR and TR with p-value = 0.003 and p-value = 0.004 respectively (Table III) but no significant correlation to the end freezing temperature. CI was not significantly impacted by neither the concentration nor the freezing temperature.

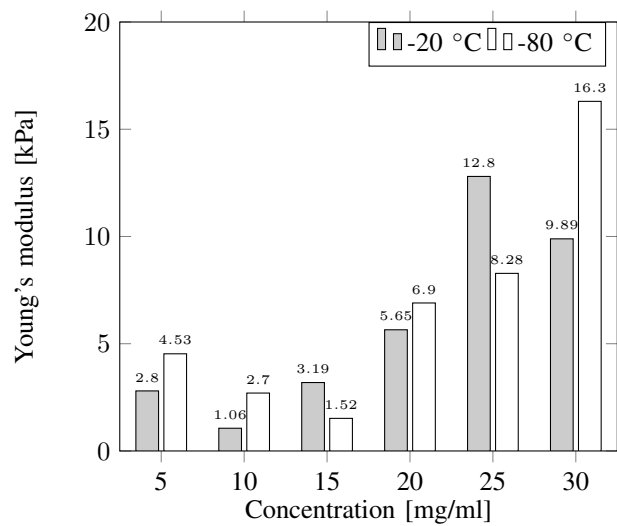


Figure 7: Young's modulus for each scaffold

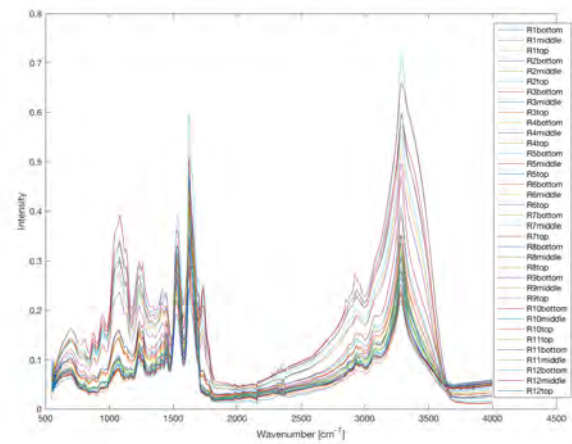


Figure 8: FTIR spectra from all the scaffolds

## V. DISCUSSION

At the start of the project, several scaffold form factors were considered, including 96-well plates, but eventually we chose the syringes. The main reasons were that all the tests could be done directly in the syringes, without having to move and potentially damage the scaffolds. The syringes would also yield good size of the scaffolds based on the tests that were to be done.

A surprising result of the sample preparation was that the scaffolds exhibited shrinkage that was evident upon visual inspection. Once calculated, the shrinkage of the 5 mg/ml scaffolds amounted to  $57.7 \pm 0.9\%$  (Table II), which is a considerable amount. However, these numbers are only a rough estimate, as the volumes on which the shrinkage calculations are based on (volume before freezing subtracted by volume after freeze-drying) were measured in Fiji with camera phone images taken on the syringes. Thus, they can only be seen as a rough estimation on the volumes, and hence, the shrinkage numbers. With a predicted  $R^2$ -value of 60.99 %, there are

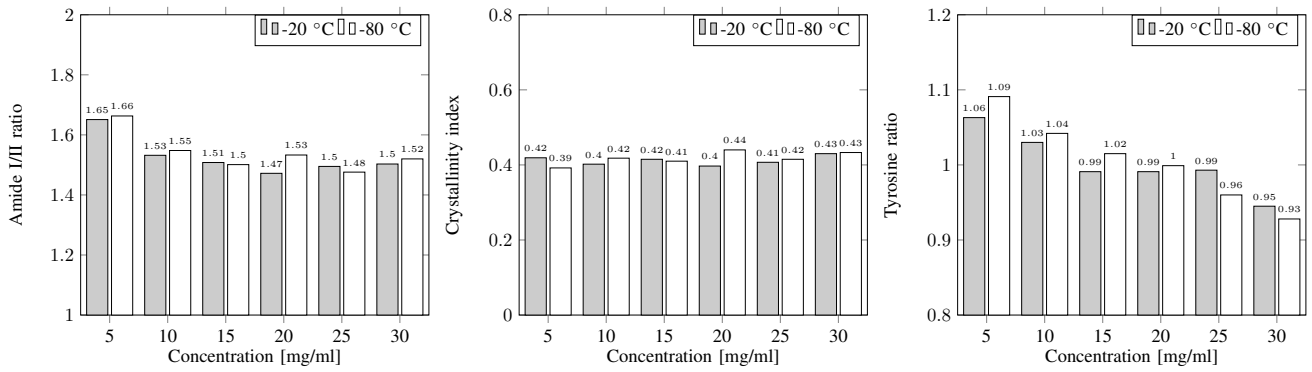


Figure 9: Results from the FTIR analysis. Amide I/II ratio, Crystallinity index and Tyrosine ratio

Table III: Result of the factorial analysis. p-value, F-value, coefficient of determination  $R^2$  and  $R^2$  predicted. Significant results are highlighted in bold text.

Response	Factor	p-value	F-value	$R^2$	$R^2$ predicted
Permeability	Concentration	<b>0.014</b>	23.01	96.57%	75.62%
	Temperature	<b>0.029</b>	15.47		
Young's modulus	Concentration	<b>0.019</b>	8.19	89.20%	37.79%
	Temperature	0.571	0.37		
Residual strain	Concentration	0.525	0.94	50.10%	0.00%
	Temperature	0.601	0.31		
Porosity	Concentration	<b>0.004</b>	17.45	94.84%	70.28%
	Temperature	0.083	4.67		
Amide I/II ratio	Concentration	<b>0.003</b>	18.97	95.03%	71.40%
	Temperature	0.404	0.83		
Tyrosine ratio	Concentration	<b>0.004</b>	16.11	94.16%	66.38%
	Temperature	0.740	0.12		
Crystallinity index	Concentration	0.708	0.60	40.57%	0.00%
	Temperature	0.539	0.44		
Shrinkage	Concentration	<b>0.006</b>	13.37	93.23%	60.99%
	Temperature	0.221	1.95		

clearly other factors affecting the shrinkage, factors that have not been determined or detected in this study.

As a result of the shrinkage, the six samples with the lowest concentrations (5, 10 and 15 mg/ml) were not measurable for the permeability, as they were flushed out of the syringe. This caused us to change the permeability setup to accommodate this. The modified permeability setup was made up of a cut-off plastic Pasteur pipette, which has a smaller inner diameter. All samples were re-run in the new setup, and the outcomes were that (i) the permeability results (Figure 6) were basically the same as the ones from the previous setup, and (ii) the 5 and 10 mg/ml samples were still flushed out of the tip.

To be able to measure permeability in the lower concentration samples, the problem with the high pressure of the water column must be eliminated, e.g. by using the pump-based method of Pennella et al. [10]. An alternative could be to calculate a theoretical permeability through image analysis of the X-ray images to determine porosity and tortuosity, as suggested by Horrocks et al. [9].

The noisy signal from the compression are probably effects

of the low resolution of the load cell used. If possible, one of the setups for mechanical testing suggested by Varley et al. [2] could be used, or a machine with higher resolution.

The scaffolds used for tomography analysis were chosen based on visual inspection where the most homogeneous and representative scaffolds were analyzed. The resolution of the images were sufficient to perform simple porosity calculations. The result showed a significant relationship between the concentration of the silk solution and the porosity. This relation was somewhat expected, as the higher the protein concentration, the more material, and the less void space. This has also been observed with other materials [7]. What was surprising was that the freezing temperature had such a low impact on the porosity (p-value = 0.083) yet had a significant impact on the permeability. Other studies have shown that freezing temperature have an impact on the pore size [11] and could be the reason for the increased permeability. Extended analysis of the X-ray images would perhaps reveal such a link but due to limited resources and time this was not possible for this report. Other interesting properties could also be

measured if this was to be done, e.g inter-connectivity of pores, anisotropy and tortuosity.

The permeability proved to be the only response that was significantly affected by both silk concentration and freezing temperature (Table III). Furthermore, the predicted  $R^2$  value of the permeability measurement received the highest score, 75.62 %. The F-values indicate that the strongest dependence was on the concentration.

The relations between permeability and the process parameters can be seen in Figure 6. Present here is the only significant dependence between a response and freezing temperature that this study yielded. When frozen at  $-20^\circ\text{C}$ , the ice nucleation takes place slower than it does when frozen at  $-80^\circ\text{C}$ , thus allowing ice crystals to grow larger and create larger voids in the scaffolds. This has been observed in other studies when comparing the different pore size when freezing at  $-20^\circ\text{C}$  and  $-80^\circ\text{C}$  [12] and would explain why this relationship is not as clear when comparing the result to the porosity.

As a comparison to the permeability of some tissues, O'Brien et al. reports that cartilage permeability ranges from  $0.1 \times 10^{-18}$  to  $2 \times 10^{-18}$   $\text{m}^2$ , and  $\sim 10^{-9}$   $\text{m}^2$  for trabecular bone [11]. The concentration of silk scaffolds could be altered in such a way that an extremely high concentration would yield a permeability comparable to that of cartilage.

Regarding the mechanical properties, Table III shows that the effect that the concentration had on Young's modulus is the only significant dependence we could obtain from the compression test. Moreover, this relation had a predicted  $R^2$  value of 39.79 %, which is not reliable. It meant that there are other important factors that influence the mechanical results that our experiment had failed to capture. As mentioned earlier, the setup with the syringe was not as reliable as we had hoped for, thus our inconsistent results. We strongly believe that there is a relation between the mechanical properties of porous silk scaffolds and the silk concentration. Intuitively, a dense material should be able to withstand a heavier load than a less dense material. One would also like to believe that freezing temperature, and thereby pore size, would have an impact, but no such evidence could be observed.

Nonetheless, the resulting Young's moduli of all scaffolds exceeded those of Varley et.al [2], who ran mechanical tests on freeze-dried collagen scaffolds with  $\sim 95\%$  porosity, which yielded a Young's modulus of  $9.6 \pm 0.5$  kPa when dry and  $0.81 \pm 0.08$  kPa when hydrated. Our two 5 mg/ml silk scaffolds, that reached a maximum porosity of  $\sim 96\%$  (Figure 5), had Young's moduli of  $\sim 2.5$  kPa, and  $\sim 4.0$  kPa, respectively (Figure 7).

It should be noted that even if the results from Table III show that the factors marked in bold had a significant impact on the responses, the  $R^2$  predicted values were relatively low. This observation suggested that even though we could identify significant factors, it was still hard to predict how these would affect the material if we were to use concentration or freezing temperature outside the chosen range. To have high  $R^2$  predicted values would be a necessity to implement a template for commercial fabrication.

The results from the FTIR analysis can be seen in Figure 8 and indicates that the silk structure had in fact been

affected by the manufacturing process, revealed by the AR, which exhibited a significant dependence on concentration. By further analyzing CI and TR the specific regions of change could be understood. The result of CI analysis showed that the crystalline regions of the silk stayed intact during the manufacturing. Silk has a tendency to form  $\beta$ -sheet structures and could be the cause of this behaviour. Since TR changed significantly ( $p$ -value = 0.004) based on the concentration, the conclusion was that the amorphous parts of the silk were the regions that underwent changes.

A topic that has not been addressed in this report is the level of remaining water in the scaffolds after preparation. As can be seen in the FTIR results (Figure 8), there is a wide peak at  $3300 \text{ cm}^{-1}$  which could affect the outcome of some of the tests. Because of the preparation method, some water could possibly be trapped in pores and affect the end result.

By using a more controlled freezing velocity and end temperature, a much more precise end result could be achieved. This is the basis of freeze casting [7], which has been a popular method of producing porous scaffold but no published articles could be found on the combination of freeze casting and silk. This would be a natural continuation of this project and should be explored. With freeze casting, the directionality and the velocity of crystal growth could be directed and more precise outcomes of the responses would be seen.

#### *Sustainability and ethical considerations*

If the scaffolds are to be used in medical applications, thorough testing is needed to be sure that they are safe and reliable and fit the requirements of a particular application. Silk is a readily available material with over 400,000 tons of silk worm cocoons being used annually in the textile industry [3], and would therefore be available for the medical industry. Because of this and the low amounts of harmful chemicals the method would be classified as sustainable.

## VI. CONCLUSIONS

By altering the concentration of silk and the temperature at which it is frozen, the result from this report suggested that highly porous silk scaffolds with different characteristics in terms of porosity, permeability, mechanical strength, secondary structure, and shrinkage can be obtained. The methods used in this study to fabricate and characterize silk scaffolds can serve as a knowledge basis for the production of optimized scaffolds for medical applications.

## VII. ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to thank our supervisors Cedric Dicko at Pure and Applied Biochemistry, and Stephen Hall at Solid Mechanics who guided and tutored us during this project. We would also like to thank Jonas Engqvist from Solid Mechanics for his help and support. The workload has been shared equally between the authors and most tests, analyses and writing has been done together.

## REFERENCES

- [1] Shoufeng Yang et al. "The Design of Scaffolds for Use in Tissue Engineering. Part I. Traditional Factors". In: *Tissue Engineering* 7.6 (Dec. 2001), pp. 679–689. ISSN: 1076-3279. DOI: 10.1089/107632701753337645. URL: <http://www.liebertonline.com/doi/abs/10.1089/107632701753337645>.
- [2] M. C. Varley et al. "Cell structure, stiffness and permeability of freeze-dried collagen scaffolds in dry and hydrated states". In: *Acta Biomaterialia* 33 (2016), pp. 166–175. ISSN: 18787568. DOI: 10.1016/j.actbio.2016.01.041. URL: <http://dx.doi.org/10.1016/j.actbio.2016.01.041>.
- [3] Charu Vepari and David L. Kaplan. *Silk as a biomaterial*. 2007. DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2007.05.013.
- [4] Danielle N. Rockwood et al. "Materials fabrication from Bombyx mori silk fibroin". In: *Nature Protocols* (2011). ISSN: 17542189. DOI: 10.1038/nprot.2011.379.
- [5] Lorenz Meinel et al. "The inflammatory responses to silk films in vitro and in vivo". In: *Biomaterials* 26.2 (Jan. 2005), pp. 147–155. ISSN: 01429612. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.02.047. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15207461> %20<http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0142961204001589>.
- [6] Sylvain Deville. "Ice-templating, freeze casting: Beyond materials processing". In: *Journal of Materials Research* (2013). ISSN: 0884-2914. DOI: 10.1557/jmr.2013.105.
- [7] U. G. K. Wegst et al. "Biomaterials by freeze casting". In: *Philosophical Transactions of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* (2010). ISSN: 1364-503X. DOI: 10.1098/rsta.2010.0014.
- [8] Johannes Schindelin et al. "Fiji: an open-source platform for biological-image analysis". In: *Nature Methods* 9 (June 2012), p. 676. URL: <http://dx.doi.org/10.1038/nmeth.2019> %20<http://10.0.4.14/nmeth.2019> %20<https://www.nature.com/articles/nmeth.2019> %7B %5C# %7Dsupplementary-information.
- [9] Nicholas P.C. Horrocks, Fritz Vollrath, and Cedric Dicko. "The silkmoth cocoon as humidity trap and waterproof barrier". In: *Comparative Biochemistry and Physiology - A Molecular and Integrative Physiology* 164.4 (Apr. 2013), pp. 645–652. ISSN: 10956433. DOI: 10.1016/j.cbpa.2013.01.023. URL: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23388210>.
- [10] F. Pennella et al. "A survey of methods for the evaluation of tissue engineering scaffold permeability". In: *Annals of Biomedical Engineering* 41.10 (Oct. 2013), pp. 2027–2041. ISSN: 00906964. DOI: 10.1007/s10439-013-0815-5. URL: <http://link.springer.com/10.1007/s10439-013-0815-5>.
- [11] F. J. O'Brien et al. "The effect of pore size on cell adhesion in collagen-GAG scaffolds". In: *Biomaterials* 26.4 (Feb. 2005), pp. 433–441. ISSN: 01429612. DOI: 10.1016/j.biomaterials.2004.02.052. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0142961204002017?via%3Dihub>.
- [12] Rina Nazarov, Hyoung Joon Jin, and David L. Kaplan. "Porous 3-D scaffolds from regenerated silk fibroin". In: *Biomacromolecules* 5.3 (2004), pp. 718–726. ISSN: 15257797. DOI: 10.1021/bm034327e.

## APPENDIX A

Below is an example of the output from the ANOVA and the regression analysis in Minitab. One such output was produced for each of the eight responses investigated in this study.

## Minitab Project Report

### General Factorial Regression: Permeability (10<sup>-9</sup> m<sup>2</sup>) versus Silk Concentration, Temperature

## Method

Box-Cox transformation  $\lambda = 0.5$   
 Rows unused 4

## Factor Information

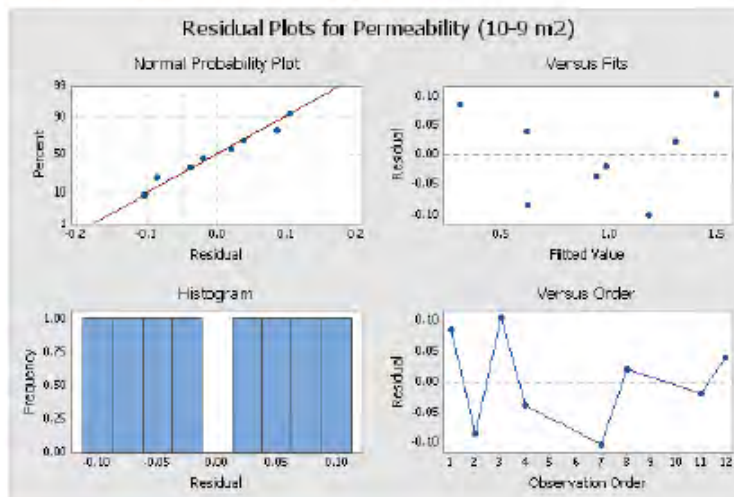
Factor	Levels	Values
Silk Concentration	4	15, 20, 25, 30
Temperature	2	-80, -20

## Analysis of Variance for Transformed Response

Source	DF	Adj SS	Adj MS	F-Value	P-Value
Model	4	1.12774	0.28194	21.12	0.016
Linear	4	1.12774	0.28194	21.12	0.016
Silk Concentration	3	0.92130	0.30710	23.01	0.014
Temperature	1	0.20644	0.20644	15.47	0.029
Error	3	0.04004	0.01335		
Total	7	1.16779			

## Model Summary for Transformed Response

S	R-sq	R-sq(adj)	R-sq(pred)
0.115535	96.57%	92.00%	75.62%

Residual Plots for Permeability (10<sup>-9</sup> m<sup>2</sup>)

# Photoacoustic imaging as a novel diagnostic tool for skin cancer

Cassandra Hennström (BME-15), Josefin Andersson (BME-15)

**Abstract**—Skin cancer is a growing problem and yet there is no reliable non-invasive way to diagnose the disease today. Photoacoustic imaging, PAI, is a novel imaging system that enables a way to examine skin lesions without leaving a mark on the skin. PAI is based on pulsed laser light which is converted to ultrasound waves by a thermoelastic expansion in the tissue. The aim with the study was to obtain a way to distinct cancer from healthy tissue by examining patients with different skin lesions with PAI. The study was done at the department of Ophthalmology in Lund. Data were obtained by examinations with PAI on voluntary patients. The data from the measurements were processed and used for spectral analysis to see the characteristics of spectra from a suspected tumor and healthy tissue. Further on, image processing and analyzing was made with the aim to find the size of the suspected tumor underneath the skin. The results showed differences in spectral characteristics between melanoma and healthy tissue. A script for determining the coordinates for pixels in the photoacoustic image was done, which could later be used for coloring different areas in the image to separate melanoma and healthy tissue. This opened for further promising development of using photoacoustic imaging to determine the borders of melanoma. Accurate measurements of the tumor dimensions could hopefully result in only one surgery needed to remove the cancer instead of multiple surgeries that often are demanded today. It could also reduce the risk of malignant melanoma spreading.

## I. INTRODUCTION

**M**ELANOMA is the sixth most common cancer worldwide and the incidence is continuously rising. [1] Even though melanoma is curable in its early stages, the survival rate is extremely poor if the melanoma has spread. [2], [3] Today, melanoma is difficult to both diagnose and stage. The method used today for detecting melanoma is dermatoscopy, which is a visual examination of the morphology of the lesion. The diagnosis is done by a biopsy and a histopathologic assessment of the suspicious lesion. [4] The most prognostic indicator is the lesion thickness (Breslow depth). At the first surgical procedure, all pigmented lesions are removed with a 2-3 mm margin. If microscopy shows melanoma, a second surgical procedure is performed to extend the excision and a sentinel node biopsy is performed simultaneously if needed. [5] Different non-invasive methods for imaging have been tried but without success. The downside with dermatoscopy is that it is only visual and have low resolution. Other techniques are confocal microscopy and optical coherence tomography, which both have high resolution but limited depths (0.1-

0.2 and 1-2 mm, respectively). Clinical ultrasound (up to 18MHz) enables greater depth in the images but gives an inferior resolution. While PAI has only been developed for experimental use, it is currently one of the most rapidly developing imaging techniques. [4] PAI has a high resolution (15-40  $\mu\text{m}$ ) which enables the detection of small variations and the investigation of the molecular composition in the tissue. This is because of its unique qualities of pulsed laser light and optical absorption detected by ultra-high-frequency ultrasound. Since most melanoma contains the highly light-absorbing pigment melanin, it is not necessary to inject an imaging agent due to the endogenous contrast that the melanin gives. [5] Increased concentration of hemoglobin, due to angiogenesis and a decrease in the oxygen saturation due to hypoxemia are markers for late stages of cancer, while an increase in the oxygen saturation is a marker for early stage cancer. Cancer diseases consume an abnormal amount of oxygen and glucose. [12]

Photoacoustic imaging is done by irradiating tissue with low energy, nanosecond pulses of visible, or near infrared (NIR) laser light, which is more deeply penetrating. [14] Depending on the wavelength, the light penetrates a specific depth. The light will be scattered and absorbed by chromophoric molecules, such as melanin and hemoglobin. [13] This absorption generates a small but rapid temperature rise. This increase in temperature causes the emission of short-wavelength ultrasonic waves due to thermoelastic expansion. An unfocused ultrasonic transducer detects the broadband (tens of MHz) pulsed ultrasonic waves. By measuring the time-of-arrival of the acoustic pulses at different points over the tissue surface, and knowing the speed of sound, the detected signals can be back-projected in 3D to reconstruct a volumetric image of the internally absorbed optical energy distribution. [14] PAI is advantageous over other optical imaging techniques because it can provide high-resolution images at greater depths.

Lentigo malignant melanomas are often heterogenous tumors that makes it difficult to determine the tumor borders during surgery or taking biopsies from a representative area. With PAI, it may be possible to increase the diagnostic accuracy by delineate the lesion and thereby indicating where the biopsy should be performed and, in this way, avoid unnecessary biopsies. In a recent study it has also been shown that it is possible to identify melanin-containing cells in the lymph with PAI. It is important to assess the lymph nodes in diagnosis and treatment. [5] The possibility of measuring the tumor dimensions before primary surgery would enable a single surgical procedure and determination of the need for simultaneous sentinel node biopsy. Animal studies have shown

Submitted June 7, 2018

E-mail: {mte15che@student.lu.se, mte15jan@student.lu.se}

Technical supervisor: Tobias Erlöv, Institution of Biomedical engineering, Faculty of Engineering, Lund University

Clinical supervisor: Malin Malmsjö, Department of Ophthalmology, Skåne University Hospital, Lund

the potential of PAI being a tool for non-invasive diagnosis of malignant melanomas. [6] Despite this, PAI have not yet been approved for clinical use due to lack of clinical data. Up till now, there are only two studies describing the first attempts to image melanoma in man. [7, 8] In this study we are doing a clinical trial examining the use of PAI for determining the depths of skin tumors.

## II. METHOD

*A. Experimental method* Patients were recruited from the Department of Dermatology at Skåne University Hospital in Lund, with the help from senior consultant Bertil Persson. The patients with suspected skin cancer were transported to the Bio-imaging laboratory for human use at the Department of Ophthalmology (near the Dept. of Dermatology). A protocol was followed during all the examinations. To begin with, documents of approval, a health document, a patient protocol and approval of photos were signed. The lesion was photographed, measured and marked by four small lines so that it would be easy to locate the lesion. Both the patient and examiners put on approved eyewear. When these preparations were done, the PA probe was placed on the lesion, which was located with ultrasound. In the first part of the examination, the wavelength was set to 680-970 nm. Three Spectro-measurements were made in three different parts of the lesion (or in the same place if the lesion was homogenous) and one Multiwavelength 3D, which use around 11 wavelengths and a step length of 500  $\mu\text{m}$ . An Oxy-Hemo 3D scan and ultrasound Color Doppler 3D scan were also made, with the same step length as previous.

The wavelength span was after this changed to 1200-2000 nm. Three Spectro-measurements were made the same way as mentioned above. The examination area was after this changed to a location on the forearm where no hair, pigments or blood vessels could be seen. This was used as a reference. Two Spectro-measurements were made with some distance between. The wavelength span was changed once again back to 680-970 nm and the same two Spectro-measurements were made. Finally, an Oxy-Hemo 3D scan with a step length of 500  $\mu\text{m}$  was made. After the examination, the patients had their lesions removed by excision at the Department of Dermatology. The lesions were sent for histological examination where they were diagnosed, and the Breslow depth determined. At the time of publication, eight patients had been scanned. To be able to anonymize the different patients, they were given an ID depending on which type of lesion they had combined with a sequence number.

### *B. Photoacoustic setup*

Photoacoustic and ultrasound images were taken with a Vevo LAZR-X (FUJIFILM VisualSonics Inc., Toronto, Canada) at laser wavelengths between 680-970 nm and 1200-2000 nm. A linear FUJIFILM array transducer (MX400, VisualSonics Inc., Toronto, Canada) was used to detect the photoacoustic waves. The transducer has a central frequency of 30MHz and a bandwidth of 22-40MHz, that provides axial and lateral resolutions of 50  $\mu\text{m}$  and 110  $\mu\text{m}$ , respectively. A fiberoptic bundle coupled to a 20 Hz tunable laser that has a nanosecond pulse width, was coupled to the transducer.



Figure 1. A close-up view of the PA probe used. Here the ultrasonic gel pad is placed in the probe with the plastic foil to keep it in place.

The laser light was focused through two planar light beams located on each side of the ultrasound array. To get good contact with the skin, ultrasound gel was placed on the probe and complemented with an Aquaflex® ultrasound gel pad (12x12x24mm<sup>3</sup>) and plastic foil to keep the pad in place during the examination. Additional gel was placed between the PA probe and the skin. To avoid motion artefacts caused by both the examiner and the patient, a setup was arranged. The patient was placed on a hospital bed, which was positioned next to the PA equipment. When necessary, depending on the location of the lesion, a vacuum pillow (Germa Protec, Germa AB, Kristianstad, Sweden) was used for stabilization to avoid the motion artefacts of the patient. An adjustable arm (Mounting Accessory, GCX Corporation, Petaluma, USA) was used to fix the transducer. The transducer holder was driven by a stepping motor that enables 3D scanning (VisualSonics Inc., Toronto, Canada). [9]

### *C. Photoacoustic safety*

During the photoacoustic investigation, the patient is exposed to energy both from ultrasound and laser. To the best of our knowledge, there are no standards or guidelines taking this into account. The combined effects of pulse repetition rate, pulse energy and the exposure over time that can potentially be harmful to the tissue must be considered. The guidelines from using of ultrasound and laser cannot be directly combined to get the maximum exposure limits, but the limits can be used as a guide. However, energy measurements during PAI have been done. By using an AN/2 laser power meter (Quantel, Les Ulis, France) the energy levels delivered from the transducer to the skin surface and under the protective eyewear (the black aluminum foil), were measured. The results from these measurements showed that the energy levels were below the limits according to standard IEC 60825-1. It showed that no laser energy was able to go through the protective eyewear or the black aluminum foil used to cover the patients' eyes. Thus, it is confirmed that no laser light can reach the eye and cause damage. [9]

### *D. Room safety and eyewear*



Table I  
SETTINGS USED IN 3D IMAGES

	Melanoma, Healthy tissue, Shallow melanoma	Oxy, Deoxy, Healthy tissue	
Brightness	60, 60, 52	65, 67, 60	
Opacity	100, 99, 95	99, 70, 99	
Threshold	92, 80, 70	95, 95, 80	
Contrast	92, 90, 91	78, 80, 90	

To avoid the laser light leaving the room in some way, the windows were covered with Matt Black Aluminium Foil (BKF12) and High-Performance Black Masking Tape (T743-2.0, both from Thorlabs Sweden AB). Protective eyewear (LSBGKG-33-BK, Philips Safety Products, Middlesex, USA) was used by the examiners throughout the whole examination to minimize the risk for injuries. [9] The patients wore either eyewear or their eyes were covered with dark patches of the above mentioned foil with tape to ensure no light could reach the eyes.

#### E. Study subjects

Patients with suspected lesions on flat surfaces where it was possible to place the PA probe were included in the study. Patients with lesions in the face were excluded, to minimize the risk of getting the laser too close to the eyes. This exclusion reduces the grounds for the study, but this was considered necessary with the risk put against the benefit in mind. Furthermore, patients that were short of time due to an appointment for a surgery or otherwise were not able to go through with the whole examination, went through a reduced amount of measurements. Medication and conditions were noted but did not affect the proceeding of the examination. In all, eight adult volunteers, six with pigmented lesions and two with non-pigmented lesions, were examined.

#### F. Data analysis

The data from four of the patients were used and analyzed. The rest could not be analyzed because of too much movement artifacts or because the pathologist had not yet diagnosed the lesion. Visual Sonics Vevo LAB 3.1.0 software was used for storing the data and for processing of the data and the PA images. 3D images were created by doing a spectral unmixing of the Multi-wavelength 3D-measurements. The contrast, brightness, opacity and the threshold were adjusted before the image was loaded into 3D, and oxygenated and deoxygenated blood were optional to include. Two 3D images were rendered with different settings. One image was chosen to illustrate the blood distribution in the lesion, and it included oxygenated blood, deoxygenated blood and healthy skin. The other images was created by making a spectral unmixing of healthy tissue and melanoma. The settings seen in table I were set to illustrate the melanoma and the blood distribution in the best way visually.

To be able to compare the data from healthy tissue with data from lesions, a Region of Interest (ROI) were made by free hand in Vevo LAB 3.1.0 in a Spectro-image. The ROI was copied and placed on various locations in the image, both on what was estimated from the B-mode image being the lesion and surrounding healthy tissue. This was also made on an image of only healthy tissue. The spectrum given from one ROI contains an average from all pixels within the ROI. By

making a PA region graph in Vevo LAB 3.1.0, spectrum from each ROI is visualized in a graph. Each ROI gives one line in the graph, making it possible to compare the spectra of healthy tissue and the lesion. The data was exported to csv-format and then imported to MATLAB where a first script was written, which recreated the graphs so they could be processed. The graphs were normalized around one point, chosen to be 800 nm, to make it easier and possible to see similarities and differences between the spectra. At the normalization point of 800 nm, the difference between the peaks was most visible. A z-score was made as well, measuring how many standard deviations a value is from the mean.

The placement of the ROIs was done to get information both from the lesion and from healthy regions, but also to see if the depth of the lesion could be detected. Therefore, the ROIs were also placed deeper down under the suspected border of the lesion. The scale of the window was something that only could be changed during the examination and not afterwards. This was detected after the second measurement and changed after this. Due to this the windows don't look the same and the same ROIs differ in size - for the two first patients the ROIs are 0.5 mm in depth and for the two later 1 mm. The method was tried and then repeated with more ROIs in the image. This method would later show not to be an effective way of determining the depth of the lesion.

That was the reason to look onto a new method for deciding the depths and measurements of the lesions. The method that was moved on to was based on image processing and image analysis in MATLAB. Different approaches were made to get a reliable picture and the true Breslow depth. In cooperation with Ulf Dahlstrand, Rafi Sheikh and Tobias Erlöv, a second script was created to achieve this. This script would have a motion tracking system, making it possible to follow the pixels even though the patient moved during the examination. This would also possibly enable the use of data that was excluded in the study because of moving artefacts. It would not only take spectra from one ROI but to take each spectrum from each pixel in the picture, averaging them into bigger pixels to get a manageable amount of data. A z-score would be made to later make five principal component analyses (only 3% of the information would be lost this way). Then pixels of the lesion and of the healthy tissue would be selected to make a base. A statistical analysis would be made with Mahalanobis distance to determine for each of the remaining pixels if they correspond most to the lesion or the healthy tissue. Each pixel would by this method be classified by their spectra and this could then be transferred to the picture with a color scale.

The contribution from us to this script was to create the first and the last part of the script. A way to mark a ROI in a picture to obtain the coordinates of the selected pixels,

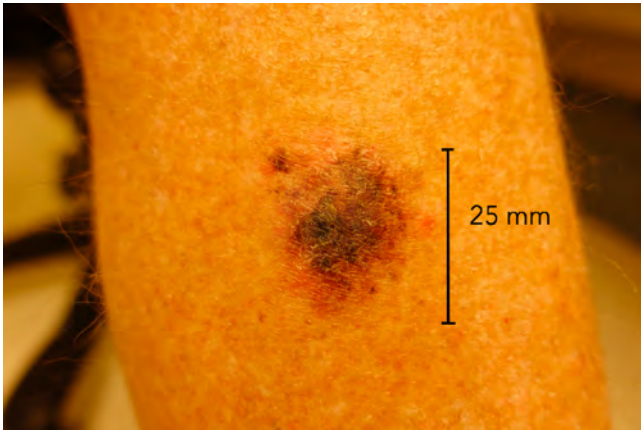


Figure 2. Patient B with malignant melanoma. The melanoma is 25x25 mm.

to then take the correct spectra from the data. These pixels were then colored, which would later be the last step of the script. In addition, the statistic method Mahalanobis distance was evaluated.

### III. RESULTS

#### A. Lesion diagnosis

1) *Patient A - Nevus*: Nevus is a summary term of congenital and acquired skin lesions that can be both pigmented and non-pigmented. The patient (79 y/o male) had a histologically confirmed nevus on the upper part of the stomach. The nevus measured 4x6 mm.

2) *Patient B - Malignant melanoma, SSM* : The patient (71 y/o male) was confirmed from histology with superficial spreading malignant melanoma on the shin. Visually, the melanoma had diffuse borders, was pigmented and approximately 25x25 mm, see figure 2. From the biopsy, the Breslow depth was measured to 4.5 mm.

3) *Patient C - Malignant melanoma, SSM* : The patient (61 y/o female) was confirmed with a minor superficial spreading malignant melanoma on the upper back. The lesion consisted of two pigmented parts, one darker than the other and both heterogenous. The total size of the lesion was 7x7 mm and the Breslow depth was 0.6 mm.

4) *Patient D - Pigmented seborrheic keratosis*: Seborrheic keratosis is a benign, pigmented skin alternation that originates from the upper epidermis. It often occurs in older people and can resemble melanoma. [10] A lesion with seborrheic keratosis was found on the scalp on a patient (73 y/o male), measuring 25x10 mm. The lesion was heterogenous and the borders were diffuse.

#### B. Spectral unmixing

Spectral unmixing of the multi-wavelength recordings was done, which gave information about the chromophore distribution in the tissue. From this, 3D images showing the melanoma respectively oxygenated blood distribution were created. An example of this from patient C is shown in figure 3.

In the 3D images it is possible to visually see where the tumor is. Both an anatomic image of the melanoma was

obtained, as well as a functional image showing the increased blood flow to the tumor. Since the images are based on the spectra of each voxel it is possible to determine a difference between oxygenated blood, deoxygenated blood, cancerous tissue and healthy skin.

#### C. ROI Analysis

1) *Melanoma lesions* : The most protruding common denominator in figure 5 a), 7 a) and 8 is that the spectra from assumed melanoma have a spike going down at 690 nm for patient B and patient C. The spectra for the surrounding assumed healthy tissue in figure 5 a) and 7 a) have a spike going up at the same wavelength while the spectra for the healthy reference tissue, figure 8, all have a spike going up between 690 and 700 nm. For the rest of the spectra in figure 5 a), 7 a) and 8 it is hard to find any protruding correlation. In figure 8 there are two discrepant spectra that have two very large peaks that deviates from the rest at around 750 nm and 850 nm.

For figure 5 a) one of the red spectra has a spike going up, this spectrum corresponds to ROI 32 in figure 4 a) where it can be seen being furthest down in the tissue under the assumed melanoma. Since the spectrum that corresponds to ROI 33 in figure 4 a) has a steep peak going down we interpret this as the division between healthy tissue and the melanoma is within ROI 32, taking into consideration that the peak from ROI 32 is not as steep as the rest of the spectra from the healthy tissue and that the spectrum from each ROI is an average of all the pixels within. The depth of the tumor in this particular tomographic image would then be approximately 3.7 mm.

Figure 7 a) has two red spectra that do not behave like the other. One has a dominating peak going upwards and one has a flatter peak going slightly upwards. These two spectra correspond to the grey and the pink ROI respectively in figure 6 a). This indicates that the tumor boundary is somewhere in the middle of the pink ROI which would then be approximately 2.8 mm.

Two things are different in figure 5 b) compared to figure 5 a). The first thing is that the spikes that goes up for the healthy tissue and down for the melanoma is located at 700 nm in figure 5 b). Varför har jag ingen aning... nån idé? The second thing is that the blue spectra here are showing downwards going peaks at 700 nm as if they were melanoma. Two very large upward going peaks can also be seen at 735 nm and 790 nm.

In figure 7 b) the peaks show similar behavior as in figure 7 a). The tumor has a peak going downwards at 690 nm and as well as two yellow spectra, giving the estimated depth of 1,7 mm. All the assumed healthy ROI:s show upward going peaks at 690 nm, which is in order. The one green spectrum that does not show an upward going spike at 690 nm is showing a strange behavior in the rest of the graph, presumably there is some artifact in this ROI.

2) *Benign lesions* : The peaks of the spectra in figure 9 do not follow an obvious pattern or the pattern of the melanoma.

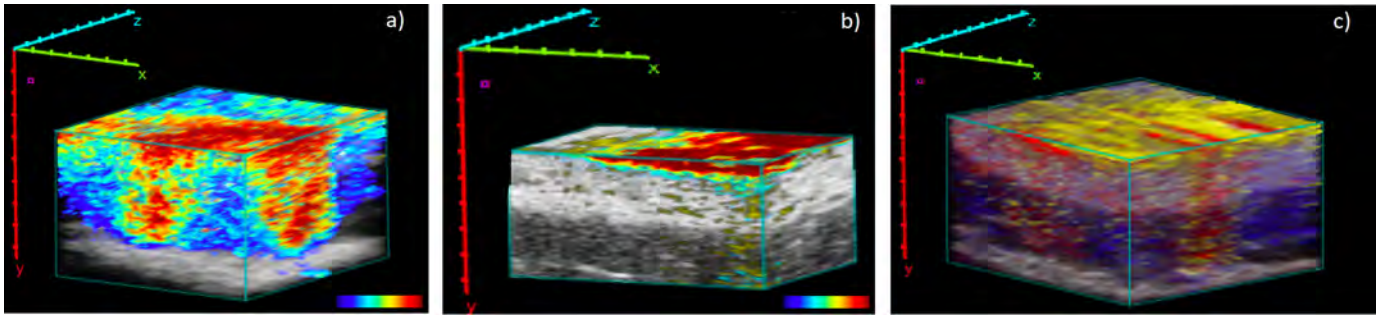


Figure 3. Spectral unmixing multi-wavelength 3D images with different settings (table I) of patient C. Superimposed on an ultrasound image (grey)  
 a) The image shows melanoma (red is the strongest signal) with depth measured to 4,2 mm in Vevo LAB.  
 b) The image shows melanoma with depth measured to 0,4 mm in Vevo LAB.  
 c) The image shows the blood distribution in the tumor.

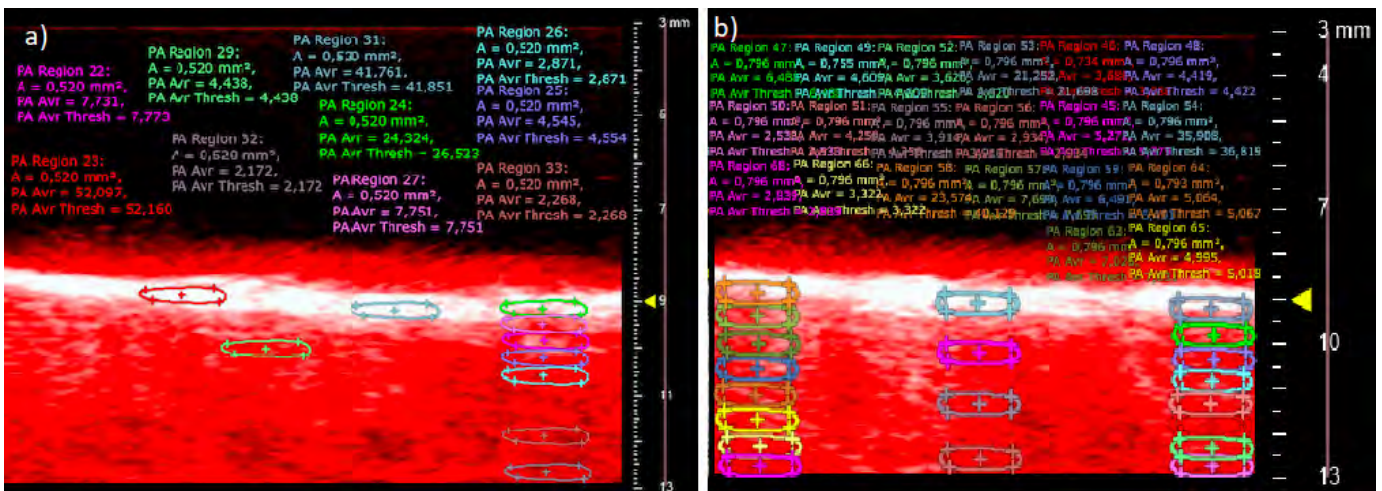


Figure 4. a) The figure shows how the ROI:s were put in Vevo LAB in the first try on patient B.  
 b) The figure shows how the ROI:s were put in Vevo LAB in the the second try of patient B. The ROI:s were placed in more defined strategic places, to be able to compare different ROI:s at the same depth at different parts of the tissue.

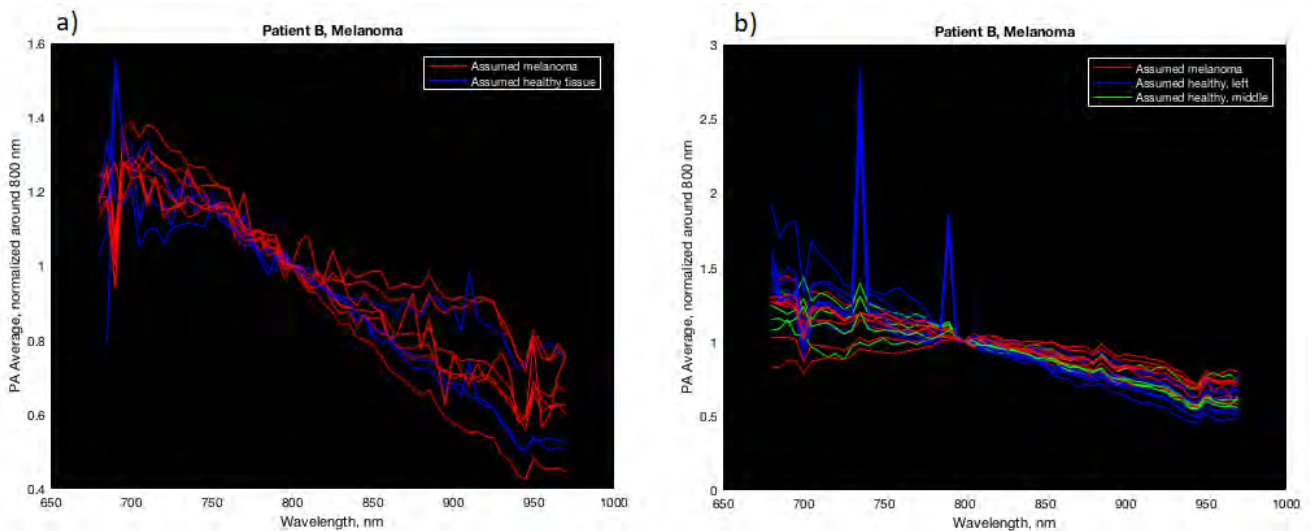


Figure 5. a) The graph shows the spectra from patient B in the first try.  
 b) The graph shows the spectra from patient B in the second try.  
 The colors represent assumed melanoma (red) and assumed healthy tissue to the left (blue) and assumed healthy tissue in the middle in figure 4.

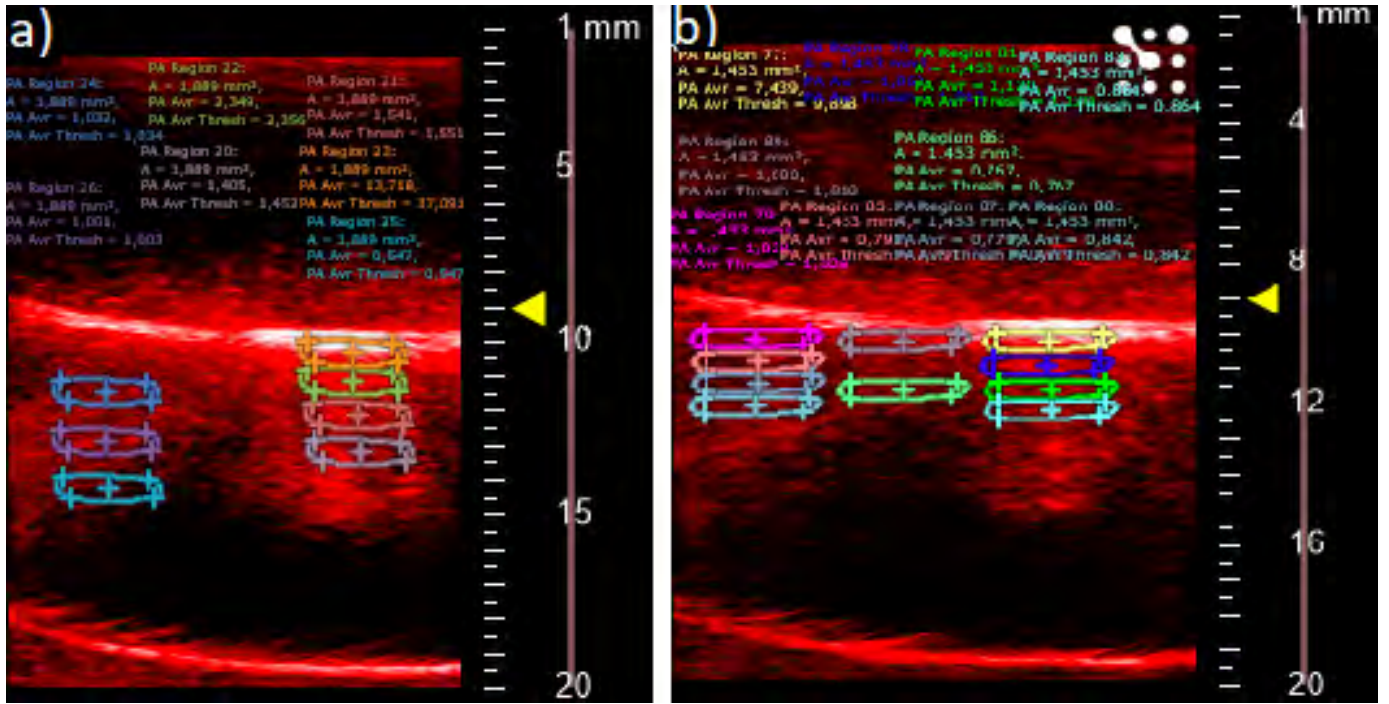


Figure 6. a) The figure shows how the ROI:s were put in Vevo LAB in the first try on patient C. The lesion can be seen clearly under the orange ROI. b) The figure shows how the ROI:s were put in Vevo LAB in the second try on patient C. The lesion can be seen clearly under the yellow ROI.

#### IV. DISCUSSION

The study was done on 4 patients with suspected malignant melanoma of which 2 patients later on was given the diagnosis.

In figure 3 c) the oxygenated blood in red can successfully be seen accumulated in and around the tumor when comparing the placement of the tumor in figure 3 a) and b). This could mean that the tumor is in its early stages, which seems plausible since it was small and the Breslow depth was shallow.

The measured depth of the tumor in figure 3 a) is almost 8 times deeper than the diagnosed Breslow depth. While the measured depth in figure 3 b) is less than the diagnosed Breslow depth. The difficulty in creating the 3D images is determining the settings for brightness, opacity, threshold and contrast. When selecting different settings, the tumor can appear larger or smaller. Therefore it is not possible to determine the Breslow depth by only measuring in the 3D image from Vevo LAB since the depth can be manipulated by selecting different settings.

From figure 5 a) the measured depth is 3.7 mm. This could be the accurate depth of this particular cross section of the tumor since the deepest point of the entire tumor is 4.5 mm. The measured depth from figure 7 a) was 2.8 mm. This seems unlikely since the Breslow depth of this tumor was determined to be 0.6 mm. This could mean that the spikes at 690 nm is not a good way to determine the depth of the tumor which figure 7 b) supports. From figure 7 b) the estimated depth was 1.7 mm. It could also mean that the pathologist has made a severe mistake and missed a big part of the tumor, but this scenario is not very likely. In figure 6 the tumor is much easier to see, probably because the tumor was more homogeneous

in patient C than in Patient B. In figure 6 the depth could visually be approximated to 0.6 mm, but this image can, like the 3D image, be manipulated with different settings, making the tumor smaller or bigger.

The blue spectra in figure 5 b), which correspond to the ROI:s at the far left in figure 4 b) should, given the previous argument, be seen as melanoma. This might not be wrong for the fact that the melanoma in patient B was very big and heterogeneous. But given the big peaks that does not reoccur anywhere else in the analysis we have a reason to believe that there is some kind of artifact here. No large artifacts or disturbances could be seen when looking at the photoacoustic images at those wavelengths. These spikes cannot be seen in figure 5 a) which suggests that the spikes do not have anything to do with healthy tissue but the tissue on the very far left. One explanation could be that the probe is covering the pencil marking made on the skin and that the highly pigmented ink could give these strong signals at 735 and 790 nm.

What thought to be the borders of the tumor in patient B could be seen in B-mode. The visible borders on the skin of the lesion was very large, 25x25 mm and the probe head is only 12x24 mm. It should be kept in mind that the coloring of the spectra in the graphs are based on the B-mode and the photoacoustic image and not on what is actually melanoma and healthy tissue. This could then mean that the patterns that are read from the spectra have more to do with the density changes in the tissue than what is actually cancerous tissue. Since there are lesions which surface is bigger than the probe head, a bigger probe head is desirable. This would also be necessary for the previously mentioned second script to ensure that there is healthy tissue in the image.

Where the spikes come from is yet hard to tell since there

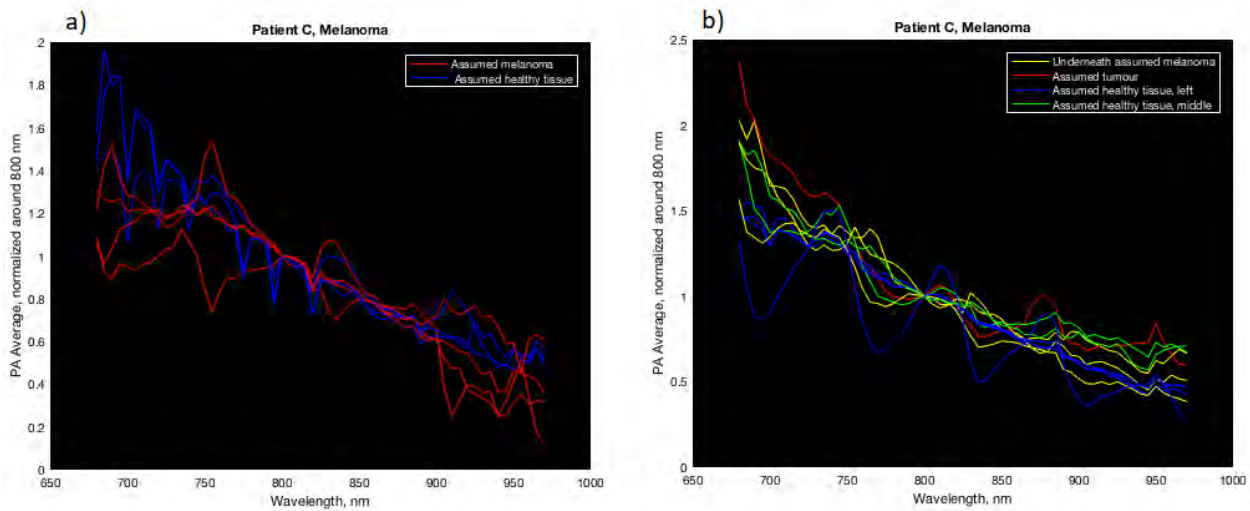


Figure 7. a) The graph shows the spectra from patient C in the first try.

b) The graph shows the spectra from patient C in the second try.

The colors represent assumed melanoma (red) and assumed healthy tissue to the left (blue), assumed healthy tissue in the middle and the tissue underneath the melanoma (yellow) in figure 6. .

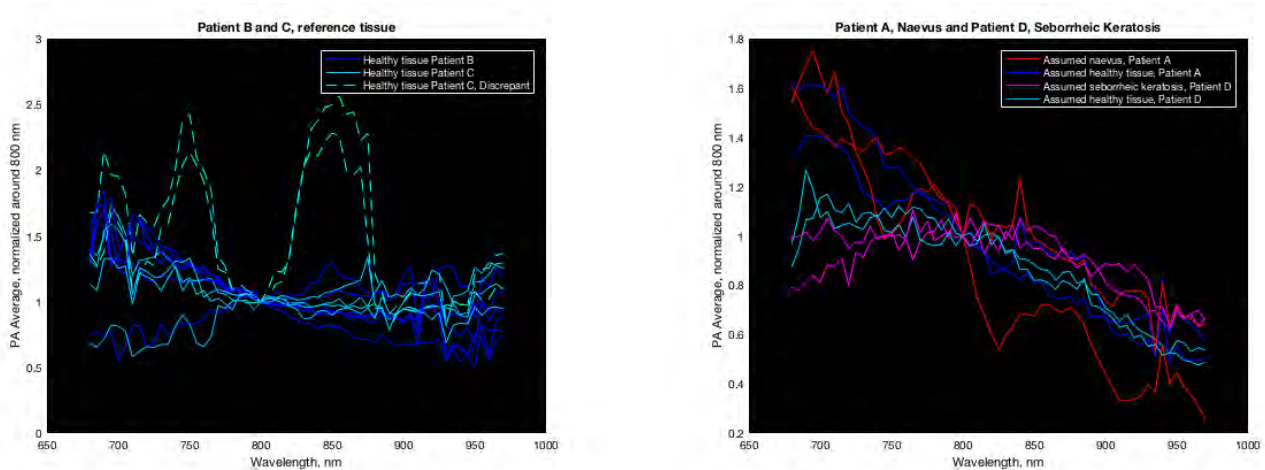


Figure 8. The graph shows the spectra from both patient B and C. The spectra come from the reference tissue in the patients arm.

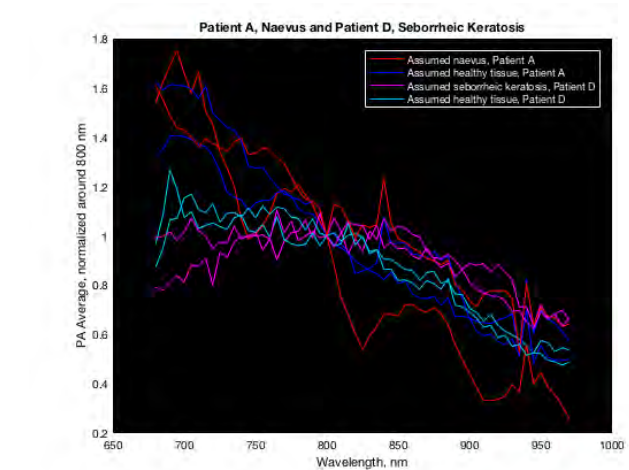


Figure 9. The graph shows the spectra from both patient A and D.

have not yet been any studies published about the spectra for different tissues in vivo. In the second analysis, where the ROI:s were smaller and put in more well-defined places the results differed significantly which points out a big flaw in reproducibility in this method. Why these small changes in method made such big difference in the result is not known to us. Therefore, and due to the fact that the estimated depth was not accurate, the results in this study are deemed inconclusive.

The second script still need to be further developed and the result so far cannot show if this will be a reliable method. What can be shown so far is that the Mahalanobis distance seems to be a good evaluation method to classify the different pixels since it does not only take the distance in to consideration but also the correlation of the data set, which seems to be an important part in the classification of the pixels.

PAI is a promising technique that could possibly diagnose melanoma and other skin tumors, thereby avoiding unnecessary surgeries of lesions that look similar to melanoma. But to investigate this an analysis of a bigger scale would be necessary to get a statistical relevance.

#### A. Ethics and Sustainable Development

The Ethics Committee at Lund University, Sweden approved the protocol for this experimental study before the research started. All the participating patients were informed about the study and its voluntary nature before the examination. All patients have their informed written consent. The examinations are deemed having no adverse effect on either the lesions or the healthy skin. The emitted laser light may cause permanent damage to the eyes if pointed directly in the eyes which is why certain safety precautions were taken.

In the future the hope is to reduce the numbers of surgeries needed. If achieved, this would mean a relief of the medical system. Giving the increasing incidence of melanoma and the need to make the health care more efficient, reducing surgeries is a help to battle the challenge.

From a personal point of view, the reduction of unnecessary surgeries will reduce the suffering for the patients. With information of where the tumor border is, the surgeon can minimize the scar which is especially important with tumors in the face.

## V. CONCLUSION

The result from the first script shows that there is a difference between healthy skin and malignant melanoma that can be detected with PAI. This is the first step in being able to determine the borders of the tumor. However, recordings from the PAI used in this study could not directly be used to measure the tumor depth, showing that this method was inconclusive in determining the depth of the tumor. A second, more advanced script was initiated. The hope is that the developed mathematical and statistical evaluation of the entire image, and not only parts of it, will give reliable results.

## VI. ACKNOWLEDGEMENTS

We would like to thank our supervisor Malin Malmsjö for all help and for letting us be a part of this project. We would also like to thank Ulf Dahlstrand and Rafi Sheikh for always taking the time to help and guide us. We also want to thank Tobias Erlöv for being our technical supervisor and Bo Baldetorp for taking his time to help us find this project. Lastly, we also appreciate the help from Bertil Persson with recruiting the patients.

## REFERENCES

- [1] RL. Siegel, KD. Miller and AJ. Jemal. "Cancer statistics, 2017" *A Cancer Journal for Clinicians*, vol. 67(1), pp. 7–30, 2017.
- [2] A. Sandru, S. Voinea, E. Panaitescu and A. Blidaru. "Survival rates of patients with metastatic malignant melanoma" *J Med Life*, vol. 7(4), pp. 572-576, 2014.
- [3] WR. Shaikh, SW. Dusza, MA. Weinstock, SA. Oliveria, AC. Geller, and AC. Halpern. "Melanoma Thickness and Survival Trends in the United States, 1989–2009", *J Natl Cancer Inst.*, vol. 108(1), 2016.
- [4] KS. Valluru and JK. William. "Clinical photoacoustic imaging of cancer", *Ultrasonography*, vol. 35(4), pp. 267-280, 2016.
- [5] I. Stoffels, S. Morscher, I. Helfrich, U. Hillen, J. Leyh, NC. Burton, TC. Sardella, J. Claussen, TD. Poeppel, HS. Bachman, A. Roesch, K. Griewank and D. Gunzer, J. Klode. "Metastatic status of sentinel lymph nodes in melanoma determined noninvasively with multispectral optoacoustic imaging", *Sci Transl Med*, vol. 7(317), 2016.
- [6] J. Lavaud M. Henry, JL. Coll and V. Josserand. "Exploration of melanoma metastases in mice brains using endogenous contrast photoacoustic imaging", *Int J Pharm*, vol. 532(2), 2017.
- [7] ABE. Attia, SY. Chuah, D. Razansky, CJH. Ho, P. Malempati, US. Din- ish, R. Bi, CY. Fu, SJ. Ford, JS. Lee, MWP. Tan, M. Olivo, STG. Thng. "Noninvasive real-time characterization of non-melanoma skin cancers with handheld optoacoustic probes", *Photoacoustics*, vol. 7, pp. 20-26 2017.
- [8] H. Yuan, S. Zhou, Z. Liu, W. Cong, X. Fei, W. Zeng, H. Zhu, R. Xu, Y. Wang, J. Zheng and M. Pan. "Pivotal Role of Lesional and Perilesional T/B Lymphocytes in Pemphigus Pathogenesis", *J Invest Dermatol*, vol. 137(11), pp. 1370-1372, 2017.
- [9] R. Sheikh, M. Cinthio, U. Dahlstrand, T. Erlöv, M. Naumovska, B. Ham- mar, S. Zachrisson, T. Jansson, N. Reistad and M. Malmsjö. "Clinical translation of a novel photoacoustic imaging system for non-invasive diagnosis of giant-cell arteris," Submitted April 28, 2018.
- [10] A. Breathnach, L. Concannon, L. Aalto, J. Dorairaj, HM. Subhash, J. Kelly and MJ. Leahy. "Assessment of cutaneous melanoma and pigmented skin lesions with photoacoustic imaging", *SPIE*, vol. 9303, 2015.
- [11] R. González-Cámpora, H. Galera-Davidson, FJ. Vázquez-Ramírez, S. Díaz-Cano. "Blue nevus: classical types and new related entities. A differential diagnostic review", *Pathol Res Pract*, vol. 190(6), 1994.
- [12] J. Xia, J. Yao, L.V. Wang. "Photoacoustic tomography: principles and advances," *Electromagnetic Waves*, vol. 147(1-22), 2004.
- [13] P. Beard. "Biomedical photoacoustic imaging," *Interface Focus*. 2011.
- [14] L.V. Wang. "Photoacoustic Imaging and Spectroscopy," *Boca Raton: CRC Press*, pp. 209f, 2009.

# Gripdon för nålförare till YuMi-roboten

Louise Wedberg (BME-15), Sofia Rokkones (BME-15)

**Sammanfattning**—Dagens kirurger lägger mycket tid och kraft åt att sy ihop olika vävnader under en operation. Denna kirurgiska teknik kallas suturering. Detta är en procedur som försöker flyttas från människor till robotar. Dock finns ingen lösning som använder samma metodik som kirurger idag. Tvärtom skiljer sig robotsutureringstekniker mycket från den färdighet kirurger har utvecklat under årtionden, vilket gör att dessa inte går att jämföra på ett likvärdigt sätt. Behovet idag är en robot som kan sy på samma sätt som en människa och använda de sutureringsverktyg som redan finns i operationssalen.

Syftet med projektet är att ta fram en prototyp av ett gripdon som möjliggör robotiserad suturering med en nålförare, ett kirurgiskt verktyg, som uppfyller krav från både den kliniska och tekniska sidan. Gripdonet ska vara avsett att användas av den tvåarmade ABB-roboten YuMi, som är en så kallad 'kollaborativ' robot. Metoden grundar sig på en designprocess i sju steg med fokus på prototypframtagning av ett nytt koncept. Med handledning från experter inom reglerteknik och kirurgi framställs en kravspecifikation som ska ligga till grund för slutresultatet. De viktigaste av dessa krav är att gripdonet ska kunna tas av respektive sättas på snabbt, kunna monterats på roboten, plockas upp av roboten utan hjälp av människor, ha rätt mått, vikt och motståndskraft samt följer nålförarens rörelser. Utefter kravspecifikationen modellerades en 3D-modell vilken också 3D-printades för att kunna testas på riktigt.

Gripdonet bidrar till att en konventionell nålförare kan plockas upp av YuMi-roboten, som har betydligt bättre stabilitet och rörlighet än en människa, och möjliggör på så sätt suturering. Prototypen av gripdonet är ett steg mot att framtidens kirurg ska bli en robot genom att stegvis introducera robotteknik i operationssalen.

## I. INTRODUKTION

**I**DAG sker vårdsador i samband med kirurgiska ingrepp allt för ofta. Varje patient beräknas få i genomsnitt 1,3 skador vid en operation. [1] Av dessa beräknas hela 60% vara möjliga att undvika då de beror på händelser som går att förändra. Skadorna leder ofta till längre rehabiliteringstid, längre tid på sjukhuset, intensivvård eller till och med död. Många av skadorna är sådana som uppkommer efter en operation så som infektioner och trycksår. [1] För att minska skadorna kan flera åtgärder behöva tas. Varje liten åtgärd som gör att operationer blir säkrare kan göra skillnad och är viktig.

Vid dagens operationer läggs mycket av kirurgens tid åt att sy ihop mjukvävnad, både under och efter operationen. Under komplicerade operationer kan detta ta flera timmar av kirurgens tid. Denna tid önskar många av dagens kirurger kunna få frigjord och på så sätt kunna lägga den på andra viktiga göromål de har i sitt arbete. [2]

Inlämnat den 7 juni 2018  
 Emejladress: {wedberglouise@gmail.com, sofiarokkones@gmail.com}  
 Teknisk handledare: Charlotta Johansson, Institutionen för Reglerteknik, Lunds Tekniska Högskola  
 Klinisk handledare: Phan-Kiet Tran, Barnhjärtcentrum, Skånes Universitetssjukhus, Lund

Det har gjorts flera försök att optimera operationer, få den bästa expertisen och på så sätt skapa en bättre sjukvård. Kirurgrobotar är något som skulle förbättra dagens sjukvården och lösgöra tid för kirurger. Det är en lösning som ger färre och mindre vårdsador och även en lägre sjukvårdskostnad i längden. Vissa typer av kirurgrobotar är redan implementerade kliniskt idag, samt under vidare forskningsstudier runt om i världen. Tidigare har operationer med robotassisterad kirurgi utförts med den så kallade da Vinci-roboten [3], och installerats på tusentals sjukhus runt om i världen. Roboten da Vinci är dock ingen robot som själv kan sy i mjukvävnad utan fjärrstyrs av kirurgen under operationer. Det har i forskningssyfte tagits fram robotar vars mål är att sy i mjukvävnad och vid studier har det visat sig att stygn av en robot görs betydligt bättre än av en människa. Det går att likna med att sy med en symaskin gentemot att sy för hand. Stygnen blir jämnare, stabilare och mer lika. [2] Hur skulle du föredra att din fallskärm var sydd om du skulle hoppa ut från ett flygplan på 3000 meters höjd? En spricka i sömmen kan ge förödande konsekvenser, samma gäller vid kirurgiska ingrepp.

En av de mest framstående robotarna i forskningsvärlden idag som ska kunna sy i mjukvävnad är Smart Tissue Autonomous Robot, också kallad STAR. [4] Detta är en robot som har visat sig kunna sy i mjukvävnad både bättre och mer precist än en människa. Experiment på grisvävnad har utförts och varit mycket lyckade. STAR arbetar med visuell återkoppling som hela tiden detekterar både vävnad och robotens egna verktyg, vilket ger bra precision. Dock så kan STAR endast sy ihop vävnad som ligger tätt ihop, vilket gör att den inte syr som en riktig kirurg. [4] [5] För att en robot ska kunna ersätta en kirurg måste den även kunna sy ihop vävnader längre från varandra genom att hämta och dra med nålen, vilket har varit grunden i detta projekt.

YuMi-roboten från ABB är resultatet av flera års forskning och utveckling kring samarbetet mellan människa och robot, se Figur 1 för bild av YuMi-roboten. ABB har utvecklat en tvåarmad innovativ robot med flexibla händer, detaljmatningssystem, detaljdetekteringskamera och toppmodern robotstyrning. Roboten har även skarp syn, känslig återkoppling av kraftstyrning, flexibel programvara och inbyggda säkerhetsfunktioner som möjliggör programmering genom inlärning. YuMi betyder "you and me" – samarbete mellan människa och robot med oändliga möjligheter. YuMi introducerades under 2015. [6] Infästningen med monterade fingrar på roboten visas i Figur 2 vilken är den monteringsmöjlighet som finns på robothanden. Monteringen består av fyra skruvar per finger som skruvas fast i robothanden.



Figur 1. Bild på YuMi-roboten, en produkt från ABB. [6] Det är denna robot gripdonet utvecklas för.



Figur 2. Bild på YuMi-robotens fäste på gripdonet. Fästansordning består av fyra skruvar per finger.

Genom att använda kunskapen om kirugrobotik redovisar denna rapport en annan lösning till hur robotsuturering kan utvecklas. Genom att ta fram en prototyp för ett gripdon till den redan befintliga och välkända YuMi-roboten för att den ska kunna greppa sutureringsverktyg kan roboten användas direkt till suturering, vilket är en kirurgisk teknik för att sy i vävnader. För att se en demonstration av tekniken, se film länkad i bilaga under Filmer med titel *Sutureringsteknik*. Detta har inte gjorts innan utan lösningen har varit en hel, omplett och integrerad kirugrobot. Detta gripdon möjliggör användning av de resurser som finns idag till helt nya uppgifter. Det blir bryggan mellan en väl fungerande robot som kan utföra de rörelser som behövs och befintliga kirurgiska instrument som används på sjukhus idag. Detta projekt syftar till att ta fram ett gripdon till en nålförare, ett av flera sutureringsverktyg, som används till att greppa en sutureringsnål vid operation. Fokus lades på hur denna nålförare ska kunna fästas, hållas, bytas och användas av roboten YuMi.

Framtidsvisionen är att sjukvården ska ta ett steg mot robotkirurgi i och med detta gripdon. Genom att stegvis införa robotteknik i sjukvården och in i operationssalen samtidigt som det inte krävs någon större investering i en ny, dyr

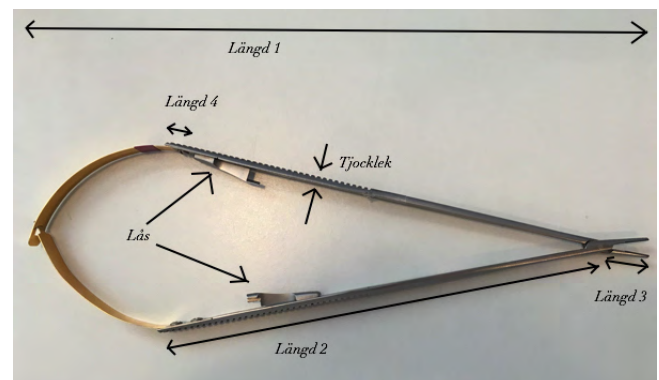
och avancerad teknologi är det förhoppningsvis möjligt att få sjukvården att följa med i den tekniska utvecklingen som sker i dagens samhälle. Ambitionen med projektet är att ta fram en prototyp av ett gripdon till YuMi-roboten som ger den egenskapen att kunna hålla i en nålförare samt testa att sy i vävnad med prototypen. Bild på nålföraren som gripdonet utvecklas för kan ses i Figur 3.

## II. DATA

Nålföraren är mätt med en millimeterlinjal och mätvärdena återges i Tabell I med förtydligande mät hänvisning i Figur 3.

Tabell I  
MÄTVÄRDEN AV NÅLFÖRAREN (CM).

Längd 1	Längd 2	Längd 3	Längd 4	Bredd
20	14	1	0,9	0,8
Tjocklek	Längd som stängd	Låsets totala längd	Vikt	
0,25	22	4,5	33g	

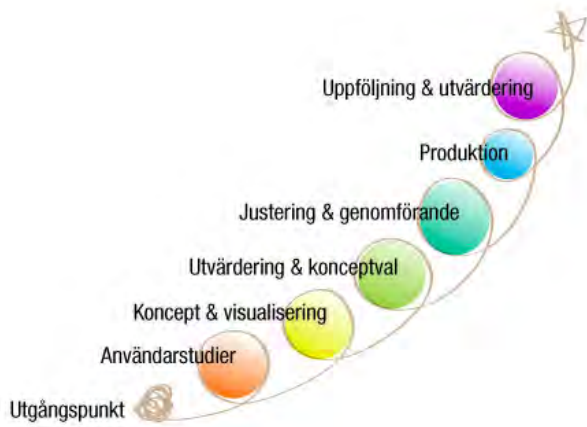


Figur 3. Ritning över nålföraren där de olika längderna från Tabell I är markerade. Bredden avser den största bredden av nålföraren. Nålföraren greppar nålen med käftarna till höger bilden. De guldiga spännblecken till vänster ger en fjädring utåt.

## III. METOD

För att skapa en väl utformad prototyp av ett gripdon för nålföraren utfördes en designprocess som bestod av sju olika steg. Dessa delades in i 3 grupper för att strukturera projektet nämligen Identifiera (Utgångspunkt och Användarstudier), Konceptgenerera (Koncept & visualisering och Utvärdering & konceptval) samt Prototyp (Justering & genomförande, Produktion och Uppföljning & utvärdering). Olika metoder användes i varje delmoment, se Figur 4. [7]





Figur 4. Modell över designprocessen och de inkluderade stegen. Dessa är uppdelade i texten under huvudrubriker [7].

### Identifiera

För att identifiera kraven från olika kompetensområden som berör gripdonet så genomfördes olika användarstudier och intervjuer. Kompetensområdena är Institutionen för Reglerteknik vid Lunds Tekniska Högskola och Barnhjärtcentrum vid Skånes Universitetssjukhus i Lund.

### Utgångspunkt

Genom att fördjupa sig i problemet sattes en tidsplan upp samt en planering över hur arbetet skulle genomföras. För att förstå behovet och efterfrågan behövdes ytterligare studier och intervjuer för att kunna skapa en kravspecifikation att utgå ifrån vid vidare utveckling.

### Användarstudier

På avdelningen Barnhjärtcentrum på Skånes Universitetssjukhus i Lund genomfördes två olika fältstudier för att observera och analysera exempel på hur kirurgroboten till slut ska kunna arbeta under en operation. Fältstudierna innebar observation under två hjärtoperationer. Under dessa lades speciellt fokus på hur nålföraren rörde sig och användes av kirurgen för att kunna fastställa vilka krav utifrån en operationssituation gripdonet behöver ha. Under fältstudien vid operationen klagades många frågor och det fanns även tillfälle att fotografera och filma nålföraren. Syftet med användarstudier i en operationssal var främst för att förstå arbetssättet under en operation samt hur en kirurgrobot kan komma att underlätta i framtiden och därmed kunna formulera krav till gripdonet.

Flera djupgående intervjuer med Phan-Kiet Tran, överläkare på Barnhjärtcentrum Skånes Universitetssjukhus i Lund, genomfördes med öppna frågor för att få de kliniska kraven på gripdonet såsom sterilisering, på- och avmonteringstid, materialkrav, hanterbarhet och rörelsekrav.

För att kunna fastställa de krav som YuMi-roboten ställer på gripdonet genomfördes ett flertal möten med Maj Stenmark, doktor i Datavetenskap som nu arbetar på Cognibotics. Öppna frågor användes vid intervjutillfällena som hölls i RobotLab på Lunds Tekniska Högskola, där det fanns tillgång till en

YuMi-robot under projektet. Ett flertal fältstudier genomfördes även i RobotLab för att undersöka hur roboten rör sig och är uppbyggd. Dessa gjordes både med Maj Stenmark som handledarhjälp, samt utan handledarhjälp då robotprogrammering och förståelse för robotens rörelser kunde studeras. Därmed kunde mer tekniska krav formuleras såsom vikt, stabilitet, fastsättning, säkerhetskrav, hållbarhet och design.

### Konceptgenerera

Med utgångspunkterna och identifiering av krav på gripdonet som plattform utformades ett antal konceptförslag.

### Koncept & visualisering

I samverkan med Maj Stenmark och Phan-Kiet Tran lyftes ett flertal olika idéer. Tankar utbyttes och några skisser gjordes för att på bästa sätt kunna utvärdera idéerna och på så sätt kunna välja vilket koncept som skulle utvecklas ytterligare. Under projektets gång förändrades utgångspunkterna för kravspecifikationen vilket gjorde att det arbetades fram ett flertal prototyper. Arbetet utfördes på så sätt att krav och idéer sammanställdes och ett par olika skisser utfördes för att sedan återkomma med dessa till främst Maj Stenmark och Phan-Kiet Tran för vidare utveckling och design. Detta gjordes både med båda experterna samtidigt samt med var och en av dem för sig för att i olika steg komma fram till den bästa modellen.

### Utvärdering & konceptval

Med kunskap från alla involverade kompetensområden utvärderades koncepten som tagits fram genom att ställa för och nackdelar mot varandra. Även steriliseringskrav och dess påverkan på designen togs hänsyn till. Vissa idéer kunde utslutas och andra växte. Genom att visualisera koncepten kunde egenskaper förstärkas och vidareutvecklas för att sedan komma fram till ett slutgiltigt val. Det koncept som tycktes mest lovande att fortsätta utveckla valdes ut i samarbete med främst Phan-Kiet Tran.

### Prototyp

#### Justering & genomförande

Med gångjärn i metall köpta på Clas Ohlson, tejp och nålföraren testades den första idéen på roboten. Med hjälp av Anders Robertsson, professor vid Institutionen för Reglerteknik, Lunds Tekniska Högskola, skruvades en metallplatta fast bakom gångjärnen för att begränsa dess vridning till 180 grader istället för 360 grader, för att ge prototypen stabilitet. Detta koncept utslöts dock då det framkom att det ej uppfyllde alla krav.

För att testa det andra utvalda konceptet inhandlades klädnypor i plast med metallfjäder på ICA som tillsammans med annat material i plast och trä samt YuMi-robotens standardfingrar, limmades ihop med limpistol till en primär prototyp. Nålföraren sattes på för att se en samverkande funktion med hjälp av tejp. För att bestämma prototypens dimensioner användes Tabell I med data om nålföraren. De mått som betraktades var längd 1, bredd, längd 2, längd 4

och låsets längd. Med dem i åtanke kunde prototypen få rätt längd, bredd och vinklar. Prototypen möjliggjorde en känsla för rumslig storlek och vilka krafter som borde tas hänsyn till uppenbarades. Eventuella osäkerheter eliminerades och 3D-printing processen kunde påbörjas. Denna prototyp vidareutvecklades och blev till slut det vinnande konceptet.

### Produktion

Med hjälp av Niklas Nilsson som är konstruktör på Cognibotics gjordes en 3D-modell i Solidworks som är ett datorstött design och modelleringsprogram. Prototypen delades in i två olika delar, en del som skruvas fast i robotens fäste och en del som är lös och endast sitter ihop med andra delen med hjälp av en fjäder från en klädnypa. CAD-modellerna möjliggjorde modellering av prototypen tillsammans med robotens hand. Första versionen av gripdonet modellerat med roboten presenterades för kirurg Phan-Kiet Tran och Niklas Nilsson för åsikter och diskussion. Utifrån responsen gjordes vissa ändringar på gripdonet. Återkoppling och ändringar utfördes flera gånger för att få den mest optimala modellen.

Därefter kunde prototypen skickas in till 3D-printlaboratoriet på IKDC, Ingvar Kamprads Design Centrum. CAD-modeller av de båda komponenterna skrevs ut med 3D-printern EOS Formiga P110, en Selective Laser Sintering maskin som skriver ut delar av hög kvalitet i nylon. Delarna sattes sedan ihop med en fjäder från en vanlig klädnypa då den ansågs ha lagom kraft och motstånd.

Syftet med att 3D-printa var att skapa en materiell prototyp och göra ett första test av gripdonet.

### Uppföljning & utvärdering

För att testa designen och funktionen skruvades 3D-printningen fast på YuMi-roboten och fyra fasade hål borrades i nålföraren, två på varje sida, med hjälp av Steen Andersen, verkstadstekniker på Medicintekniska avdelningen på Skånes Universitetsjukhus i Lund. Detta för att nålföraren ska kunna fästas på gripdonet. Prototypens lämplighet kunde då utvärderas och diskuteras. Vissa modifieringar gjordes på de utskrivna delarna för att ge prototypen bättre stabilitet och design vilket ledde till ett slutgiltigt resultat. Dessa ändringar gjordes också i Solidworks för att få en slutgiltig 3D-printing. För att korrigera för 3D-printens felmarginall sandpappades ytan och slipades ner till bra passform.

Syftet med att testa prototypen var att undersöka om det framtagna konceptet kan komma att fungera i verkligheten och även kirurgens och den tekniska handledarens inställning till det hela.

## IV. DELRESULTAT

### Identifiera

Användarstudierna på sjukhuset gav resultat om hur kirurger arbetar under en operation samt kravspecifikationer från ett kliniskt perspektiv genom intervju med kirurgen Phan-Kiet Tran. Studierna i RobotLab gav en uppfattning om hur YuMi-roboten är uppbyggd och rör sig. Robotens förutsättningar

angående fastsättning av gripdonet fastställdes i kravspecifikationen. Kraven på gripdonet från de båda perspektiven finns nedan i Tabell II.

Tabell II  
KRAVSPECIFIKATION PÅ GRIPDON

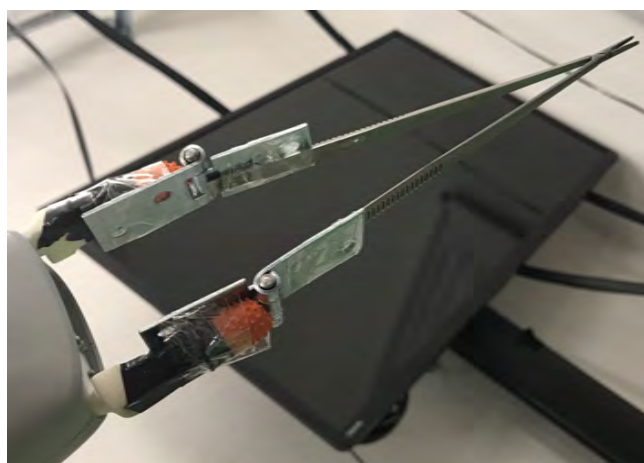
<b>Barnhjärtcentrum</b>
Ska kunna användas av roboten självständigt utan hjälp av människa.
Ska kunna hantera och arbeta med samma verktyg som kirurgen.
Ska kunna tas av och på under fem sekunder.
Steriliserbart material som ska hålla för steriliseringsprocessen.
Lätt att rengöra, ska tåla rengöringsmedel och maskindisk.
Inte farlig för omgivningen, vare sig patienter eller sjukhuspersonal.
<b>Reglerteknik</b>
Ska kunna fästas i roboten med existerande fäste och monteringsmöjligheter.
Ej över maxvikt för roboten vilket är 250 g per arm.
Ej hindra robotens funktioner.
Följa både robotens och nålförarens rörelser på ett stabilt sätt.
Robotens kraft bör vara tillräcklig för att kunna stänga gripdonet då det håller i nålföraren, robotens maximala kraft är 20 Newton.
Käftarna på nålfören ska ej röra sig mer än $\pm 3$ mm i samtliga led fasthållen av gripdonet.

### Konceptgenerera

Genom att utgå från kravspecifikationen lades flera idéer fram för att diskuteras och jämföras. Genom att diskutera idéerna med Maj Stenmark, Phan-Kiet Tran och Charlotta Johnsson som är professor vid Institutionen för Reglerteknik Lunds Tekniska Högskola utvecklades prototypen allt eftersom. Under arbetets gång ändrades kravspecifikationen och nya idéer lades fram som sedan arbetades vidare på till en mer utvecklad modell i Solidworks. Krav om att roboten ska kunna använda och plocka upp verktyget självständigt gjorde att den första idén till prototyp omformades helt.

### Prototyp

#### Gångjärnsprototyp i metall



Figur 5. Gångjärnsprototyp fastsatt i roboten och nålföraren med hjälp av tejp. Gångjärnen följer nålförarens vinkelförändring då fingrarna öppnas och stängs på roboten.

En första prototyp av gripdonet i metall med nålföraren fasttejpad. Denna modell byggde på kraven att en människa skulle hjälpa till vid på- och avtagning samt att nålföraren ej hade några spännbleck monterade, se Figur 5, vilket gjorde att den uteslöts då den ej uppfyllde kraven från Tabell II.

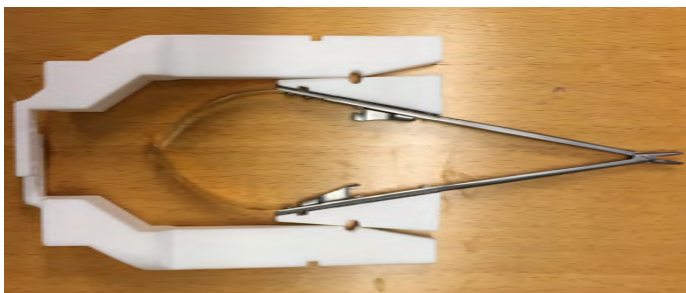
### Klädnypeprototyp i plast och trä



Figur 6. Klädnypeprototypen tillsammans med robotfingrar och nålförare. Klädnyans fjäder är den led som följer nålförarens vinkelförändring då robotfingrarna öppnas och stängs.

Klädnypeprototyp skapad av trä och plast, se Figur 6. Detta var prototypen som framställdes efter att kravspecifikationen förändrades under arbetet. Denna prototyps funktion utgår från att nålföraren har spännbleck monterade och att roboten själv ska kunna plocka upp den. Nålföraren ska vid på- och avtagningssituationer sitta i ett ställ som håller ihop den. Denna modell bygger på att klädnypan öppnar sig då robotfingrarna stängs och att gripdonet på så sätt följer nålförarens rörelse. De gröna delarna på bilden som ligger mot nålföraren ska ha två piggarna på varje sida. Hål vid motsvarande ställe i nålföraren gör att verktyget ska kunna greppa nålföraren.

### CAD-modell & 3D-print



Figur 7. Klädnypeprototypen som färdig 3D-print tillsammans med nålföraren. Prototypen är byggd efter klädnypeprototypen i Figur 6 men här integrerad till två delar. Här utan klädnyans fjäder fastmonterad.

3D-printen i Figur 7 är utvecklad från klädnypeprototypen i plast och trä. Denna modell har utvecklats genom att bygga ihop delarna och integrera dem från klädnypeprototypen så

att prototypen består av två delar vilka i grunden motsvarar klädnyans två öppningsbara delar. Klädnyans fjäder återanvänds och modellen är byggd så att fjädrarna ska passa in. Genom att återanvända denna del är det enklare att se så att principen fungerar då klädnyans funktion är känd. Vikten av gripdonet var 34 g/finger, det vill säga 68 g/hand. Se bilder och mått av CAD-modellen i bilagan i Figur 11 och Figur 12.

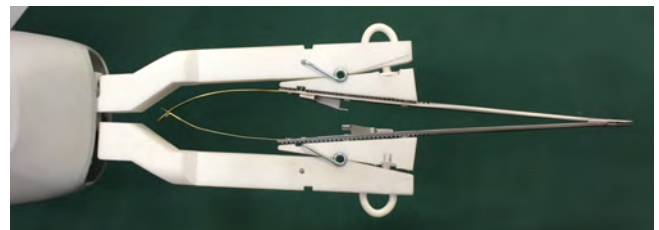
Efter 3D-printing testades gripdonet på roboten tillsammans med nålföraren och det visade sig att vissa förändringar behövdes. Dessa förändringar gjordes först på de redan printade gripdonet, se Figur 8, för att sedan överföras och modelleras med ytterligare förändringar i Solidworks.

Dessa modifieringar gjordes på det redan printade gripdonet:

- Förstörade hålen till klädnyans metallfjäder.
- Utformade två styrfenor med tillhörande slits för stabilitet.
- Ersatte nedsänkningen för fäste till klädnyans metallfjäder på den stora delen med ett hål.

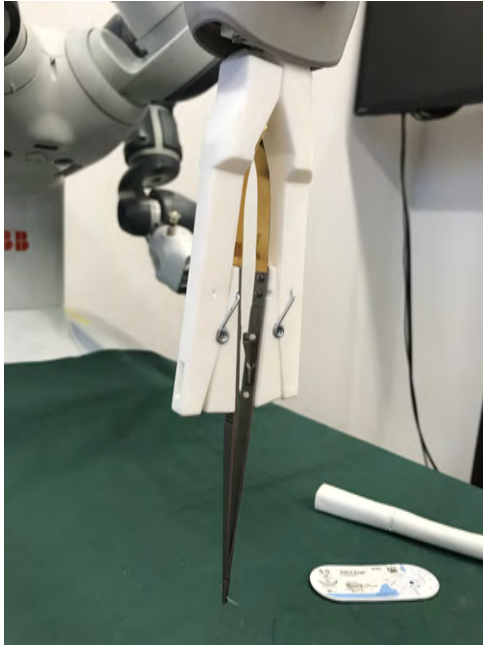
Ytterligare modifieringar som gjordes i Solidworks var:

- Förstärkte vinkeln till infästningsplattan till roboten.
- Flyttade nedsänkningen för fäste till klädnyans metallfjäder på den lilla delen.
- Rundade kanterna på alla kanter utom de som angränsade till kontaktytor.
- Minskade vinkeln på den stora delen vilket gjorde att gripdonets två delar kommer närmare varandra och greppet blir smalare väl fastskruvade på roboten.
- Förlängde piggarna 0,5 millimeter.



Figur 8. Modifierad 3D-print tillsammans med robothand och nålförare. Lägg märke till förändringarna på 3D-printen i bilden.

## V. RESULTAT



Figur 9. Bild på det vinnande konceptets slutgiltiga 3D-print, *SutureShark*, fastskruvad på roboten hållandes i nålföraren. Här är fingrarna stängda och även nålföraren. Lägg märke till vinklarna vid klädnypefjädersn.



Figur 10. Bild på det vinnande konceptets slutgiltiga 3D-print, *SutureShark*, fastskruvad på roboten hållandes i nålföraren. Här är fingrarna öppna och även nålföraren. Lägg märke till förändringarna i vinklarna vid klädnypefjädersn.

Slutgiltig 3D-printing av gripdonet, se Figur 9 och Figur 10. Mått av CAD-modellen i Solidworks finns bifogad i bilaga, se Figur 13, Figur 14, Figur 15 och Figur 16. Vikten av gripdonet är 35 g per finger. Den totala vikten för hela gripdonet tillsammans med nålföraren som väger 33 g blir då 103 g. Det utvalda konceptet tilldelas arbetsnamnet *SutureShark*.

Detta gripdon greppar nålföraren med piggar vilka sitter på den lilla delen som med hjälp av en klädnypefjäder följer nålförarens rörelser. Kanterna är rundade, nedsänkningar och hål är flyttade för att passa klädnypefjädersn dimensioner. Vinkeln på den stora delen är minskad vilket gör gripdonets öppning smalare. Nålförarens käftar rör sig  $\pm 4$  mm samt  $\pm 3,5$  mm i sidled då gripdonet är stängt och den belastas med en kraft i samma led. Denna rörelse är en sammanlagd förändring av robotens hand, gripdonet och nålföraren. För att se resultatet demonstrerat i film där kirurgens sutureringssteknik jämförs med YuMi-robotens teknik tillsammans med gripdonet, se film länkad i bilaga med filmtiteln *SharkVSMan*.

## VI. DISKUSSION

Designprocesser varierar mellan olika projekt och områden. Den utvalda metoden är en väldigt bred och allmän designprocess i sju steg, främst för produktutveckling vilket passar bra. Enligt processen ska ett framgångsrikt och kreativt resultat nås om denna följs, vilket också erhöles.

Användarstudier, vilket är en del av designprocessen, har varit en viktig del av vårt projekt då det lagt grunden till hur kraven på gripdonet ska utformas. Kravspecifikationen har påverkat hur nålföraren ska kunna användas vilket har utformat egenskaper och design av gripdonet. Denna del av designprocessen har därför haft en större tyngd i arbetet vilket gör att det har varit viktigt att den varit noggrant tänkt och utformad.

Vidare konceptgenerering har så mycket som möjligt utformats med hjälp av feedback av den expertis som funnits. Efter idéutveckling och skisser har dessa tagits med till experterna inom båda områdena för vidare diskussion då deras erfarenhet har varit av stor betydelse. Detta också för att få bästa möjliga koncept som tar hänsyn till både robotens egenskaper och de kliniska förutsättningarna. För att få bästa möjliga resultat har också CAD-modelleringen finjusterats och ändrats ett flertal gånger då fler mätningar och tester har gjorts. Valet att 3D-printa en första testprototyp av gripdonet för att sedan rent fysiskt montera och testa denna på roboten med nålförare gav en väldigt bra visualisering av hur gripdonet behövdes förändras för ett slutgiltigt koncept.

Från start var det tydligt att gripdonet behövde bestå av två stycken gångjärn eller leder som förankrade nålföraren med YuMi-roboten. Detta för att det krävdes en anordning som följer nålförarens vinkelförändring vid rörelse men samtidigt var stabil. Dock uppdagades det under konceptgenereringen att denna idé inte var optimal då det var bättre att fokusera på en led längre ner precis där en mänsklig hand håller en nålförare. Denna idé krävde att nålföraren var modifierad vilket gjorde att en kirurg inte kunde använda den och att en sköterska skulle hjälpa till vid på- och avtagning. Med de nya direktiven om att nålföraren skulle behålla sitt utseende med spännbleck och att roboten skulle kunna plocka upp nålföraren själv föddes en ny idé tillsammans med Phan-Kiet Tran.

Däremot hur nålföraren skulle fästas i gripdonet var ett svårare problem då det fanns kliniska krav från Phan-Kiet Tran att nålföraren skulle kunna tas av under fem sekunder ifall en akut situation skulle uppstå. En första idé var att nålföraren

skulle fästas med magneter, men det förslaget uteslöts snabbt då magneter kan störa utrustning i operationssalen och dra till sig andra föremål av metall. En annan idé var att skruva fast nålföraren i de befintliga hålen med en mutter, men även den idén fick uteslutas då det skulle ta för lång tid att ta på och av samt att hålen behövde användas för blecken. Även att ha som ett syltburkslås eller bandlås var på tal men genom att utnyttja nålförarens naturliga fjädring utåt kom det slutgiltiga konceptet om att den endast skulle fästas på piggar med motsvarande hål i nålföraren och hållas kvar av just bleckens fjädring utåt.

Den slutgiltiga lösningen, *SutureShark*, har fjädrar från en klädnyppa som den rörliga leden vilken följer rörelsen hos både nålföraren och robotfingrarna. Fjädrarna är både följsamma och har det motstånd som krävs för att nålföraren ska tvingas ihop och stängas. Roboten har även den rätt kraft för att klara av att stänga och öppna gripdonet hållandes i nålföraren. Både de stora delarna av gripdonet samt de små är vinklade för bästa passform och rörelseflexibilitet. Vinkeln på den stora delen gör att gripdonet öppnas tillräckligt långt för att kunna fånga in nålföraren samt stänger tillräckligt mycket för att nålföraren ska stängas på ett stabilt sätt och kunna plocka upp en nål. Vinkeln på den lilla delen ger gripdonet egenskapen att följa nålförarens rörelser vid öppning och stängning. Detta gör att gripdonet uppfyller kraven om att kunna öppnas och stängas följsamt samt att lämpligt motstånd har använts.

Styrfenor med tillhörande slits stabiliserar rörelsen och fjädern om tryck eller kraft skulle uppstå i sidled på nålföraren vid suturering eller vid öppning och stängning. Den lilla delen av gripdonet har piggar för att hålla nålföraren. Piggarna är så pass långa för att hålla nålföraren på plats samtidigt som de inte krockar vid stängning av gripdonet. Piggarna är raka med motsvarande passande hål i nålföraren. Hålen i nålföraren valdes att borras fasade då roboten får större marginal att fånga upp nålföraren då fingrarna stängs, vilket annars skulle bli svårare med raka hål då mycket högre precision skulle krävas. Dessa egenskaper gör att roboten uppfyller kraven om att den ska kunna använda nålföraren självständigt samt använda samma verktyg som kirurgen. Hålen och piggarna medför också att roboten kan ta av och på nålföraren självständigt under fem sekunder då det endast krävs att robotfingrarna öppnas och stängs. Det förutsätts att nålföraren står stängd i ett ställ för att gripdonet ska kunna plocka upp den. Dock är som sagt vissa modifieringar gjorda på nålföraren, nämligen att borra fyra hål i den, två på varje sida. Detta påverkar dock inte nålförarens funktion eller kirurgens användning av nålföraren vilket gör modifieringen acceptabel enligt kirurgen Phan-Kiet Tran.

Kanterna på gripdonet är rundade för att minimera skaderisker på patient och omgivande miljö på grund av vassa kanter. Detta gör att kraven om att gripdonet ej ska skada omgivningen uppfylls. Kanterna som gränsar till de kontaktytor som finns på gripdonet behövs dock raka för att få bästa stabilitet med större kontaktyta samt att det ej utgör samma risk för omgivningen. Kanterna är också rundade för att efterlikna en mänsklig hands fingrar vilket ger ett mjukare intryck som smälter ihop med robotens design och minskar risk för skador. Även längden är anpassad till nålföraren och det är en fördel att gripdonet är relativt långt för att komma åt och ge ett avstånd mellan robot

och patient.

Infästningen i roboten är samma som tidigare robotfingar använder vilket gör att gripdonet är direkt applicerbart vilket uppfyller kraven i kravspecifikationen. Det slutgiltiga gripdonet väger 35 g per finger och tillsammans med nålförarens vikt på 33 g överstigs således inte maxvikten på 250 g. Käftarna på nålföraren hade kravet att max kunna röra sig  $\pm 3$  mm i samtliga led vilket inte riktigt uppfylls. Då gripdonet är stängt och håller nålföraren kan käftarna röra sig  $\pm 4$  mm samt  $\pm 3,5$  mm i vardera led vid kraftbelastning. Detta anses ändå vara acceptabelt enligt handledarna. Att nålen ger efter lite vid tryck behöver inte vara något negativt då det är bra att ge så lite påfrestning som möjligt på vävnad vilket denna egenskap medför.

Det nuvarande materialet nylon går att steriliseras men eftersom detta endast är en prototyp så beror kraven om steriliserbarhet och rengöring på vilket material som väljs att användas i den slutgiltiga produkten. Ett material som rostfritt stål skulle uppfylla dessa krav men i detta projekt har det ej funnits tid till att tillverka gripdonet i det materialet.

Efter testning av gripdonets lämplighet på roboten och med nålföraren anser både Phan-Kiet Tran och Maj Stenmark att prototypen är väl fungerande och uppfyller mer eller mindre kraven från respektive expertisområde. Den enkla och passiva designen av gripdonet och att nålföraren är minimalt modifierad gör den till en bra initial prototyp för att testa att sy med den och för vidare forskning.

Vidare utveckling av gripdonet skulle vara att sträva efter ännu bättre stabilitet. En annan lösning skulle vara att ha en gångjärnsled istället för klädnyppefjäder. Gångjärnsleden skulle behöva en tillhörande fjäder för att få det motstånd som krävs vid stängning av nålföraren. Ett annat framtida perspektiv är också vilka fler kirurgverktyg som är möjliga att använda tillsammans med gripdonet. Verktyg som har samma princip för öppning och stängning samt är i rätt längd skulle vara möjliga att använda direkt då det enda som krävs är att borra fyra hål i instrumentet. Vid andra utformningar på kirurgverktyg skulle gripdonet behöva modifieras i både längd och rörelsefunktion. Dock är det möjligt att återanvända en liknande grundprincip med en fjäder eller gångjärn som led. På grund av tidsbrist har inte gripdonet hunnit testas att sy i vävnad. Vidare är även gripdonets hantering av nålförarens låsanordning (se Figur 3) något som skulle behöva utvecklas. Roboten har i vissa fall svårt att stänga nålföraren helt då materialet sviktar något. Detta skulle kunna åtgärdas genom att roboten för in nålföraren i ett till exempel kilformat hål som kan klämma ihop den ytterligare, alternativt stänga nålföraren med sin hand genom att klämma ihop den. Ett styvare material såsom metall skulle också kunna lösa problemet.

### **Etik**

Att ett etiskt motstånd finns hos både patienter och kirurger mot den icke-mänskliga vården är mycket möjligt. Genom att med detta gripdon stegvis introducera kirurgrobotik i sjukhuset kan man lättare överkomma det motståndet. Alla är eniga, både patienter, anhöriga och sjukvårdspersonal, om att det i slutändan handlar om att få ett så säkert och fint resultat som

möjligt. Att det är en robot som gör det möjligt kommer därför förr eller senare förhoppningsvis adapteras. En annan etisk aspekt som uppstår är vad som händer om roboten skadar eller dödar en patient. Ligger ansvaret då hos läkaren, tillverkaren, eller kanske till och med ingenjören? Detta är en ny tänkbar situation eftersom det inte finns automatiserade robotkirurger inom sjukvården idag, och inte heller några riktlinjer gällande det. Framtiden får utvisa det.

### Hållbar utveckling

Gripdonet skulle kunna leda till kostnadsreducering då kirurgiska operationer kommer bli mer patientsäkra och effektiva. Att man kan använda befintliga kirurgverktyg och endast investera i YuMi-roboten och gripdonet blir billigare än att köpa en hel ny kirurgrobot vilket är positivt ur den ekonomiska synvinkeln.

Vid fortsatt tillverkning av gripdonet är det viktigt att välja ett miljövänligt material och framställa den med en process som har liten påverkan på miljön. Det är också viktigt att skapa den i ett material som kan återanvändas genom att vara lätt att rengöra samt kunna steriliseras flera gånger.

## VII. SLUTSATSER

Resultatet har uppfyllt projektets syfte genom att ett gripdon som möjliggör att YuMi-roboten kan greppa en nålförare på ett stabilt sätt med snabb på- och avtagningsteknik för suturering har skapats. Gripdonet ger en snabb implementering av robotar till sjukvården och operationssalen genom att använda kunskap som redan är befintlig. Detta är ett steg i en större process som i framtiden skulle sänka operationskostnader och ge ett säkrare resultat.

## VIII. EFTERORD

Vi skulle vilja rikta ett stort tack till vår kliniska handledare Phan-Kiet Tran och handledare Maj Stenmark! Vi skulle även vilja tacka Niklas Nilsson, Anders Robertsson och Charlotta Johnsson. Även ett stort tack till Steen Andersen samt Edin Omerbasic på Skånes Universitetssjukhus i Lund. Tack för all hjälp och visat intresse! Båda författarna till denna artikel har deltagit lika mycket under projektets gång.

## REFERENSER

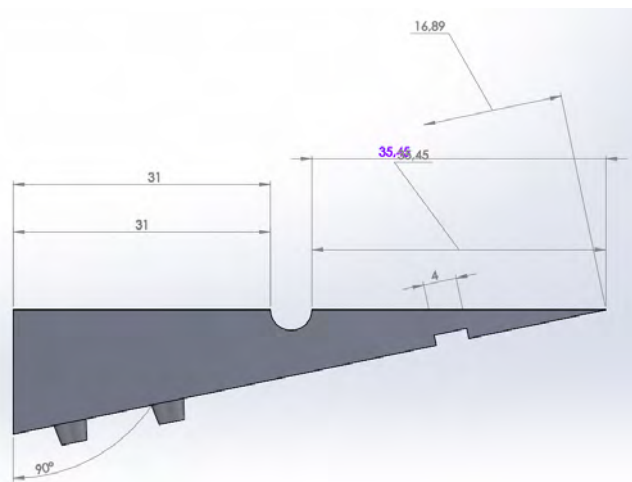
- [1] Ahlberg, J. Sjö Dahl, R. "Komplikationer och värdsador inom kirurgi," *Svensk kirurgi*, vol. 75, nr. 1, 2015.
- [2] Strickland, E., "Would you trust a robot surgeon to operate on you?," *IEEE Spectrum*, 2016, <https://spectrum.ieee.org/robotics/medical-robots/would-you-trust-a-robot-surgeon-to-operate-on-you>.
- [3] Intuitive Surgical, "The da Vinci Surgical System", *Intuitive Surgical*, 2018, [https://www.intuitivesurgical.com/products/davinci\\_surgical\\_system/](https://www.intuitivesurgical.com/products/davinci_surgical_system/).
- [4] Strickland, E., "In flesh-cutting task, autonomus robot surgeon beats human surgeons," *IEEE Spectrum*, 2017, <https://spectrum.ieee.org/the-human-os/biomedical/devices/in-fleshcutting-task-autonomous-robot-surgeon-beats-human-surgeons>.
- [5] Shademan, A. et al. "Supervised autonomous robotic soft tissue surgery," *Translational Medicine*, Vol. 8, Issue 337, 2016, <http://stm.sciencemag.org/content/8/337/337ra64.full>.
- [6] ABB, "IRB 14000 YuMi," *YuMi är den nya generationens kollaborativ robot med smart robotbeteende*. <http://new.abb.com/products/robotics/sv/industrirobotar/yumi>
- [7] SVID, Stiftelsen Svensk Industridesign, "Designprojektguiden," *Designprocessen*. <http://www.svid.se/sv/Designprojektguiden/Om-design/Designprocessen/>.

## BILAGA

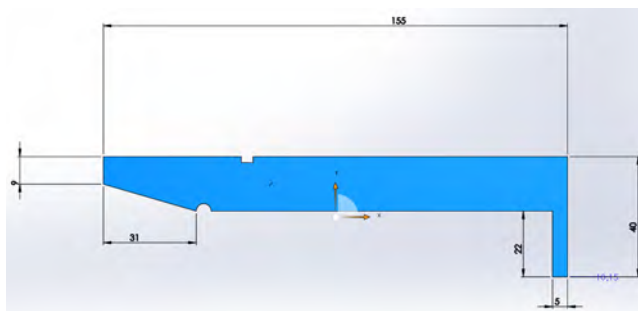
### Filmer

Ett exempel på en standard sutureringsteknik visas i film med titeln *Sutureringsteknik*. Där utförs sutureringen av en mänsklig kirurg och kirurgen syr i GoreTex, ett biomaterial. Kirurgens sutureringsteknik jämförs med YuMi-robotens teknik tillsammans med det slutgiltiga gripdonet *SutureShark* i filmen *SharkVSMAN*. Tryck på länken FILMER eller gå till url-adressen: <https://drive.google.com/drive/folders/1quyWbeacngR6LIsujyz9Ac5syYBnlfwq?usp=sharing> för att komma till filmerna.

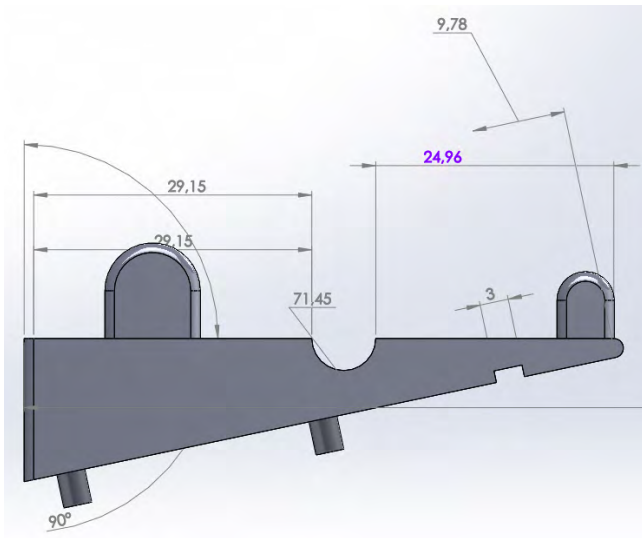
### CAD-modeller



Figur 11. Klädnyeprototypen som en första CAD-modell ritad i Solidworks med utsatta mått av den lilla delen. Mått i millimeter.



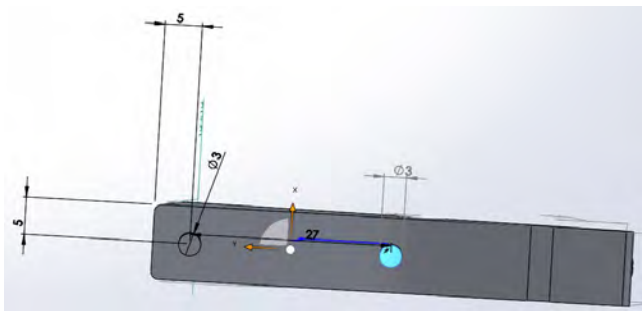
Figur 12. Klädnyeprototypen som en första CAD-modell ritad i Solidworks med utsatta mått av den stora delen. Mått i millimeter.



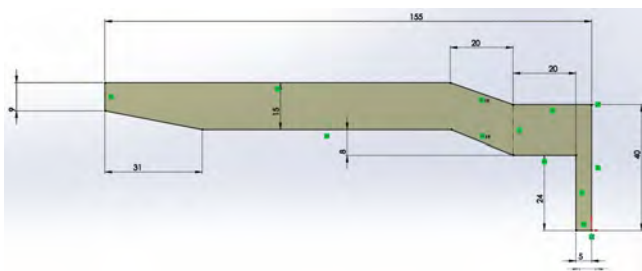
Figur 13. *SutureShark*'s lilla del som slutgiltig CAD-modell ritad i Solidworks med utsatta mått. Mått i millimeter.



Figur 16. *SutureShark*'s stora del som slutgiltig CAD-modell ritad i Solidworks med utsatta mått av vart hålet till klädnypans fjäder är utplacerad. Mått i millimeter.



Figur 14. Mått av piggarna på den slutgiltiga CAD-modellen med utsatta avstånd på *SutureShark*'s lilla del ritad i Solidworks. Mått i millimeter.



Figur 15. *SutureShark*'s stora del som slutgiltig CAD-modell ritad i Solidworks med utsatta mått. Mått i millimeter.

# Högfrekventa oscillationer som potentiell biomarkör för utveckling av epilepsi

Kalle Andersson (BME15), Anna Dalgren (BME15)

**Sammanfattning**—Epilepsi är en sjukdom där störningar av hjärnans nervceller leder till epileptiska anfall. Genom medicinering kan sjukdomen ofta kontrolleras. Om medicineringen inte fungerar effektivt kan borttagandet av den vävnad som står för anfallets ursprung vara en lösning. För att detektera ursprunget placeras elektroder antingen ovanpå huden eller genom att de opereras in i hjärnan genom ett borrhål i skallbenet. Dessa elektroder tar upp de elektriska signalerna i hjärnan, så kallade EEG, elektroencefalografi. Signalerna analyseras i dagsläget manuellt vilket är en tidskrävande process. Analysen sker också idag endast på lågfrekventa oscillationer i signaler. Forskning pekar däremot på att högfrekventa oscillationer verkar kunna ge extra information om anfallets ursprung som hittills inte varit känd. De högfrekventa detekteras bäst via de så kallade intrakraniella elektroderna då skallbenet filtrerar bort en stor del av signalen vid EEG-registrering på huden. Syftet med denna studie är att undersöka möjligheten att högfrekventa oscillationer som detekteras via intrakraniella elektroder kan förutsäga uppkomsten av epileptisk aktivitet. Data som använts är från fem inspelningar med varierande längd från två patienter före och under anfall. Signalerna behandlas med Stockwelltransformen och därefter beskrivs de metoder som använts för att kvantitativt identifiera mönster med avsikt att automatisera analysen av EEG-signaler. Sammanfattningsvis visar rapporten att det finns potential att automatisera analysen av EEG-signaler, genom att använda exempelvis Stockwelltransformen. Detta stödjer därmed forskningen om att högfrekventa oscillationer kan vara en biomarkör för epilepsi.

## I. INTRODUKTION

Epilepsi orsakas av störningar i hjärnans nervceller. Anfällen uppstår plötsligt och kan variera i tid mellan några få sekunder upp till minuter. I Sverige lever runt 60 000 människor med epilepsi [1].

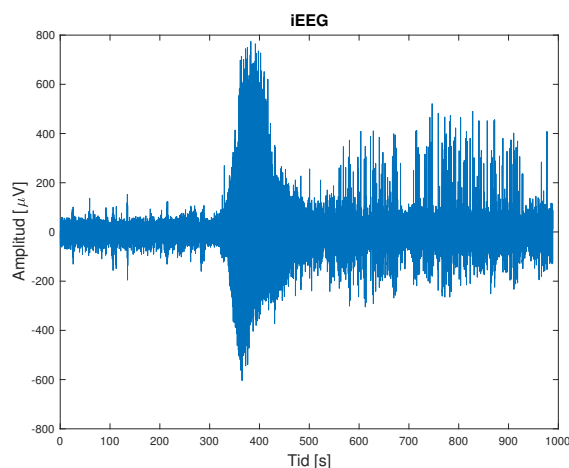
De flesta lyckas kontrollera sin epilepsi genom medicinering. Detta betyder inte att patienten blir helt fri från sjukdomen men risken för anfall blir reducerad. I svårare fall, då läkemedelsbehandling inte ger positiva resultat, kan operation vara ett alternativ. Detta är i dagsläget en avancerad process som inledningsvis kräver en omfattande utredning. Denna utredning består av att kartlägga var i hjärnan anfällen uppstår och om området är lämpligt för operation. Huvudsyftet är att säkerställa att patienten inte riskerar neurologiska handikapp till följd av ingreppet. Besluten grundas idag främst på manuell analys av lågfrekventa signaler från EEG-undersökningar, röntgen samt videospelningar på anfällen. Utredningen är

Inlämnat den 5 juni 2018

Emejladress: Kalleandersson94@live.se, mte15ada@student.lu.se

Teknisk handledare: Ulrike Richter, Experimentell medicinsk vetenskap, Lunds universitet

Klinisk handledare: Christine Ekdahl Clementson, Institutionen för kliniska vetenskaper, Lunds universitet



Figur 1. iEEG-signalen från en kanal utan filtrering. Anfallet börjar ungefär i sekund 300.

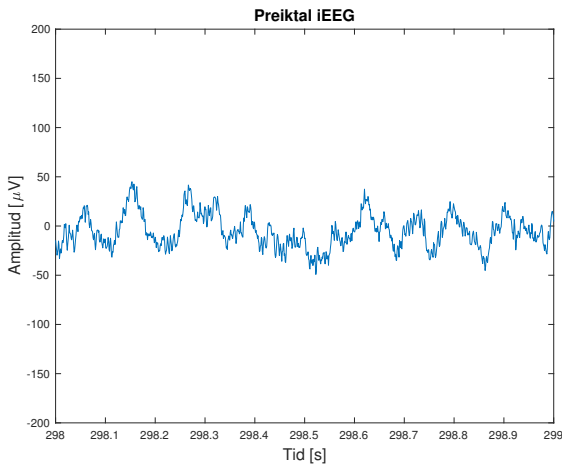
långdragen och resulterar ofta i att kliniska åtgärder uteblir [2]. Socialstyrelsen har dock tidigare i år publicerat nya riktlinjer med målet att dubbelt så många patienter ska få operation [3]. Detta beslut stödjer att det finns ett behov, under utredningen, att automatisera analysen.

### A. Bakgrundsteckning

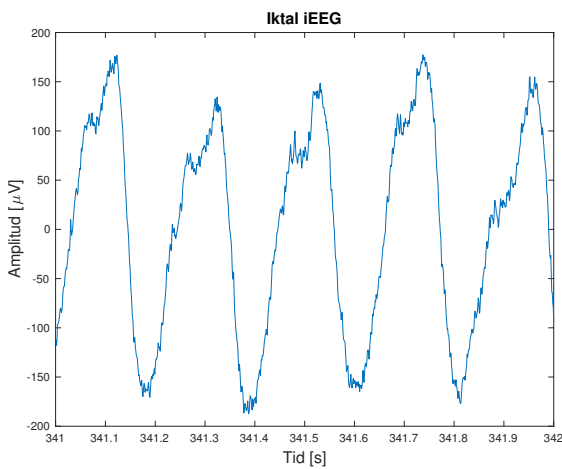
EEG står för elektroencefalografi och är en metod för att mäta elektrisk aktivitet i hjärnan. Under en undersökning placeras antingen elektroder utanpå patientens huvud eller så öppnas skallbenet och elektroderna placeras direkt på hjärnan. I det senare fallet kallas metoden intrakraniell registrering av EEG, iEEG, och är just det alternativet som ligger till grund för data som analyserats i detta arbete. Figur 1 visar ett exempel på hur en sådan signal kan se ut. En kanal motsvaras av potentialskillnaden mellan två elektroder och mätpunkterna i varje kanal bildar en signal. Signalen från varje kanal visas sedan på en datorskärm för visuell analys [4]. Figur 2 och 3 visar ett exempel på hur iEEG-signalerna under en sekund kan se ut innan respektive under ett anfall.

På Skånes universitetssjukhus, SUS, sker i dagsläget lokalisering av intressanta epileptiska områden endast på låga frekvenser. Personalen är tränad att, genom visuell analys av den filtrerade signalen, se epileptisk aktivitet. Figur 4 visar hur hela signalen ser ut innan respektive efter lågpasfiltering. Det är den filtrerade signalen som analyseras i kliniken. Nedersta bilden i figur 4 illustrerar, i form av ett spektrogram, att det döljer sig mycket högfrekventa oscillationer i grundsignalen.





Figur 2. En sekund av en exempelsignal från en kanal före ett anfall.



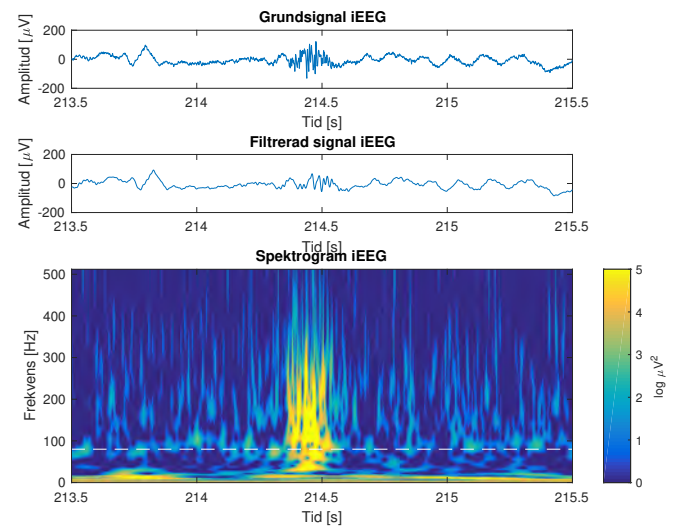
Figur 3. En sekund av en exempelsignal från en kanal under ett anfall.

Forskare tror att högfrekventa oscillationer i EEG-signalerna kan fungera som biomarkör för epileptiska anfall. Med hjälp av dessa oscillationer skall intressanta områden i hjärnan, framför allt innan men även under och efter ett anfall, lokaliseras [5]. Dessa tillfällen, före, under och efter ett anfall kallas för preiktalt [6], iktalt [7] och postiktalt [8].

Det som analyseras i denna rapport är därför högfrekventa oscillationer. Högfrekventa oscillationer kan delas upp i ripples som motsvarar frekvensbandet 80-250 Hz och fast ripples som motsvarar frekvensbandet 250-500 Hz [9]. Vissa frekvensband associeras till olika typer av hjärnaktivitet. Dessa frekvensband kallas för delta, theta, alfa, beta och gamma, och motsvarar följande frekvensband: 0.5-4 Hz (delta,  $\delta$ ), 4-8 Hz (theta,  $\theta$ ), 8-13 Hz (alfa,  $\alpha$ ), 13-30 Hz (beta,  $\beta$ ), och 30-80 Hz (gamma,  $\gamma$ ) [4].

### B. Tes

Syftet med arbetet är att undersöka möjligheten att automatisera analysen av EEG-signaler, med hopp om att hitta det



Figur 4. Jämförelse mellan grundsignal, överst, och lågpasfiltrerad signal, mitten. Spektrogrammet, nederst, tillhör den ofiltrerade signalen och visar förekomsten av högfrekventa oscillationer. Den vita linjen visar 80Hz. Oscillationer ovanför linjen tillhör högfrekventa.

epileptiska anfallens ursprung. Fokus kommer att läggas på analysen av högfrekventa oscillationer.

### C. Agenda

Det långsiktiga målet är att utveckla en algoritm som undersöker EEG-signalerna och som ska kunna användas för att detektera anfallets ursprung. Detta kommer genomföras genom att använda olika metoder för att, på ett kvantitativt sätt, hitta mönster i epileptisk aktivitet. Därefter kommer algoritmens resultat jämföras med den manuella analysen, samt resultatet efter operationen, för att på så vis avgöra om algoritmen är pålitlig. Viktigt att nämna är att detta projekt endast är en del av detta mål.

## II. DATA

All klinisk data som används i arbetet kommer från Lunds universitetssjukhus. I arbetet analyseras data från två olika patienter och från sammanlagt fem olika inspelningstillfällen. Dessa filer är därför olika långa, se tabell I. Tillsammans med data erhöles även information om epileptisk aktivitet under ett antal tidsintervall. Dessa refereras till som: preiktalt, postiktalt och interiktalt (mellan anfall), se tabell II.

För att kunna analysera alla frekvenser krävs det att samplingstakten under inspelningen är minst dubbel så stor som den högsta frekvensen som är intressant [9]. I denna rapport har alla signaler samplingsfrekvensen 1024 Hz, vilket tillåter analysen av frekvenser upp till 512 Hz.

## III. METOD

Hela projektet har genomförts i MATLAB, som hjälp och riktlinje har rapporten *Stationary and Non-stationary spectral analysis project report* [9] och artikeln *Stockwell transform for epileptic seizure detection from EEG signals* [12] använts.

Tabell I  
DATAFILER FRÅN SJUKHUSET.

Fil	Patient	Inspelningstid [s]	Samplingstakt [Hz]	Kanaler
A2	A	989	1024	28
A3	A	659	1024	28
A4	A	1154	1024	28
A5A6	B	237	1024	26
A2021	B	170	1024	26

Tabell II  
TABELL MED ALLA MÄRKTA HÄNDELSER

Fil	Patient	Startsekund	Händelse	Kommentar
A2	A	297	Preiktal	Start
A2	A	308	Iktal	
A2	A	341	Iktal	Jättemycket
A3	A	154	Iktal	Anfall börjar
A4	A	365	Iktal	Lokalt
A4	A	409	Iktal	
A56	B	165	Interiktal	Ingenting
A56	B	159	Postiktal	
A56	B	102	Iktal	
A56	B	124	Postiktal	
A2021	B	80	Interiktal	Rent
A2021	B	126	Iktal	

Det första steget var att omvandla data från sjukhuset till MATLAB-filer. Därefter bildades en metatabell med viktig information som exempelvis längden på de olika signalerna och samplinghastigheten. Tillsammans med iEEG-inspelningen på sjukhuset togs även patientens EKG upp, vilken visas som den sista kanalen i varje fil. Data från denna kanal är inte medräknad i någon analys.

I nästa steg analyseras signalernas frekvensinnehåll. Det finns olika metoder för detta ändamål, där exempelvis Fast Fourier Transform, FFT, är en vanlig sådan. I denna metod omvandlas EEG-signalen, som är en tidssignal, till frekvensdomän [11].

För att även kunna följa trender över tid vill man istället använda sig av metoder som omvandlar signalen till tidsfrekvensdomän. För detta är det vanligt att använda sig av Short-Time Fourier Transform, STFT, eller Wavelet transform, WT. STFT är en transform som har en direkt koppling till FFT. I mer detalj så delas signalen upp, med hjälp av ett rörligt fönster (t.ex ett Gaussfönster), i olika segment som sedan transformeras, var för sig, med en FFT [13]. Under STFT används det ett fönster med en bestämd bredd, till skillnad från WT där fönstrets längd och utseende beror på frekvensen [14].

Signalbehandlingsmetoden som används i detta arbete heter Stockwelltransform. Denna transform kombinerar vissa fördelar av STFT och WT genom att i större likhet till STFT vara baserad på ett rörligt Gaussfönster, medan fönstrets längd, i likhet till WT, varierar beroende på frekvensen, där snabbare frekvenser har ett kortare fönster [9]. Detta gör tid- och frekvensupplösningen för låga frekvenser bra och ger samtidigt en hög tidsupplösning för höga frekvenser [12].

$$S(\tau, f) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \frac{|f|}{2\pi} e^{\frac{(-\tau-t)^2 f^2}{2}} e^{-2\pi i f t} dt \quad (1)$$

Resultatet från Stockwelltransformen är komplexvärt. Amplituden har således beräknats enligt följande

$$|S| = \sqrt{\text{Re}(S)^2 + \text{Im}(S)^2} \quad (2)$$

För att kontrasten i spektrogrammen ska bli ännu bättre har amplituden kvadrerats samt logaritmerats. Amplituden i illustrationerna i figur 4-6 är således  $\log(|S|^2)$ .

Som tidigare nämnt är samplingsfrekvensen för samtliga filer 1024 Hz vilket ger möjligheten att analysera signaler upp till 512 Hz. Signalen delades in i de redan beskrivna frekvensbanden: delta, theta, alfa, beta, gamma. Frekvenser över 80 Hz valdes att också delas upp i frekvensband. De sammanlagt åtta frekvensband som arbetas med i detta projekt är därmed följande: 0-4 Hz, 4-8 Hz, 8-13 Hz, 13-30 Hz, 30-80 Hz, 80-250 Hz, 250-512 Hz, 80-512 Hz.

För att jämföra informationen från varje frekvensband plottades hur den maximala amplituden, inom varje frekvensband, förändrades över tid. I exemplen i figur 7 syns både de maximala amplituderna över tid som en kurva men också som en färgplott. Detta är för en kanal under ett anfall. Därefter plottades de maximala amplituderna för ett visst frekvensband för alla kanaler samtidigt. Se figur 8 och 9. Med hjälp av denna illustration kunde de preiktala, iktala och postiktala tillfällena för varje angivet frekvensband undersökas.

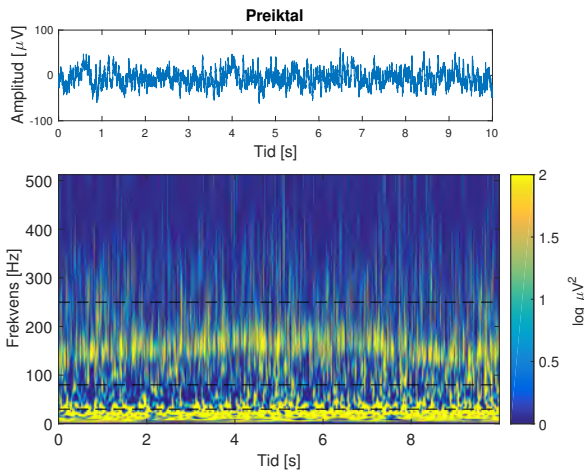
Histogrammen över de maximala amplituderna för varje frekvensband beräknades i ett nästa steg. För att kunna göra enklare jämförelse mellan frekvensbanden har dessa resultat normaliserats med antalet sampel vilket gör att de kan visas som sannolikhetsfördelning. Istället för att endast jämföra förändringen över tid, kunde nu även fördelningen av de maximala amplituderna jämföras för olika kanaler, tidsperioder, frekvensband och patienter.

För att få en samlad bild utfördes en medelvärdesbildning samt beräkning av standardavvikelse av fördelningen över kanalerna. Med det kunde nu enklare och mer generella jämförelser i tid och i olika frekvensband göras.

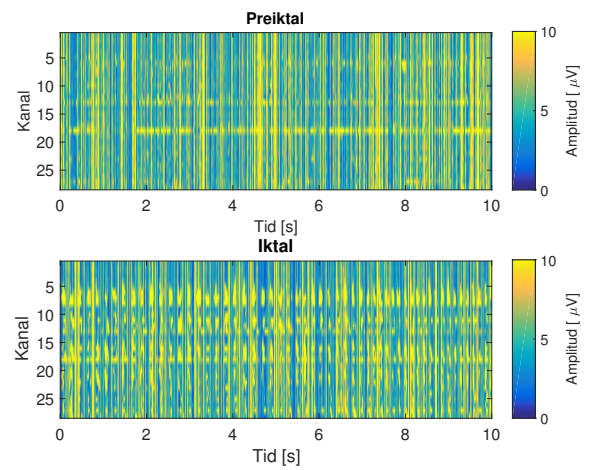
#### IV. RESULTAT

Under ett anfall blir amplituden på oscillationerna större jämfört med innan anfallet, se figur 2 och 3. Innan anfallet, varierar amplituden ungefär mellan -50 och 50  $\mu\text{V}$ , under anfallet oscillerar amplituden mellan -300 och 300  $\mu\text{V}$ . Figur 5-6 visar även hur frekvenserna förändras. Genom Stockwelltransformen blir det tydligt att höga frekvenser förekommer både innan och under ett anfall.

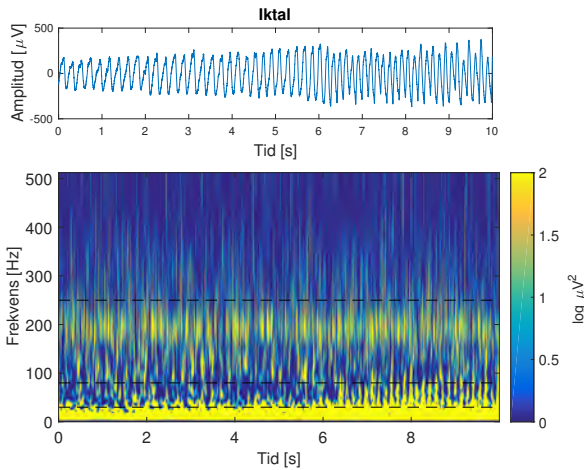
Figur 7 visar de maximala amplituderna för enbart en kanal. För att få en överblick på hur frekvensernas förekomst varierar för alla kanaler under en viss tid, skapas olika färgplottar. Figur 8 och figur 9 visar de maximala amplituderna för varje sampel för frekvensbanden 80-250 Hz respektive 250-512 Hz. Y-axeln innehåller alla 28 kanaler. I figur 8 syns fler horisontella mönster (gula vågräta linjer) jämfört med figur 9. För frekvensbandet 250-512 Hz, figur 9, dominerar däremot lodräta mönster.



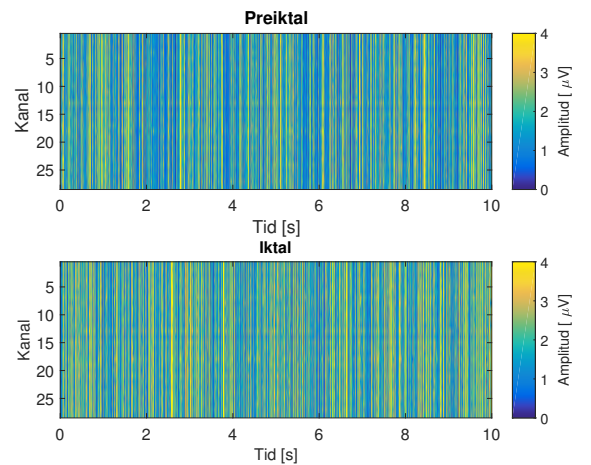
Figur 5. Signal före ett anfall, ovan. Den Stockwelltransformerade signalen, nedan. De streckade vågräta linjerna visar de undre gränserna för de tre högsta frekvensbanden: 30Hz, 80Hz och 250Hz.



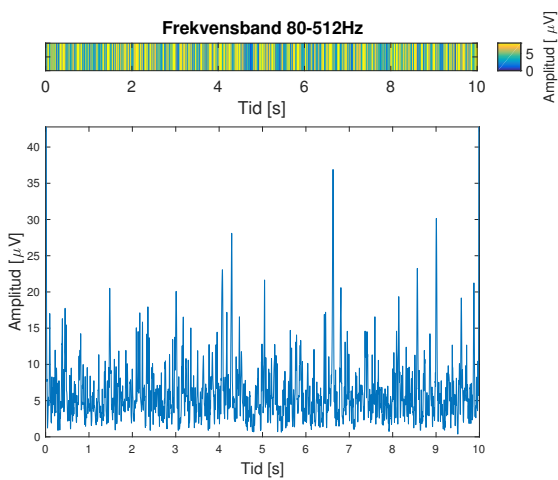
Figur 8. Jämförelse av de maximala amplituderna i frekvensbandet 80-250 Hz över alla kanaler mellan ett segment innan ett anfall (ovan) och ett segment under ett anfall (nedan).



Figur 6. Signal under ett anfall, ovan. Den Stockwelltransformerade signalen, nedan. De streckade linjerna visar de undre gränserna för de tre högsta frekvensbanden: 30Hz, 80Hz och 250Hz.



Figur 9. Jämförelse av de maximala amplituderna, i frekvensbandet 250-512 Hz, över alla kanaler mellan ett segment innan ett anfall (ovan) och ett segment under ett anfall (nedan). Notera att graderingen på amplituden skiljer sig från figur 8.

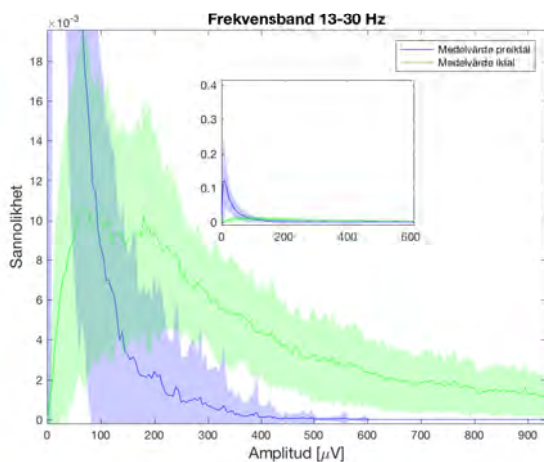


Figur 7. Här visas två olika sätt att illustrera de maximala amplituderna för frekvensbandet 80-512 Hz, över ett 10 sekundersintervall för patient A.

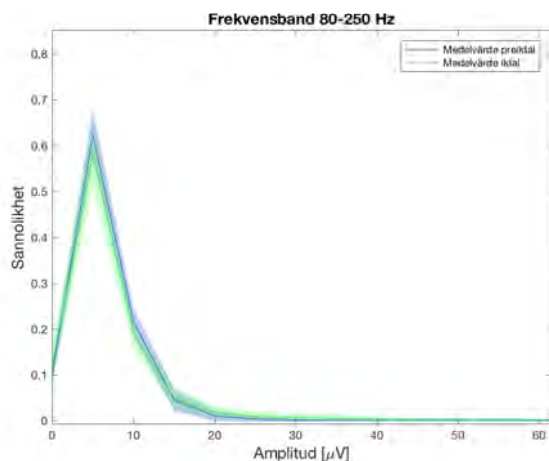
Diagrammen med sannolikhetsfördelning visar sannolikheten för en viss maximal amplitud i ett frekvensband. X-axlarna visar maximala amplituden och y-axeln visar sannolikheten, notera att skalan på axlarna varierar för varje sannolikhetsfördelning. Samtliga sannolikhetsfördelningar visar medelvärdet och standardavvikelsen av den maximala amplitudsfordelningen över alla kanaler under den analyserade tidsperioden.

Amplitudsfordelningen mellan preiktala och iktala perioder skiljer sig olika mycket för olika frekvensband. Till exempel i figur 11 är skillnaden mellan den preiktala och iktala signalen mindre än vad den är i figur 10. För att se hur de maximala amplituderna varierar mellan alla de olika frekvensbanden se även figur 15-19 i bilaga.

Ett exempel på en jämförelse under ett anfall mellan patient A och B för olika frekvensband framgår i figur 12 och 13. För



Figur 10. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning. De blåa och gröna linjerna motsvarar medelvärdet av den iktala respektive den preiktala perioden. De färgade ifyllningarna runt medelvärdet motsvarar standardavvikelsen för kanalerna. Den lilla rutan visar hur fördelningen ser ut ifrån ett större perspektiv.



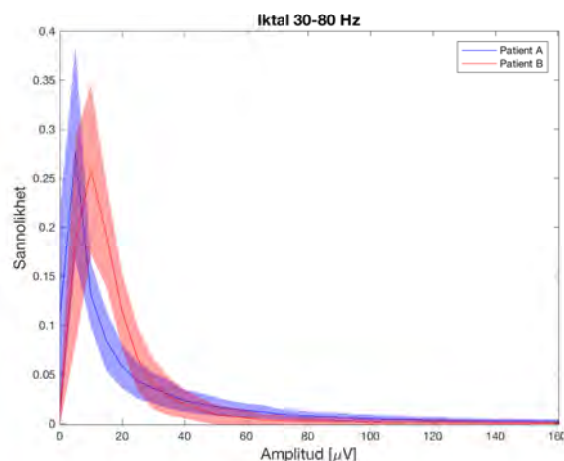
Figur 11. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning.

båda patienter är tidsperioden 10 sekunder och beräknad från mitt under anfall. I båda figurerna är patient A markerad med blå färg och patient B markerad med röd färg. Här presenteras två olika frekvensband där resultatet på fördelningen skiljer sig åt.

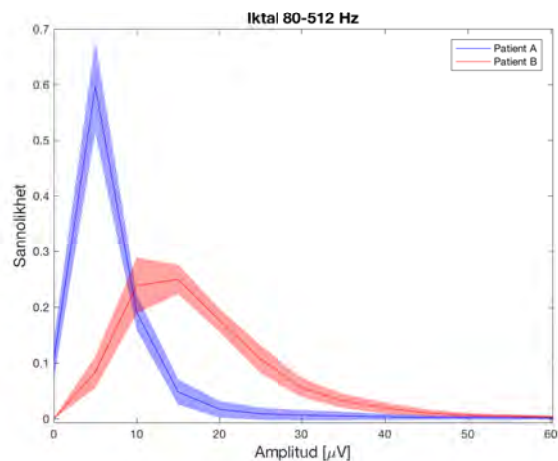
Då data för mer än ett anfall från varje patient fanns att tillgå valdes det att även här undersöka hur fördelningarna skilde sig åt mellan olika iktala segment, för respektive patient. Figur 14 visar hur fördelningarna såg ut i frekvensbandet 80-512 Hz.

## V. DISKUSSION

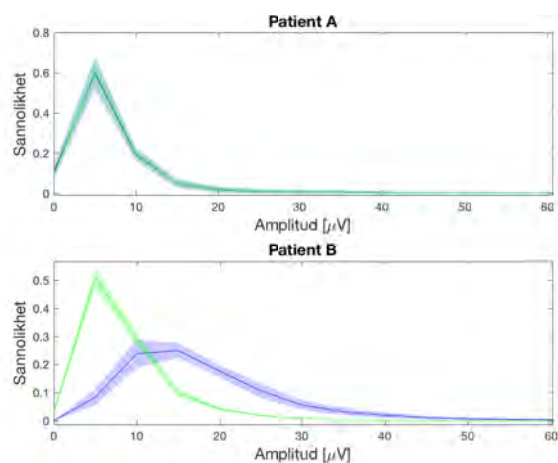
Spektrogrammen av den Stockwelltransformerade preiktala och iktala signalen ser vid första anblick lika ut. Jämförs spektrogrammen i figur 5 och 6 närmre med varandra syns dock vissa skillnader. I illustrationen för de båda signalerna ligger mellan 100 Hz och 200 Hz ett jämt band med hög amplitud. För den iktala signalen ligger detta band inte bara jämnare



Figur 12. Jämförelse mellan patient A (blå) och B (röd) under ett anfall. Frekvensband 30-80 Hz.



Figur 13. Jämförelse mellan patient A (blå) och B (röd) under ett anfall. Frekvensband 80-512 Hz.



Figur 14. Fördelningen av frekvenser i bandet 80-512 Hz, under anfall vid två olika tillfällen för både patient A (ovan) och B (nedan).

utan också några hertz högre. Vad som med blotta ögat kan särskiljas i grundsignalen för de båda figurerna verkar det som att den preiktala signalen borde innehålla mer höga frekvenser. Stockwelltransformen avslöjar att så inte är fallet. Det påvisas tvärtom att den iktala signalen innehåller lite högre frekvenser. Skillnaden är dock inte så stor, vilket medför att de båda frekvenserna fortfarande tillhör det band som benämns ripples (80-250 Hz). Detta är troligtvis anledningen varför inte denna skillnad kan upptäckas i figur 11. Det skulle vara intressant att definiera ett nytt band med brytpunkt runt 200 Hz som skulle kunna uppmärksamma denna olikhet. En annan skillnad finner vi för de allra lägsta frekvenserna. I spektrogrammet för den iktala signalen i figur 6 syns vid låga frekvenser ett tätare område jämfört med det mer sporadiska området för den preiktala signalen i figur 5. I figur 10 påvisas denna skillnad ännu tydligare genom en sannolikhetsfördelning för frekvensbandet 13-30 Hz.

Under ett anfall, se figur 6, ökar som beskrivet mycket låga frekvenser, men även frekvenser som är betydligt högre. Att det förekommer fler höga frekvenser behöver dock inte bero enbart på ökad aktivitet av högfrekventa oscillationer. Anledningen till att det uppstår sådana kan till viss del bero på att de stora amplitudsförändringarna i signalen skapar skarpa spikar, som i sin tur innehåller höga frekvenser.

Färgplottarna som visar information från samtliga kanaler avslöjar vilka kanaler som sticker ut i frekvensbandet 80-250 Hz. De övre plotten i figur 8 visar 10 sekunder innan ett anfall. Här syns tydligt att kanal 18 genom hela den preiktala perioden har högre maximal amplitud än resterande kanaler. Samma beteende går även att urskilja i kanal 6 och kanal 13, dock inte lika tydligt.

Jämförs den preiktala perioden med den iktala i figur 8 går det att tyda att dessa höga amplituder finns kvar i samma kanaler men också att de fortplantat sig till fler kanaler. Detta skulle eventuellt kunna påvisa anfallets ursprung.

Förutom de vågräta trenderna som visar enskilda kanaler avslöjar färgplottarna även lodräta likheter, det vill säga vilka amplitudförändringar som för varje tidsenhet är gemensamt för alla kanaler. I färgplottarna för de lägre frekvensbanden finns det generellt större standardavvikelse för kanalernas maximala amplitud. Detta är något som blir väldigt tydligt i figur 10, 11 samt bilaga.

Det frekvensbanden verkar ha gemensamt är att den preiktala signalen har större sannolikhet för lägre maximala amplituder än den iktala signalen. Detta är svårt att avgöra direkt genom spektrogrammen men blir tydligare med hjälp av sannolikhetsfördelning. För den iktala signalen, med undantag för det allra lägsta frekvensbandet, så ökar sannolikheten för låga maxamplituder i takt med att frekvensen ökar, se figur 10, 11 samt bilaga. Denna trend går att urskilja även för preiktala signaler. Eftersom sannolikheten för höga amplituder för de högre frekvenserna är så pass liten i jämförelse med de lägre frekvensbanden kan detta kopplas till varför det är svårt att se de högfrekventa oscillationerna i tidsdomän, figur 6.

I jämförelsen mellan patient A och patient B under ett anfall tyder utseendet på fördelningen att den är mer lik för det lägre frekvensbandet, figur 12, än för de höga frekvensbandet, figur 13. Det hade varit intressant att jämföra dessa kurvor för ännu

fler patienter. Med tanke på att enskilda anfall, från samma patient, för generella tidpunkter också skiljer sig åt blir det svårt att dra några slutsatser. Även i de höga frekvensbanden där flest likheter påvisats verkar det finnas olikheter mellan enskilda patienters anfall. Figur 14 visar två olika anfall för patient A och patient B. Det är oklart varför det skiljer sig så mycket mellan anfällen för patient B. I grundsignalen, i tidsdomän, är amplituden något högre för anfallet med blå färg. Patient A har i båda sina anfall en kraftigt större amplitud i tidsdomän än båda anfällen hos patient B. Detta skulle kunna vara en möjlig förklaring.

Det ska tilläggas att alla analyser och beräkningar oavsett om det skett preiktalt, iktalt eller postiktalt har utförts i tidsintervall om 10 sekunder. Denna generalisering har förenklat arbetet men eventuellt begränsat resultaten eftersom ett intressant parti precis som ett anfall varierar i tid. Anledningen till detta är tidsbrist och mängden data. Mängden data tillsammans med den datorutrustning som användes bidrog också till att det tog lång tid att utföra Stockwelltransformen. Med starkare datorkraft skulle analysen göras både snabbare och mer flexibel. Flexibel på så sätt att analys av tidsintervall längre än 10 sekunder åt gången skulle möjliggöras.

Mängden händelsemarkeringar (preiktala, iktala och postiktala) begränsade antalet jämförelser med sannolikhetsfördelningar. Fler preiktala markeringar, som var mest intressant för projektet, skulle sannolikt kunna bidra till att kunna dra mer generella slutsatser och kunna visa en mer sanningsenlig bild av verkligheten. För framtida studier skulle det vara bra med mer exakt bedömning av iEEG-signalen för att veta när en intressant period börjar. Det är dock förståeligt att tillgången på information var begränsad då all klinisk data ska krypteras vilket är en process i sig som tar tid från sjukhuspersonalen.

Till skillnad från andra publicerade artiklar har denna rapport undersökt frekvensvariationen både innan, under och efter anfall. Som tidigare nämnt har [9] och artikeln [12] används som riktlinjer. Denna rapport har därför använt sig av liknande metod. En liten varningsflagga bör hissas då en del av metoden skiljer sig från [12] när det kommer till konfirmationen av högfrekventa oscillationer. Till skillnad från [12] har detta projekt använt sig av ett mer generellt tillvägagångssätt vilket kan leda till en överskattning av högfrekventa oscillationer. För fortsatt arbete anses en kombination av strategierna intressant.

## VI. HÅLLBAR UTVECKLING

Automatiseringen av analysen på EEG-signaler kommer kunna bidra till den sociala utvecklingen då det kommer att finnas möjligheter för fler patienter att genomgå en operation, som förhoppningsvis leder till ett mer hälsosamt liv. Automatiseringen kommer förhoppningsvis även bidra till ekonomisk hållbarhet då den manuella analysen, tar mycket tid. Å andra sidan kommer därför fler patienter behöva operation vilket i sig kräver arbete men också kostnader.

## VII. ETIK

Under arbetets gång har ingen patient kommit till skada eller blivit utsatt för någon risk utöver den kliniska undersökningen

med iEEG. All data som använts är anonymiserad. Metoderna för fortsatt arbete i framtiden anses inte bidra till någon etisk ovisshet.

### VIII. SLUTSATSER

I detta arbete har Stockwelltransformen använts som en grund för att undersöka frekvensinnehållet i iEEG-inspelningar från två epilepsipatienter. Stockwelltransformen ger en bra översikt men är också bra för att göra direkta jämförelser och dra slutsatser mellan frekvensband, tidsperioder och patienter. För att göra analyser av detta slag för stora mängder data krävs det att metoden blir mer effektiv. I sådana fall anses det finnas potential att i framtiden automatisera analysen på iEEG-signaler. En generell observation som gjordes var att standardavvikelsen mellan kanalernas maximala amplitud på alla olika tidsintervall, oavsett aktivitet, är mindre ju högre frekvensband som undersöks.

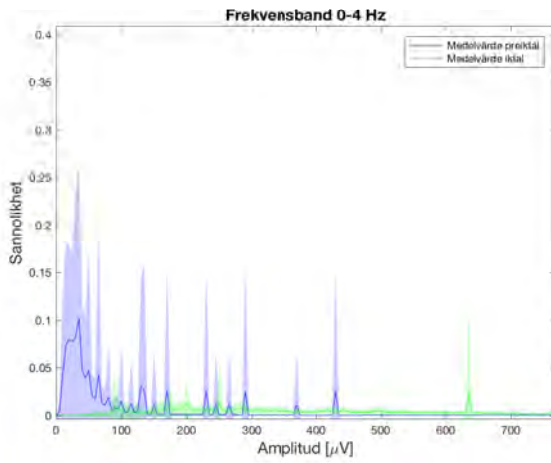
### IX. EFTERORD

Vi skulle vilja rikta ett stort tack till vår tekniska handledare Ulrike Richter som har hjälpt oss med MATLAB, väglett oss och drivit projektet framåt. Vi vill även tacka vår kliniska handledare Christine Ekdal Clementson för all data, förtydligande av data och klinisk hjälp som hon har bidragit med. Skribenterna till denna rapport har bidragit lika mycket under hela projektet.

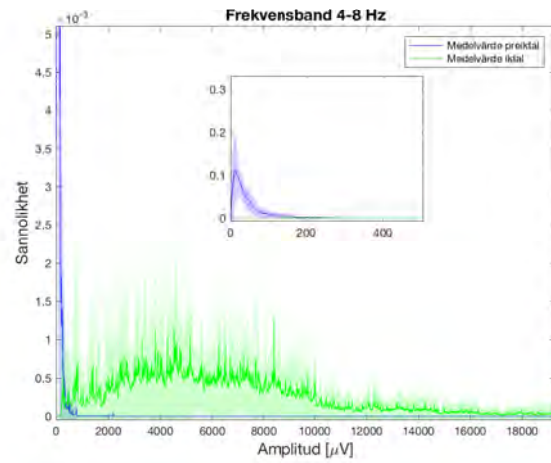
### REFERENSER

- [1] "Om epilepsi", Svenska Epilepsiförbundet, 2010, [online] Tillgänglig: <http://epilepsi.se/Om-epilepsi.html> [Hämtad 28 april, 2018].
- [2] "Epilepsi" *Vårdguiden*, maj 15, 2017 [online] Tillgänglig: <https://www.1177.se/Skane/Fakta-och-rad/Sjukdomar/Epilepsi/section-6> [Hämtad 8 maj, 2018]
- [3] K. Trysell " Socialstyrelsen: »Operera dubbelt så många med epilepsi« " *Läkartidningen*, mars 15, 2018 [online] <http://www.lakartidningen.se/Aktuellt/Nyheter/2018/03/Socialstyrelsen-Operera-dubbelt-sa-manga-med-epilepsi/> [Hämtad 2018-05-16].
- [4] S. Siuly, Y. Li, Y. Zhang, " EEG signal Analysis and Classification Techniques and Applications," *Springer International Publishing Ag*, 2016 s.11,24,25
- [5] Y. Höller, R. Kutil, L. Klaffenböck, A. Thomschewski, P. M.Höller, A. C. Bathke, J. Jacobs, A. C. Taylor, R. Nardone, E. Trinka. "High frequency oscillations in epilepsy and surgical outcome. A meta analysis" *Frontiers in Human Neuroscience*, vol. 9, pp 1–4, 2015.
- [6] "Preiktala Symtom", Psykologilexikon, [online] Tillgänglig: <https://www.psykologiguide.se/psykologilexikon> [Hämtad 10 maj 2018]
- [7] "Iktala symtom", Psykologilexikon, [online] Tillgänglig: <https://www.psykologiguide.se/psykologilexikon> [Hämtad 10 maj, 2018].
- [8] "Postiktal", Psykologilexikon, [online] Tillgänglig: <https://www.psykologiguide.se/psykologilexikon> [Hämtad 10 maj, 2018].
- [9] J. Skog, "Stationary and Non-stationary Spectral Analysis". Lund, Lunds Universitet, 2016.
- [10] E. Niedermeyer and F.H. Lopes da Silva, "Electroencephalography. Basic Principles, Clinical Applications and Related Fields," *Urban Schwarzenberg*, 1987.
- [11] I. Jay Rampil, "Fast Fourier Transformation of EEG Data" *jamanetwork*, Feb. 03, 1984. [online] Tillgänglig: <https://jamanetwork.com/journals/jama/article-abstract/391249?redirect=true> [Hämtad 5 maj, 2018]
- [12] H. Kalbhani, M. G.Shayesteh. "Stockwell transform for epileptic seizure detection from EEG signals," *Elsevier B.V.*, vol. 38, pp. 108–18, 2017
- [13] V. Giurgiutiu, L. Yu, "Comparison of Short-time Fourier Transform and Wavelet Transform of Transient and Tone Burst Wave Propagation Signals For Structural Health Monitoring." Stanford University, 2003 [online] Tillgänglig: <https://pdfs.semanticscholar.org/7ad5/553102857ea3886622ea7dcc76175c86f06f.pdf> [Hämtad 16 maj 2018].
- [14] N. Mehala, R. Dahiya, "A Comparative Study of FFT, STFT and Wavelet Techniques for Induction Machine Fault Diagnostic Analysis", [online] Tillgänglig: <https://pdfs.semanticscholar.org/3b7a/7c7a2bb4b8bccca373c1fd5c555d13a339cf.pdf> [Hämtad 16 maj 2018]

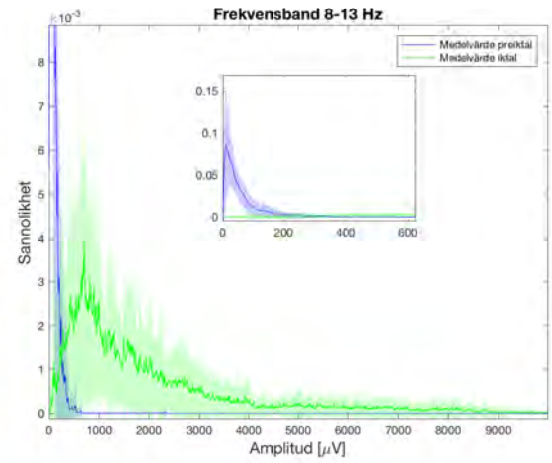
## BILAGA



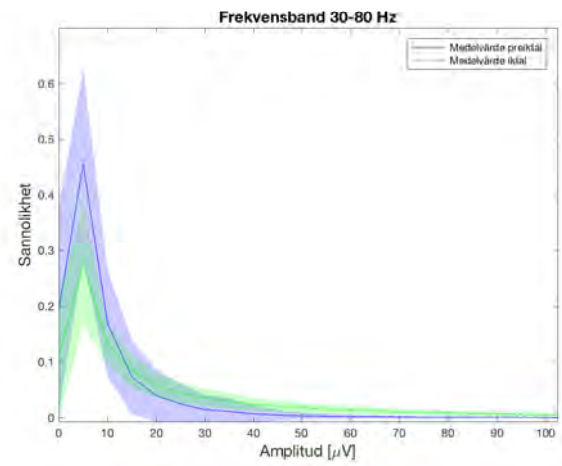
Figur 15. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning.



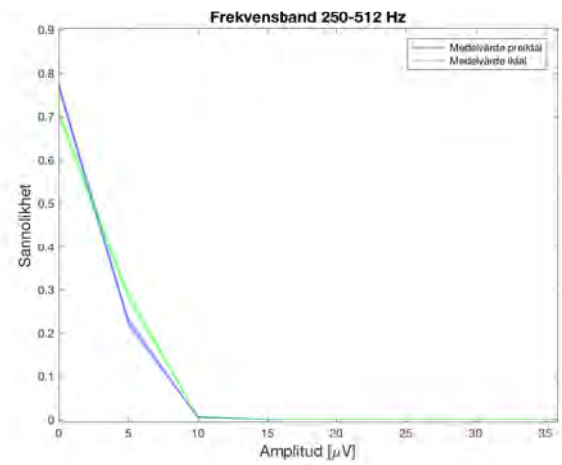
Figur 16. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning.



Figur 17. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning.



Figur 18. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning.



Figur 19. Fördelningen för patient A under 10 sekunder lång inspelning.

# Kravspecifikationer för robotarm vid bildåtergivning av kirurgens synfält

Filippa Bolin (BME-15), Fanny Ejlertsson (BME-15)

**Sammanfattning**—Mänskliga fel och mindre väl utförda moment inom kirurgi kostar onödigt mänskligt lidande och samhället stora summor pengar varje år. Vårdskador som uppkommer i samband med pågående kirurgi kan om de inte upptäcks eller dokumenteras väl medföra allvarliga konsekvenser för patienten. Därav krävs en innovativ lösning för att dokumentera pågående operation med syfte att öka patientsäkerheten. Behovet av att bildligt kunna dokumentera operationens gång är stort då det utöver pre- och postoperativt bildmaterial endast finns muntliga rapporter och skriftliga operationsberättelser att tillgå.

Lösningen är ett system av multipla synkroniserade kameror som möjliggör återskapande av kirurgens synfält under operation i 3D. Under operation bär kirurgen lupp och ljuskrona runt huvudet. För att inte ytterligare belasta kirurgens huvud ska kamerorna bäras upp av en robotarm positionerad bakom kirurgen. Konceptet förväntas bidra till att minska mängden vårdskador som uppkommer i samband med kirurgiska misstag. En stor insamling av bildmaterial kan bidra till forskning, förbättrad läkarutbildning och möjliggör utveckling av maskininlärningsalgoritmer. Grunden till idén ligger inom hjärtkirurgin men lösningen väntas i framtiden även kunna tillämpas inom övriga kirurgiska områden.

I detta projekt har kravspecifikationer för robotarmen tagits fram. Robotarmen ska kunna följa kirurgens huvudrörelser utan att störa ordinarie arbetsgång i operationssalen där många är involverade och teknisk utrustning tar stor plats. Noggranna observationer och kontinuerlig kontakt med klinisk handledare på Barnhjärtcentrum Skånes Universitetssjukhus, Lund, samt tekniska handledare på Institutionen för Reglerteknik på Lunds Tekniska Högskola och företaget Cognibotics, har lett till en välfungerande metod som genererat värdefulla kravspecifikationer för robotarmen. Kravspecifikationerna syftar huvudsakligen till robotarmens arbetsområde, lämplig positionering av basen, samt hastighets- och säkerhetskrav. Utifrån erhållna resultat har riktlinjer för en kommande robotarm definierats.

## I. INTRODUKTION

**K**IRURGER idag är oerhört skickliga. Tillsammans med operationsteamet och med hjälp av avancerad teknisk utrustning utförs ytterst komplexa operationer. Trots detta sker kirurgiska misstag vilket kan utsätta patienten för onödiga vårdskador och lidande. Cirka en sjättedel av de patienter i Sverige som genomgår kirurgi utsätts för någon typ av onödig vårdskada som hade kunnat förebyggas. Dessa vårdrelaterade skador vid all form av kirurgi kostar samhället uppskattningsvis 1,4 miljarder kronor per år. Av dessa 1,4 miljarder kronor

kan cirka 80 till 120 miljoner kronor härledas till hjärtkirurgin. [1].

Stora framsteg inom forskning och utveckling har skett inom hjärtkirurgin de senaste decennierna. De bildgivande metoderna så som till exempel ultraljud och datortomografi har lett till fantastiska framsteg och hjälpt kirurgerna att kunna tolka anatomiska defekter hos hjärtat. Dock ger bildåtergivningen ingen verklig bild av hur organdefekterna faktiskt ser ut vid kirurgi och hur dessa ska åtgärdas. Därav finns en begränsning i förmedlingen av hjärtats verkliga struktur.

Hjärtkirurgerna har flera års erfarenhet på nacken inom sitt område och räddar liv varje dag men även de är människor och den mänskliga faktorn kan spela in. De kirurgiska misstagen eller hantverksmässigt mindre väl utförda moment som uppkommer grundar sig till stor del i kirurgens bristande lokaliseringsförmåga i operationsfältet. Underlag i form av pre- och postoperativt bildmaterial finns att tillgå men i dagsläget sker utöver det ingen typ av bildokumentation av operationsförloppet. Enbart kirurgen har direkt visuell tillgång till såret och kännedom om vad som sker under operationen. Denna information återges i efterhand i form av diktering - kirurgens egna relativt korta muntliga operationsberättelse. Många hjärtoperationer pågår i flera timmar och trots lång kirurgisk erfarenhet finns risken att betydande delar kan falla bort från berättelsen eller återges på ett missvisande sätt. Att ha möjligheten att återge operationen bildligt hade ökat förståelsen av förloppet och de verkliga anatomiska strukturerna för samtliga involverade.

En kirurg erhåller idag sin erfarenhet och kunskap om anatomiska defekters utseende och deras möjliga åtgärder genom flera års praktisk träning, observation och utförande av operationer. Då ingen bildlig dokumentation av operationer finns att utnyttja kan tillvaratagandet av erfarna kirurgers kunskaper bli bristfällig och viktig kunskap kan gå förlorad. Genom att spela in bilddata från operationer ökar även insynen i operationsförloppet vilket kan leda till minimering och åtgärdsalternativ av misstag och därmed öka patientsäkerheten.

För att i bilder kunna dokumentera pågående hjärtoperation krävs en ny teknisk lösning bestående av flera kameror som möjliggör en verklig återskapning av hjärtat i 3D. En sådan lösning behövs för att kunna ta tillvara på erfarna kirurgers ovärderliga kunskaper och för att minska onödiga kirurgiska vårdskador. Insamling av stora mängder bilddata från operationer kommer bidra till förbättrad utbildning av nya kirurger, forskning och utveckling av säkrare kliniska arbetsrutiner. I framtiden väntas flera hjärtkirurgiska centra världen över kunna bidra till en gemensam databas med enorma mängder

Inlämnat den 7 juni 2018

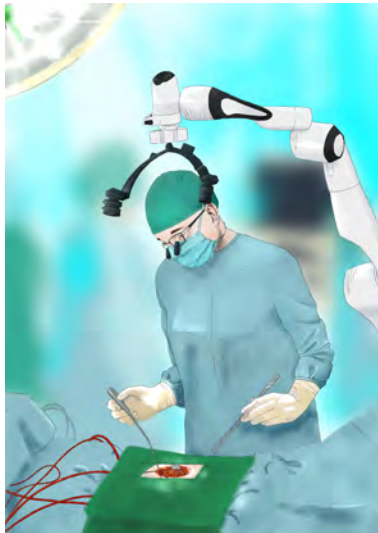
Emejladress: {mte15fbo@student.lu.se, har14fej@student.lu.se}

Teknisk handledare: Maj Stenmark, Cognibotics

Teknisk handledare: Anders Robertsson, Institutionen för Reglerteknik, Lunds Tekniska Högskola

Klinisk handledare: Phan-Kiet Tran, Barnhjärtcentrum, Skånes Universitetssjukhus, Lund





Figur 1: Illustration av robotarm med tillhörande kamerahållare. Antal kameror kommer i slutändan ändras. Bilden är ritad av Malin Fröjd.

bilddata från hjärtoperationer. Denna stora mängd bilddata ska kunna tillämpas av maskininlärningsalgoritmer för att kunna tränas upp och på sikt kunna utveckla väldigt träffsäkra analyser av hjärtats anatomi. En kirurg har en begränsad mängd operationer de kan genomföra under sitt yrkesliv vilket en algoritm inte har. Dessa tekniska lösningar väntas även kunna tillämpas inom andra kirurgiska specialiteter.

Insamlingen av bilddata från pågående operation ska utföras med hjälp av flera synkroniserade kameror placerade nära kirurgens egna ögon. Då kirurgen är den enda med full insyn i operationsfältet och operationens gång, är dess visuella synfält det viktigaste att kunna återge och därav är kamerornas placering av stor vikt. En prototyp av kamerahållaren har tagits fram vilket kan ses i *Figur 1* och denna ska bäras upp av en robotarm, en så kallad "collaborative robot". En collaborative robot är en samarbetande robot som delar arbetsområde med människor och går under det vedertagna namnet "cobot". Coboten ska vara positionerad bakom kirurgen. Med hjälp av ett sensorsystem som mäter kamerahållarens avstånd till huvudet ska robotarmen bära upp kamerahållaren och följa kirurgens huvudrörelser under pågående operation. Detta för att inte belasta huvudet och medföra ett störelsemoment av arbetsgången. Vilken typ av sensorsystem som ska användas är under utveckling och ännu okänt.

Syftet med projektet är att specificera kravparametrar för robotarmen som ska bära upp kamerahållaren. En operationssal är en arbetsmiljö med ovanliga och högt ställda krav. Flera människor ska utföra livsviktiga arbetsuppgifter på en yta som begränsas av teknisk apparatur och sterila områden. För att en robot också ska kunna få plats och samverka med människor i en sådan miljö spelar säkerheten en betydande roll och noggranna bedömningar med stor eftertanke krävs vid framtagandet av kravspecifikationer.

Fältstudier användes för att inledningsvis identifiera kravspecifikationer av vikt och intresse. Prövning av olika tekniska koncept ledde därefter fram till en metod där kirurgens

rörelsemetodik samt interaktion med operationsteamet kunde analyseras. Under projektets gång har kontinuerligt utbyte av tankar och idéer med handledare från två olika kompetensområde skett i syfte att utveckla en så välfungerande metod som möjligt. Både metod och resultat är beskrivna i kronologisk ordning. Utifrån analys av kirurgens rörelsedata samt en del litteraturstudier har rekommendationer för kravspecifikationer för en kommande robotarm tagits fram.

## II. DATA

### Säkerhetsstandarder

I syfte att ta fram säkerhetskrav för robotarmen användes data från artikeln Collaborative Robotics: Measuring Blunt Force Impacts on Humans [2]. I artikeln beskrivs säkerhetsstandarder gällande människans interaktion med cobots. Artikelförfattarna har utifrån givna kriterier för kroppsskador tagit fram maximala tillåtna värden på olika typer av krafter en robot kan utsätta en människa för. Kriterierna är baserade på vuxna människor. Värden av intresse för detta projekt ansågs främst vara data över kollisionskraft mot huvud och överkropp. Dessa finns listade i *Tabell 1*.

Tabell 1: Säkerhetsstandarder för kollisionskrafter

Kroppsdela/region	Maximalt tillåtet värde på kollisionskraft [N]
Skalle/panna	175
Ansikte	90
Nacke	190
Hals	35
Rygg/axlar	250
Bröstkorg	210

### Rotations- och längddata

För att kunna specificera rotationskrav för robotarmen samt höjdställningar för basen har databladet Human Factors Design Standard använts [3]. I databladet återfinns statistik över män och kvinnors rotationsförmåga med huvudet i olika led angivet i grader för 5:e och 95:e percentilen<sup>1</sup>. Även kroppslängd för män och kvinnor finns angivna i centimeter enligt samma princip. Data av relevans finns listad i Bilaga.

### Potentiella robotmodeller

I databladet Surgeon's Perspective - Properties of Robot Candidates, vilket kan läsas under Bilaga, har doktoranden Martin Karlsson från Avdelningen för Reglerteknik på Lunds Tekniska Högskola listat ett antal robotar samt deras tekniska specifikationer av intresse. Dessa robotar anses vara potentiella kandidater till att hålla upp kamerahållaren samt kamerorna som ska spela in material under operation. För att i slutändan

<sup>1</sup>Percentil är det värde på en variabel som en viss procent av observationerna är lägre än.

av projektet kunna diskutera rekommendationer för kravspecifikationer för en kommande robotarm har viss data från bladet används i jämförelsesyfte.

### III. METOD

#### *Identifiera*

För att kunna använda en cobot krävs en väl genomförd förstudie för att identifiera vilka behov och krav som ställs på denna robotarm. Dessa krav är särskilt viktiga eftersom robotarmen ska följa kirurgens huvudrörelser under en pågående operation, vilket är ett särskilt klimat med många personer inblandade och en ansträngd situation. God förståelse för hur cobots fungerar och interagerar med människor krävs, samt en inblick i vilken miljö och under vilka omständigheter denna robotarm ska fungera. Observation, dokumentation och planering är viktiga punkter för att kunna identifiera och angripa problemställningen.

#### *Fältstudier*

Fältstudier utfördes vid åtskilliga tillfällen på Barnhjärtcentrum, Skånes Universitetssjukhus i Lund, genom att följa med överläkare i barnhjärtkirurgi Phan-Kiet Tran och tillhörande operationsteam för att få inblick i deras arbetssätt. Fältstudierna bestod av deltagande under preoperativa förberedelser, pågående operation samt under postoperativt arbete. Noggrann observation och dokumentation krävs under pågående operation för att se hur kirurgerna arbetar, hur de rör sig och hur de interagerar med operationspersonalen. En metod för att registrera kirurgens rörelsemönster behöver en extra åtanke då denna metod ska anpassas och vara lämplig till det rådande delvis sterila operationsklimatet där många personer är involverade och den tekniska apparaturen tar stor plats. Under operation fördes givande konversationer med operationspersonalen angående deras arbetssätt.



Figur 2: Stillbild från inspelning under operation med kameran Sony FDR-AX53 4K. Som synligt i bilden är många inblandade, var och en med enskilda viktiga arbetsuppgifter.

Fältstudier i Robotlabbet på Institutionen för Reglerteknik på Lunds Tekniska Högskola, utfördes tillsammans med professor Anders Robertsson för att få inblick i vad det finns för olika typer av cobots, hur de är uppbyggda och hur de interagerar med människor. För att ta fram kravspecifikationer för en robotarm behövs kunskap om vilka parametrar som bör tas hänsyn till.

#### *Kravspecifikationer*

Identifiering genom observation gav värdefulla tankar och idéer om vilka kravspecifikationer som krävs av en robotarm under operation och hur dessa kravspecifikationer ska erhållas. Kravspecifikationer som ansågs betydelsefulla baserat på fältstudierna var följande:

- Robotarmens arbetsområde
  - Rotationskrav
  - Höj-/sänkbarhet
- Lämplig positionering av robotbasen
- Maxhastighet och accelerationskrav
- Säkerhetskrav

#### *Konceptgenerering*

För att kunna mäta upp och uppskatta önskade kravparametrar för robotarmen på ett så tillfredsställande sätt som möjligt fördes under processens gång en kontinuerlig diskussion med de tekniska handledarna på Robotlabbet. Tre huvudsakliga koncept testades för att inledningsvis i första hand kunna dokumentera kirurgens rörelsemönster och arbetsvidd. Dessa koncept var Microsoft Kinect för Windows v2, ArUco markörer och inspelning med en videokamera (Sony FDR-AX53 4K).

#### *Microsoft Kinect för Windows v2*

Kinect v2 är en rörelseregistrerande kameraenhet som ursprungligen framtogs av Microsoft för Xbox 360. Den har många avancerade funktioner och kan registrera rörelser i både 2D och 3D. Den primära förhoppningen var att med Kinecten kunna extrahera kirurgens olika positioner i form av koordinater i rummet under en viss tid. Test av inspelning i Robotlabbet samt i en tom operationssal utfördes. För att kunna få en heltäckande bild av kirurgens rörelsemönster krävs insamling av data från i stort sett hela operationstiden. En rutinoperation vid Barnhjärtcentrum pågår vanligtvis i cirka tre timmar. Konceptet blev därför åsidoslag då datafilerna under endast korta inspelningssekvenser snabbt blev för stora för att hantera och behandlingen för att försöka att endast extrahera viss data blev allt för avancerad. Utrustningen var även relativt tung och otymplig att handskas med i en operationsmiljö.

#### *ArUco markörer*

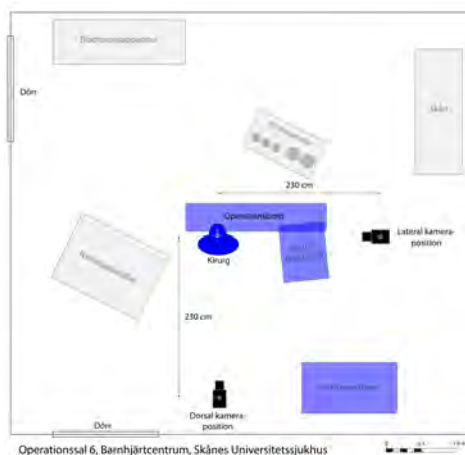
ArUco markörer är kvadrater bestående av olika unika binära matriser med ett visst antal bitar omgivna av svarta ramar. De binära matriserna används för att upptäcka och identifiera de olika markörerna i en bild. Konceptet bygger på att markörerna skrivs ut från internet och klistras på ett inspelningsobjekt vars positioner är av intresse. I bildbehandlingen avkodas de olika binära matriserna som därmed identifierar varje unik markör och dess position i x-,y-,z-led kan fås ut [4]. Emellertid ansågs inte heller denna typ av metod särskild lämplig i en steril operationsmiljö. Markörerna kunde inte placeras fördelaktigt utan att inskränka på sterilitet och arbetsgång under operation. Då de skulle behövt tejpas på

kirurgens sterila operationsrock riskerades även att de kunde lossna och landa i områden som kan utsätta patienten för onödigt risk. Även de starka operationslamporna ställde till problem för filminspelningen då lamporna i särskilda vinklar bländade markörerna och fokus förlorades.

#### Videoinspelning med Sony FDR-AX53 4K

Efter bristande framgång hos föregående nämnda koncept gällande anpassning till operationsklimat och ohanterbara erhållna data valdes att försöka registrera kirurgens rörelsemönster med en videokamera. Kameran som användes var Sony FDR-AX53 4K vilken gav möjligheten att spela in en operation i högupplöst format under lång tid utan att generera allt för stora datafiler.

Inspektion av en tom operationssal genomfördes med överläkare Phan-Kiet Tran där olika möjliga och lämpliga placeringar av videokameran diskuterades. Videokameran med tillhörande stativ skulle inte störa ordinarie operationsgång men ändå kunna fånga kirurgens alla rörelsevinklar för vidare granskning. Lämplig placering av videokameran ansågs vara mot väggen bakom kirurgen vilket gjorde att kameran täckte in kirurgens rörelser i sidled och höjddled från dorsalsidan. Avstånd mättes från kameran till kirurgens utgångsposition för att säkerställa att alla operationer spelades in utifrån samma förutsättningar och därav kunde analyseras på samma villkor, se *Figur 3*.



Figur 3: Översiktlig skiss över de olika kamerauppställningar som förekommit under inspelningarna. Skissen är ritad av överläkare Phan-Kiet Tran i Adobe Illustrator CC.

Med videokameran placerad bakom kirurgen spelades in totalt fem olika typer av hjärtoperationer utförda av sammanlagt tre olika kirurger. Dessa operationer genomfördes vid olika tillfällen och avstånden från kameran kalibrerades att motsvara samma sal för att få ett så trovärdigt och heltäckande resultat som möjligt. Hänsyn togs till de olika kirurgernas längd då höjdställningar på stativet justerades utifrån huvudets utgångsläge.

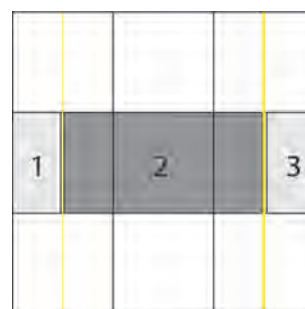
För att kunna uttrycka kirurgens hela arbetsområde likt en volym utfördes även inspelning av samtliga tre kirurger

från sidan med syfte att ta hänsyn till deras laterala rörelse<sup>2</sup>. Under en verklig operation fanns inte möjligheten att placera en kamera i en fördelaktig position för att utföra en sådan inspelning utan att störa övrig personal och arbetsgång. Av den orsaken genomfördes istället inspelningar i en tom operationssal med en docka på operationsbordet där kirurgerna försökte återge hur de skulle ha rört sig i de olika laterala extremlägena. Kamerastativet positionerades på exakt samma avstånd från kirurgen som vid inspelningen bakifrån. Denna återgivning av laterala rörelser utfördes av kirurgerna med ordinarie operationsutstyrsel på för en så naturlig rörelse och avstånds Anpassning till operationssåret som möjligt.

#### Analys av inspelningar

##### Digitalt rutnät

Efter inspelning av den första operationen togs ett kvadratisk rutnät fram i Adobe Illustrator CC som placerades digitalt via Adobe Premiere Pro CC i inspelningen så att kirurgens utgångsposition hamnade i mitten av rutnätet (*Figur 5*). Utformningen av rutnätet baserades på observationer av kirurgens rörelsemönster under videoinspelningen. Inledningsvis var tanken att dela in rutnätet i tre lika stora zoner. Dock observerades ganska snabbt att kirurgen under en övervägande majoritet av operationstiden rörde sig i området senare benämnt zon 2 (*Figur 4*). Därav gjordes en omfördelning av storleken på zonerna och istället halverades de två yttersta områdena i horisontalld (gula linjerna).



Figur 4: Illustration av kvadratisk zonindelad digitalt rutnät. Bilden är ritad i Adobe Illustrator CC av författarna.

Det var också av betydelse för storleken på rutnätet att kirurgens huvud aldrig under någon del av operationen hamnade utanför de yttersta kanterna i horisontalld. Eftersom samma uppsättning, avstånd och kamerainställningar användes vid varje inspelning av operationerna kunde ävenledes samma rutnät appliceras på samtliga inspelningar oavsett opererande kirurg.

För att få ut det verkliga avståndet som det digitala rutnätet motsvarade gjordes en kalibrering i en tom operationssal. En rätvinklad tumstock placerades på samma avstånd från kameran som kirurgen tidigare stått och inspelning skedde under exakt likadana omständigheter som under operationerna. Rutnätet placerades därefter digitalt enligt den procedur

<sup>2</sup>Lateral - utgående från sidan i förhållande till kroppens mittlinje



Figur 5: Stillbild från inspelningarna från dorsala sidan som illustrerar hur rutnätet placerats på kirurgens utgångsposition via Adobe Premiere CC.

som tidigare beskrivits på tumstocken och rutnätets avstånd kunde läsas av i inspelningen.

#### Inspelning från dorsal sida

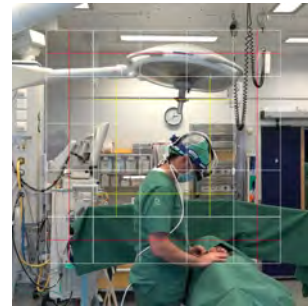
Videospelningarna analyserades i VLC media player vilket medförde enklare hantering av inspelningarna då uppspelningshastigheten kunde justeras utifrån analysens ändamål. Tillfällena då kirurgen befann sig i de olika zonerna i rutnätet baserades på ljuskronans spänningsreglage (*Figur 6*). Ljuskronans spänningsreglage valdes som referenspunkt då detta är placerat mitt på huvudet bakifrån sett och ljuskronan bärs av alla kirurger på avdelningen under operation. Utifrån ljuskronans spänningsreglages position noterades de tidpunkter då zonlinjerna till de olika zonerna överskreds. En sammanställning av tidsregistreringen gjordes i Microsoft Excel. Procentandel för operationstid då referenspunkten befann sig i respektive zon beräknades (*Tabell 2*). Extrema positioner noterades och dokumenterades för vidare analys. Utifrån kalibreringen av rutnätet med tumstock kunde därefter avståndet för extremlägena i sidled erhållas. Denna procedur utfördes på likadant sätt gällande alla fem operationer.



Figur 6: Pilen visar spänningsreglaget på kirurgens ljuskrona.

#### Inspelning från lateral sida

Vid analys av avstånden användes samma kalibrerade rutnät som tidigare. För att täcka in alla positioner behövde rutnätet dock utökas med ytterligare en rad av små kvadrater i samma storlek längs alla sidor (*Figur 8*). Ingen tidsanalys utfördes då den laterala inspelningen som tidigare nämnt endast var en rekonstruktion och ingen verklig operation. Istället för ljuskronans spänningsreglage användes denna gång kirurgens öra som referenspunkt för vilken zon kirurgen befann sig i. Anledningen till att örat valdes var att detta sitter ungefär mitt på huvudet från sidan sett. Vid den laterala inspelningen stude-



Figur 7: Stillbild från rekonstruktionsvideo i lateral led. I bilden visas hur det kvadratiske rutnätet utökats för att täcka in en större yta.

rades även kirurgernas position i höjddled. Detta då robotarmen ska kunna höjas och sänkas. Analysen utfördes på samma sätt med hjälp av rutnätet genom att studera vart örat befann sig vid kirurgens extremlägen i höjddled.

#### Hastighetsmätning

Under analysen av filminspelningarna från dorsala sidan noterades tillfällena då kirurgerna ansågs förflytta sig som snabbast mellan de två extrema ytterlägena (zon 1 och zon 3). Då avståndet mellan dessa ytterlägen var känt efter kalibreringen med det digitala rutnätet klockades förflyttningstiden med ett tidtagarur och hastigheten kunde beräknas. Tidtagaruret hade millisekundprecision och ett antal hastighetsmätningar per inspelning samlades in. Samma procedur upprepades för samtliga inspelade operationer.

För att säkerställa att hastighetsmätningen med tidtagning var tillräckligt godtagbar utfördes ytterligare en rekonstruktion i en tom operationssal där två av de tidigare inspelade kirurgerna deltog. Uppsättningen och kamerainställningarna var samma som tidigare beskrivits. En papperslapp med ett rött kryss på fästes på samma referenspunkt som tidigare - spänningsreglaget på ljuskronan. Färgen röd valdes då den är lätt att extrahera från övrig bakgrundsmiljö. Kirurgerna ombedes att återigen rekonstruera sitt rörelsemönster under operation och försöka förflytta sig med en hastighet så snabbt som realistiskt möjligt.

Teknisk handledare och doktor i datavetenskap, Maj Stenmark, Cognibotics, utförde därefter bildanalys i programmet OpenCV där hastighets- och accelerationsdata från det röda krysset kunde utvinnas.

## Säkerhet

Utifrån den uppskattade massan av kamerahållaren med tillhörande kameror och kablage och de utförda hastighetsmätningarna beräknades en approximativ kollisionskraft. Värdet på denna jämfördes därefter med de värden som kan ses i *Tabell 1* under avsnittet Data.

## IV. RESULTAT

Videoinspelningarna av de tidigare nämnda fem olika operationerna på Barnhjärtcentrum, Skånes Universitetssjukhus i Lund, resulterade i analyserat operationsmaterial på totalt 14 timmar vilket motsvarar 1 258 950 bilder. De fem inspelade operationerna är av olika typ, vilket gör att de täcker in ett brett urval av kirurgisk rörelsemetodik. Hjärtdefekterna sitter på olika delar av hjärtat beroende på operationstyp vilket kräver olika rörelsemönster och olika synvinklar hos kirurgen.

Tillsammans med litteraturstudierna listade under rubriken Data erhöles följande uppskattningar på kravspecifikationer för en robotarm.

### Robotarmens arbetsområde

Tabell II: Erhållen data från inspelningar från dorsal sida

Operationstyp	Kirurg	Zon 1 [%]	Zon 2 [%]	Zon 3 [%]
Primum	1	1,9	97,4	0,7
TCPC	1	4,6	93,6	1,8
Laks shunt	1	13,8	79,9	6,3
Isomerism	2	0,5	98,9	0,6
ASD	3	0,1	98,0	1,9

*Kommentar:* Resultatet av procentandelarna av kirurgens rörelser i de olika zonerna visar att kirurgen till största del befinner sig i mittzonen, zon 2.

Tabell III: Längd och vikt för kirurger

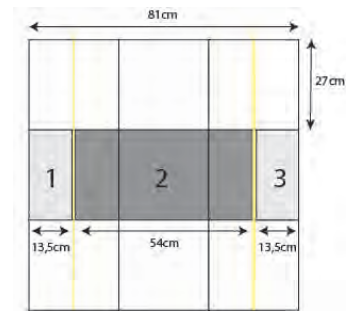
Kirurg	Längd [cm]	Vikt [kg]
1	158	52
2	189	76
3	186	92

*Kommentar:* *Tabell III* visar ett brett urval av kroppstorlek bland kirurgerna vars rörelsemönster analyserats.

Tabell IV: Erhållen data från inspelningar från lateral sida

Maximal distans framåt (cm)	40,5
Maximal distans bakåt (cm)	13,5
Differens i höjdlid (nedåt) (cm)	40,5

*Kommentar:* Som synligt i *Figur 8(c)* väljer somliga kirurger även att sitta under vissa tillfällen av operationen. Därav kan en relativt stor erhållen differens i höjdlid avläsas i *Tabell IV*.



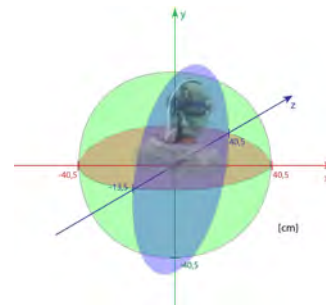
(a) Digitalt rutnät med erhållna kalibrerade avstånd för respektive zon.



(b) Illustration av kirurgens rörelser i sidled från dorsal sida.



(c) Illustration av sittande kirurgs rörelser i lateral led.



(d) Skiss över den rymd som tagits fram efter analys av kirurgernas rörelser. Skissen motsvarar robotens tänkta arbetsområde.

Figur 8: Illustrationer av det kalibrerade rutnätet och kirurgens olika rörelser som analyserats och slutligen lett fram till robotens arbetsområde. Bilderna är framtagna av författarna i Adobe Illustrator CC och Adobe Photoshop CC.

Analysen av avstånden i både inspelningarna från lateral och dorsal sida bygger på avståndet från utgångspunkten till ytterkanten av den zon referenspunkten observerats befunnit

sig i. Detta ansågs acceptabelt då robotarmen i slutändan inte kräver centimetermarginal utan ska kunna anpassa sig efter flera olika kirurgers rörelser.

### Höjdinställningar

Robotarmens bas behöver kunna justeras i höjdlid för att anpassa sig till kirurgens längd, vilket är en inställning som ska genomföras före operationens start. Utifrån de hjärtoperationer som analyserats har det uppmärksamats att en del kirurger vid vissa tillfällen under pågående hjärtkirurgi sätter sig ned på en stol vilket medför en markant avståndsminskning i höjdlid utifrån dess utgångsposition. De kirurger som opererar ståendes på en pall kan behöva kliva ner från pallen för att täcka in särskilda synvinklar vilket också medför markant avståndsminskning i höjdlid.

### Rotationskrav

Då roboten ska följa kirurgens huvudrörelser bör den även kunna roteras i samtliga led ett mänskligt huvud kan. Data över rotationsvinklar kan ses i Bilaga.

### Maxhastighet och accelerationskrav för robotarmen

Värden efter jämförelse mellan hastighetsmätningen med tidtagarur och bildanalysen i OpenCV ansågs stämma överens då samma maximala hastighet utifrån båda metoder erhöles. Den erhållna maxhastigheten var 0,7 m/s och maxaccelerationen  $9,3m/s^2$ .

### Säkerhet

Kameror med tillhörande linser och kablage beräknas ha en massa på cirka 100 gram per enhet. Tillsammans med kamerahållaren kan nyttolasten robotarmen ska klara av att bära uppskattas uppgå till mellan 500-1000 gram beroende på antal och typ av kameror. Med den erhållna maxaccelerationen genereras en kraft på 9,3 N, vilket beräknades enligt nedan.

$$F = m \times a$$

$$F = 1kg \times 9,3m/s^2 = 9,3N$$

Jämfört med maxvärdena på kollisionskrafterna i *Tabell I* under rubriken Data är den genererade kraften enligt beräkningar inte ens i närheten av att orsaka någon typ av skada på någon mänsklig kroppsdel. Jämförelsen är endast baserad på påverkan på användaren.

## V. DISKUSSION

Att ta fram en metod för att kartlägga kirurgers rörelsemönster under operation är utmanande då många yttre faktorer behöver tas hänsyn till. Inget liknande projekt har till vår kännedom tidigare utförts och således finns inga färdiga metoder att jämföra med. Inledningsvis testades tekniska koncept vars syfte var att generera exakta data. Datan blev dock generellt för stor för att hantera då inspelning under längre tid

var en väsentlighet. Med videoinspelningarna lyckades försök att ta fram avstånd för hur kirurgen rör sig i olika led och med denna data sedan skapa en volym för att få en uppfattning om robotarmens arbetsområde. Avstånden mättes upp och lästes av manuellt vilket innebär att de troligtvis kan finnas marginella differenser gentemot verkligheten. För att underlätta avläsningen användes även avståndet från utgångspunkten i mitten av rutnätet till respektive zons ytterkant som referens för zonen den valda referenspunkten befann sig i. Eventuella differenser bedöms emellertid ej ha signifikant betydelse då robotarmen ska kunna täcka in en stor variation av olika kirurgers rörelser och därmed krävs inte centimeterprecision.

En viktig fördel med att spela in med en digital videokamera var möjligheten att kunna värdera olika positioner hos kirurgens betydelse för slutresultatet. Syftet med den slutliga helhetslösningen är nämligen att fånga operationssåret från kirurgens synvinkel. Därav har tillfällen då kirurgen förflyttar sig långt i sidled för att till exempel kunna tala i telefon kunnat utslutas som extrempositioner då denna rörelse ej är relevant för en robotarm att kunna följa. Möjligheten för kirurgen att knuffa bort robotarmen vid sådana och liknande tillfällen ska finnas.

Enligt erhållna resultat redovisade i *Tabell II* befinner sig kirurgen huvuddelen av tiden under samtliga operationer i zon 2. Liten generell förflyttning i sidled sker. En robotarm ska likväl kunna täcka in de allra yttersta lägena för att kamerorna ska kunna spela in bildmaterial som återger en fullständig operationsrepresentation. Andel förflyttning i sidled och allmän rörelse kan bero på varje kirurgs individuella vanor och teknik men även på kirurgens längd. Ett stort spann av kirurger har täckts in då samtliga har skilda, delvis internationella utbildningsbakgrunder och även olika typer av kroppsbyggnad, (*Tabell III*). Utifrån observationer som gjorts under operationerna kan en kortare kirurg ha en tendens att behöva röra sig mer än en längre.

En annan faktor som kan ha stor betydelse för kirurgens totala andel rörelse i extrempositioner är om patienten blivit opererad tidigare eller ej. En reoperation kräver generellt mer rörelser av kirurgen då det efter operation bildas ärrvävnad som försvårar visualiseringen av anatomin. Kirurgen kan därav behöva röra sig mer frekvent i ytterlägena och täcka in fler synvinklar för att få en uppfattning om hur vävnader och organ är placerade. Jämförelsevis är vävnaden vid en första gångs operation orörd och allt är vanligtvis lättare att komma åt.

### Placering av robot

Roboten ska vara flyttbar, kunna användas i olika operationssalar och ha minimal påverkan på operationsteamets ordinarie arbetsgång. Under pågående operation sker det mycket rörelse i salen vilket roboten inte ska förhindra. I *Tabell IV* redovisas kirurgernas maximala förflyttning bakåt i z-led - 13,5 cm. Robotarmen ska klara av en total räckvidd i z-led på cirka 54 cm, se *Figur 8(d)*. För att uppskatta var robotens bas ska placeras bör detta avstånd tas hänsyn till. Svårigheten i placering av robotbasen ligger i den marginella skillnaden mellan att inte hamna för nära och hindra kirurgen men samtidigt inte heller skapa en alltför stor räckvidd för

robotarmen.

### **Potentiella robotar**

Utifrån uppmätta hastigheter och rörelseomfång bör de tekniska specifikationer för robotarna listade i Bilaga kunna möta de kravspecifikationer som tagits fram. Kirurgens samtliga observerade rörelser i x-, y-, z-led tillsammans med huvudets rotationsmöjligheter skapar ett behov av en robotarm som klarar av minst sex frihetsgrader (DOF)<sup>3</sup> vilket också möts av de potentiella robotarna. Beroende på vilken typ av kameror och sensorsystem som ska användas kan ytterligare kravspecifikationer av intresse uppstå. Projektet är nytt och liknar inget annat som tidigare utförts och därav kan andra ännu okända tekniska parametrar behöva tillgodoses. De kravspecifikationer som tagits fram anses ge en tillräckligt god bild av kraven som ställs på den robot som ska användas för slutprodukten.

### **Hållbar utveckling och etiska aspekter**

Genom bättre dokumentation och transparens inom kirurgi ska antalet onödiga vårdskador minskas. Detta besparar patienten onödigt lidande vilket resulterar i kortare sjukhusvistelser och i längden reducering av stora samhällskostnader. Ur miljöaspekt finns en viss påverkan i tillverkningen av robotar och kameror. Bilddatan kommer i sin tur bidra till viss digitalisering inom sjukvården vilket på sikt kan leda till minskning av olika typer av transport.

Under projektets gång har ingen typ av personliga data behandlats. I videoinspelningarna som analyserats går patienterna inte att identifiera. När bildmaterial från operationer sedan ska dokumenteras är det viktigt att bilderna är avidentifierade och att obehöriga ej kan härleda materialet till patienten. Det är även viktigt att få etiskt samtycke från patienten innan inspelning inleds.

## VI. SLUTSATSER

Inom vården idag finns ett stort behov av att kunna dokumentera pågående kirurgi. För att möjliggöra detta krävs en robotarm som bär upp en kamerahållare med ett antal synkroniserade kameror som återskapar kirurgens synfält i 3D. En genomgående kartläggning av kirurgens rörelsemetodik och interaktionssätt under operation har resulterat i noggrant framtagna rekommenderade kravspecifikationer för en kommande robotarm. Dessa kravspecifikationer anses kunna ge en rimlig bild av vad som kan krävas av en robot utifrån de som finns på marknaden idag.

## VII. EFTERORD

Vi skulle vilja rikta ett stort tack till vår kliniska handledare Phan-Kiet Tran som har följt oss under hela projektets gång med ett brinnande engagemang och givande vägledning. Ett stort tack riktas även till våra tekniska handledare Maj Stenmark och Anders Robertsson. Slutligen vill vi också

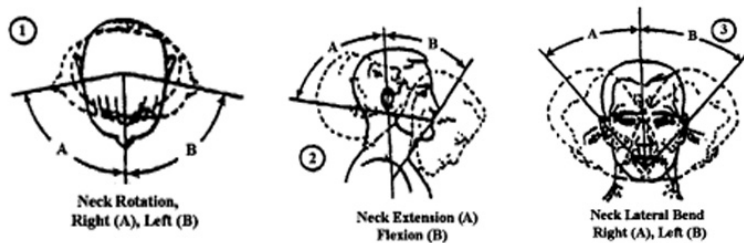
tacka övrig personal på Barnhjärtcentrum, SUS, Lund som tagit emot oss väl och bidragit med värdefulla tankar och konversationer. Gott samarbete har förts under hela projektet och båda författarna har bidragit lika mycket.

## REFERENSER

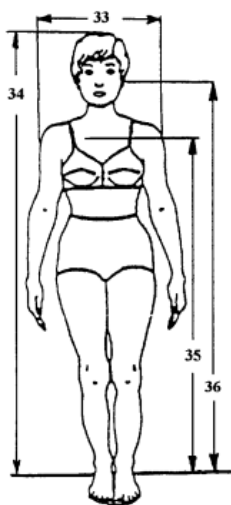
- [1] *Skador i vården - skadepanorama och kostnader för kirurgi*, Landstingens Ömsesidiga Försäkringsbolag, Version 2014-12-16, s. 20-23, [Online] Tillgänglig: <http://lof.se/wp-content/uploads/Skador-i-vaarden-skadepanorama-och-kostnader-foer-kirurgi.pdf>
- [2] J. Falco, J. Marvel, R. Norcross. *Collaborative Robotics: Measuring Blunt Force Impacts on Humans*, National Institute of Standards and Technology (NIST), Gaithersburg, Maryland, s.2
- [3] *Human Factors Design Standard*, Federal Aviation Administration Technical Center, Atlantic City, New Jersey, 2003, s. 14-23 - 14-30
- [4] *Detection of ArUco Markers*, OpenCV: Open Source Computer Vision [Online] Tillgänglig: [https://docs.opencv.org/3.1.0/d5/dae/tutorial\\_aruco\\_detection.html](https://docs.opencv.org/3.1.0/d5/dae/tutorial_aruco_detection.html) [Hämtad: 17 maj 2018]

<sup>3</sup>DOF - Degrees Of Freedom

## BILAGA



Figur 9: Illustration av olika rotationsvinklar för det mänskliga huvudet. Illustrationen är hämtad från databladet [3].



Figur 10: Illustration av en människokropp med olika längdmått utsatta. Illustrationen är hämtad från databladet [3].

Tabell V  
ROTATIONS- OCH LÄNGDDATA [3]

Percentil	5:e	95:e
<b>1. Rotation av nacke</b>		
Åt höger		
Män	73,3 °	99,6 °
Kvinnor	74,9 °	108,8 °
Åt vänster		
Män	74,3 °	99,1 °
Kvinnor	72,2 °	109,0 °
<b>2. Böjning / sträckning av nacke</b>		
Böjning		
Män	34,5 °	71,0 °
Kvinnor	46,0 °	84,4 °
Sträckning		
Män	65,4 °	103,0 °
Kvinnor	64,9 °	103,0 °
<b>3. Böjning av nacke i lateral led</b>		
Lateral höger		
Män	34,9 °	63,5 °
Kvinnor	37,0 °	63,2 °
Lateral vänster		
Män	35,5 °	63,5 °
Kvinnor	29,1 °	77,2 °
<b>34. Vertikalt avstånd från golv till topp av huvud</b>		
Män	160,3 cm	186,7 cm
Kvinnor	158,2 cm	173,7 cm



1 ABB One-Armed YuMi



Figure 1: ABB one-armed YuMi.

**Weight:** 38 kg  
**Payload:** 0.5 kg  
**Maximum TCP velocity:** 1.5 m/s  
**Maximum TCP acceleration:** 11 m/s<sup>2</sup>  
**DOF:** 7  
**Reach:** 559 mm  
**Communication interface:** Externally Guided Motion - Research Interface (EGMRI). (Hopefully, at least original YuMi supports this.) The project group already has competence in using EGMRI for robot control, so the threshold of using this would be significantly lower than other alternatives. Though far from completely open, EGMRI is relatively open as compared to most robot research interfaces. The programmer can send references (position and velocity) as well as torque feedforward to the internal robot controller from a PC at 250 Hz, on joint level. Further, internal control gains can be set through EGMRI.  
**Safety:** The robot is certified as safe, but EGMRI runs on Unofficial RobotWare.  
**Support and availability:** The one-armed version was recently released, and the availability is unknown. The response time when errors in EGMRI are reported is usually within weeks.  
**Price:** The RobotLab bought a dual-arm YuMi for €50,000, and the one-armed version is expected to cost less.

2 FRANKA EMIKA



Figure 2: The FRANKA EMIKA robot.

**Weight:** 25 kg  
**Payload:** 3 kg  
**Maximum TCP velocity:** 2 m/s  
**DOF:** 7  
**Reach:** 855 mm  
**Communication interface:** Done through Ethernet (TCP/IP). Low-level mechatronics control possible. Up to 1 kHz.  
**Safety:** This is a light-weight collaborative robot.  
**Support and availability:** Perhaps not available, and non-commercial use only.  
**Price:** Arm, Control, Desk: €9,900, Research App bundle: €4,100, Total: €14,000.

3 Universal Robots UR3-10

**Weight:** 11-29 kg  
**Payload:** 3-10  
**Maximum TCP velocity:** 1 m/s  
**DOF:** 6



Figure 3: UR3 robot.

**Reach:** 500-1300 mm  
**Safety:** This is a collaborative robot.

4 ABB Gomtec Roberta 1-3

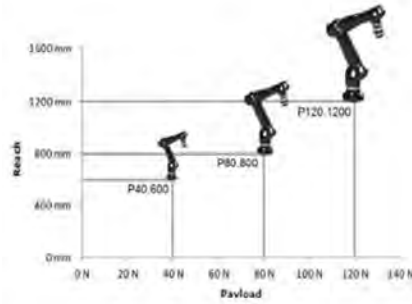


Figure 4: The Roberta robot versions.

**Payload:** 4-12 kg

5 KUKA LBR iiwa 7 R800 / 14 R820



Figure 5: KUKA LBR iiwa.

**Weight:** 22 kg / 30 kg  
**Payload:** 7 kg / 14 kg  
**DOF:** 7  
**Reach:** 800 mm / 820 mm  
**Safety:** This is a collaborative robot.  
**Support and availability:** Likely available. Support from KUKA.  
**Price:** Estimated €50,000

6 Important note on safety

Even though some robot model is marketed as safe, guarantees from the manufacturer are not applicable when running research interfaces, or during robot movement close to a human head, or in medical applications.

# Magnetfältskaraktisering av givare avsedda för magnetomotoriskt ultraljud

Rebecka Lindquist (BME-15), Ulrika Lindqvist (BME-15)

**Sammanfattning**—Användandet av magnetomotoriskt ultraljud för detektion av cancer är ett nytt forskningsområde som förhoppningsvis kan bidra till att utveckla cancersjukvården. Cancer är ett stort problem i dagens samhälle och är något som drabbar många. Bröstcancer och hudcancer är två cancerformer som sprids via lymfsystemet. Spridna cancerceller finns med 99 procents sannolikhet i den första lymfnoden som dränerar tumören, portvaktskörteln. Idag genomgår patienter en operation med lång väntetid och högre stråldoser än nödvändigt för att se om canceren har spridit sig. Vid magnetomotoriskt ultraljud används nanopartiklar som kontrastmedel, istället för radioaktiva isotoper, som fås i rörelse genom användning av magnetfält. Den inducerade rörelsen detekteras därefter via ultraljud och eventuella cancerceller kan då upptäckas. I denna studie har två magnetfältsgivare, en planfältselektromagnet och en roterande permanentmagnet, utvärderats genom uppmätning av deras genererade magnetfält. Undersökningen genomfördes på avdelningen för Biomedicinsk Teknik på Lunds Tekniska Högskola. Fantommätningar genomfördes för båda magnetfältsgivarna. Vidare gjordes noggranna mätningar av magnetfälten i ett område om 30 x 30 mm, ett område som täcker storleken av en lymfnod. Mätvärdena analyserades och för- och nackdelar belystes för respektive magnetfältsgivare. Bilder och grafer av de genererade magnetfälten utvärderades. Den roterande permanentmagneten utsågs till den bäst lämpade för applikationen. Den roterande permanentmagneten hade en bättre utformning för applikationen då den var liten och lätthanterlig. Den hade även ett starkare och mer konstant magnetfält närmast givaren. Fördelarna för den roterande permanentmagneten övervägde de för planfältselektromagneten och därmed ansågs den vara det bättre alternativet för den givna applikationen.

## I. INTRODUKTION

UNDER 2016 rapporterades 64 000 maligna tumörer i Sverige, varav ungefär 9 000 var tumörer funna i bröst och 4 000 malignt melanom, hudtumörer [1]. Cancer är ett stort problem i dagens samhälle och antalet inrapporterade fall ökar varje år. De senaste tjugo åren har förekomsten av hudcancer fördubblats. Bröstcancer har blivit den vanligaste och dödligaste formen av cancer hos kvinnor. Nästan 1400 kvinnor i Sverige dog på grund av maligna tumörer i bröstskörteln år 2016 [2]. År 2011 beräknades det att en av nio kvinnor i Sverige kommer få bröstcancer innan de fyllt 75 år [3].

Cancer uppstår på grund av en mutation som medför att cellerna saknar tillväxthämmande faktorer och därmed växer okontrollerat. När cancercellerna växt och blivit invasiva kan

de ta sig ut i blodbanan och sprida sig till andra delar av kroppen där de kan bilda metastaser, dottertumörer. Hudcancer och bröstcancer är två former av cancer som sprider sig via lymfsystemet. Lymfsystemets uppgift i kroppen är att dränera lymfa, vilket är överflödigt vätska, och sen föra det tillbaka till blodkärlen. Sentinelnoden, eller portvaktskörteln som den också kallas, är den första lymfnoden som dränerar dessa tumörer [4]. Om canceren spridit sig så är sannolikheten att cancerceller finns i denna lymfnod 99 procent.

För att detektera spridda cancerceller i lymfnoder idag så genomgår patienten en operation. Portvaktskörteln letas upp med hjälp av ett radioaktivt markörämne som detekteras med en gammadetektor. Lymfnoden avlägsnas och skickas på vävnadsbiopsi, en så kallad vaktknutsbiopsi. Under tiden som biopsin sker får läkaren vänta på resultatet och patienten ligga kvar öppen på operationsbordet. Vävnadsundersökningen kan ta olika lång tid och skapar en onödig väntetid under operationen. När resultatet kommer kan läkaren fortsätta med operationen, antingen genom att avlägsna fler noder om resultatet var positivt för cancer eller avsluta operationen om det var negativt.

Det radioaktiva ämnet som används som kontrastmedel i denna typ av operation är  $^{99m}\text{Tc}$ -markerad nanokolloid. Det injiceras runt tumören två till tjugofyra timmar innan operationen. Den utsända strålningen upptäcks sedan av en gammakamera i hopp om att lokalisera portvaktskörteln. Gammastrålningen utnyttjas igen under operationen i form av en handhållen gammaprob för att lokalisera noden. Ett blått färgmedel injiceras även kort innan operationen för att visualisera noden under operationen. Både det blåa färgmedlet och det radioaktiva kontrastmedlet riskerar att vandra vidare till intilliggande noder. Det radioaktiva kontrastmedlet utgör en strålningsrisk för både patienten och vårdpersonalen [5].

### A. Nanopartiklar som kontrastmedel

Kontrastmedel används vid bildgivande system för att ge tydligare bilder och det används mycket inom bland annat röntgendiagnostik [6]. Användandet av nanopartiklar som kontrastmedel har ökat drastiskt de senaste åren. Nanopartiklar har som fördel att de är tillräckligt små för att ta sig igenom olika biologiska barriärer och att de lätt kan modifieras så att de binder in till önskad målvävnad. De har flera platser som möjliggör att olika funktionella grupper kan bindas in och göra nanopartikeln multifunktionell [7].

Ett exempel på metallbaserade nanopartiklar som ofta används som kontrastmedel är superparamagnetiska järnoxidnanopartiklar, även kallat SPION. Dessa används som

Inlämnat den 6 juni 2018  
 Emejladress: {mte15r11@student.lu.se, mte15uli@student.lu.se}  
 Teknisk handledare: Tomas Jansson, Medicinsk Teknik, Lunds Universitet  
 Klinisk handledare: Sandra Sjöstrand, Biomedicinsk Teknik, Lunds Tekniska Högskola

kontrastmedel kliniskt idag vid bland annat magnetisk resonanstomografi, MRI [8]. SPIONs är icke toxiska men behöver täckas med biokompatibla material för att hållas stabila i omgivningar rikt på vatten. De beter sig även som paramagnetiska material och påverkas av yttre magnetfält [9].

### B. Magnetomotoriskt ultraljud

Nanopartiklar i sig är för små för att kunna uppfattas med hjälp av enbart vanligt ultraljud, men med hjälp av ett tidsvarierande magnetfält blir detta möjligt. Det tidsvarierande magnetfältet skapar rörelser hos nanopartiklarna, dessa rörelser överförs sedan till den omkringliggande vävnaden. Rörelserna i vävnaden uppfattas och visualiseras med hjälp av ultraljud. Rörelsen som skapas är beroende på magnetfältets styrka samt dess gradient. Rörelsen går att urskilja från resterande vävnadsrörelser då det tidsvarierande magnetfältet beror på den konstanta frekvensen hos signalen. Metoden kallas för magnetomotoriskt ultraljud eller MMUS [10].

MMUS som metod är relativt ny och olika forskningsgrupper har utvärderat metoden. För att visualisera nanopartiklarnas rörelser i ultraljudsbilderna så används en algoritm som utvecklats av Evertsson et al vid Lunds Tekniska Högskola, LTH. Algoritmen grundas på att det är en sinusformad utsignal. Är signalen avvikande från sinusformen så filtreras den utsignalen bort. Fältstyrkan bör därmed variera sinusformat över tid för att skapa en sinusformad rörelse i vävnaden omkring SPIONs. Med sinusformen så har vävnaden även större chans att följa formen och då kan rörelsen i vävnaden identifieras lättare [11].

En möjlig applikation av MMUS är att kunna lokalisera portvaktsskörteln via ultraljud istället för med en gammadetektor under operationen. Den föreslagna metoden är att använda både positronemissionstomografi, PET, och MRI som bildgivande system några dagar innan operation. Detta är för att det ger högsensitiva- och kvantitativa bilder, samt bilder med hög upplösning. Under operationen skall MMUS användas som vägledning för kirurgen för att lokalisera noden. SPIONs används vid MRI och MMUS, och radioaktiva kontrastmedel används vid PET. Det radioaktiva spårämnet kan fästas på samma nanopartikel. Koncentrationen av SPIONs avtar långsammare än radioaktiviteten och därmed kan en radionuklid med kortare halveringstid användas. Detta ger som följd en lägre absorberad stråldos för både patient och personal. Vidare utveckling kan möjliggöra märkning av nanopartiklarna med cancer-specifika markörer, så att den tidigare nämnda vävnadsundersökningen kan förkastas [12].

### C. Magnetfält

Alla magnetfält uppstår av elektriska laddningar i rörelse. Det kan uppstå på olika vis, exempelvis av elektronernas rörelse och spinn kring atomkärnan eller av en ström som går genom en spole [13]. Det finns därmed olika typer av magnetfältsgivare, beroende på vilken sorts magnet som används och dess utformning. Ett exempel är permanentmagneter, alltså magnetiska material som inte förändrar sina magnetiska egenskaper över en längre tid [14]. Ett annat exempel är elektromagneter där elektriska strömmar går genom en

spole kring en järnkärna och skapar ett magnetfält [15]. När elektromagneter drivs finns stora strömmar och på grund av impedansen genereras värme. Denna värmeutveckling finns inte på samma sätt hos permanentmagneter.

Magnetfältets kraft påverkas av dess styrka samt dess gradient. Magnetfältet kan ge upphov till en kraft som beror på denna gradient, se Ekvation (1). Där  $\mathbf{F}$  är kraften på nanopartiklarna i ett magnetfält  $\mathbf{B}_z$ , som är applicerat längs med z-axeln. Resterande variabler är materialparametrar.

$$\mathbf{F} = \frac{\chi V_{np} f_{np}}{\mu_0} \mathbf{B}_z \frac{d\mathbf{B}_z}{dz} \quad (1)$$

För att beskriva magnetfältets styrka så används storheten Tesla eller Gauss. Förhållandet mellan dessa är  $1 : 10^4$ . Dessa storheter beskriver den magnetiska flödestätheten, alltså det magnetiska flödet per areaenhet [13]. Gradienten är en vektor som beskriver förhållandet mellan en funktion och dess olika variabler, där de partiella derivatorna av funktionen är de komponenterna som är i koordinataxlarnas riktning. Det medför därmed att funktionen, alltså magnetfältet, ökar snabbast i samma riktning som gradienten [16].

### D. Magnetfältsgivare

Det finns idag ingen utvärdering av olika magnetfältsgivare och olika givare har använts vid olika MMUS-mätningar. Beroende på applikationen så är olika former av fältet att önska. Utformningen av magnetfältsgivaren avgör magnetfältets utbredning och gradient. Det är därmed svårt att avgöra vilken utformning givaren bör ha för att generera så bra mätningar och så bra användarvänlighet som möjligt vid framtida klinisk applikation.

### E. Tes

För att avgöra vilken utformning magnetfältsgivaren bör ha för att generera så bra mätningar som möjligt vid applikationen av MMUS så behöver magnetfälten från olika givare utvärderas. Fördelar och nackdelar behöver listas och främst så behöver magnetfälten mätas upp. Genom att skapa en bild över hur magnetfälten ser ut och avtar i rymden kan givarna jämföras. Därmed kan förhoppningsvis en givare utses till den bäst utformade för applikationen.

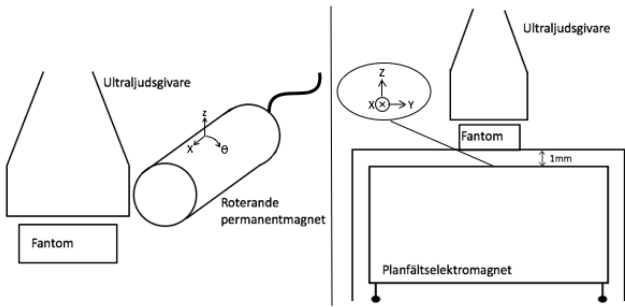
### F. Agenda

Metoden beskriver hur en testmätning genomfördes för att skapa en förståelse av hur MMUS-mätningar utförs och beskriver även de tester som användes för att utvärdera magnetfälten från de olika givarna. En beskrivning av resultaten från mätningarna följer sedan för att lägga en grund för efterföljande diskussion kring resultaten. Diskussionen avhandlar för- och nackdelar med de respektive givarna och även felkällor.

## II. METOD

### A. Fantommätningar

För att skapa en förståelse av hur MMUS-mätningarna är tänkta att utföras så genomfördes två MMUS-mätningar på



Figur 1. En schematisk bild över uppställningen vid MMUS för den rotande permanentmagneten till vänster och för planfältselektromagneten till höger. Se även definierade axlar för respektive fältgivare.

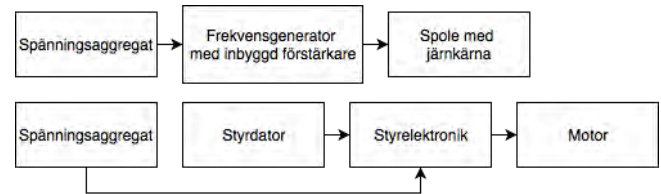
en fantom. Magnetfältsgivaren som användes i den första mätningen var en planfältselektromagnet (Internt konstruerad, LTH). Fantomen placerades över planfältselektromagneten. För att minska mängden störande vibrationer så infördes en millimeters mellanrum mellan fantomen och magnetfältsgivaren, se Figur 1. Planfältselektromagneten kopplades sedan till en frekvensgenerator med inbyggd förstärkare (Internt konstruerad, LTH). Frekvensen sattes till 5 Hz. Denna frekvensgenerator var i sin tur kopplad till ett spänningsaggregat (EA-PSI 8080-60T, EA Elektro-Automatik, Göteborg) se Figur 2. En ultraljudsgivare (Centerfrekvens 21 MHz, VisualSonics VEVO 2100, VisualSonics Inc., Kanada) placerades med kontaktgel på fantomen. Fokuset ställdes in och magnetfältsgivaren sattes på. Fyra sekvenser registrerades med inställningen B-mode och RF, mellan samtliga så förflyttades fantomen och fokus ställdes in på nytt. Vid de två första sekvenserna var spänningen 30 V. Vid den tredje sekvensen ändrades spänningen till 15 V och vid den fjärde ändrades det till 5 V.

En fantommätning gjordes även med den rotande permanentmagneten (Internt konstruerad, LTH). Magneten hölls i handen väldigt nära ultraljudsgivaren, men utan kontakt, se Figur 1. Magneten var kopplad till styrelektronik (Internt konstruerad, LTH). Styrelektroniken var i sin tur kopplad till en dator med ett styrprogram för magneten (Internt konstruerat program, EPOS Studio, LTH) samt till ett spänningsaggregat (Powerbox 3000B, Powerbox, Sverige), se Figur 1. I styrprogrammet ställdes frekvensen in till 150 varv per minut (rpm). Likt mätningen för planfältselektromagneten så placerades en ultraljudsgivare mot fantomen och en sekvens registrerades.

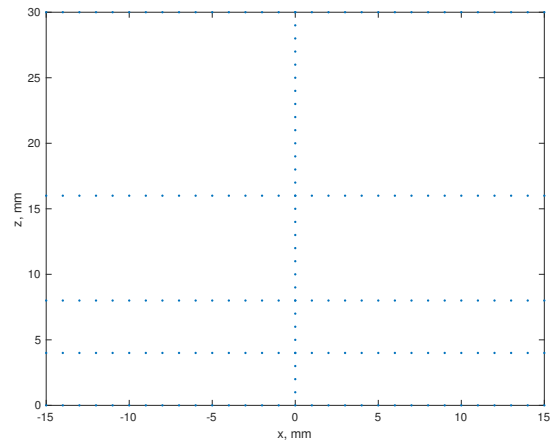
Med hjälp av en algoritm (Internt konstruerad algoritm, MatLab, LTH) i MatLab (MatLab 2016, MathWorks, USA) skapades figurer som visade fäsfördelningen och bilder med en färgskala fördelad över de uppmätta intensiteterna.

### B. Magnetfältsmätning

Den huvudsakliga uppställningen för mätningen med planfältselektromagneten respektive den rotande permanentmagneten var densamma. En prob kopplad till en Gaussmeter (F.W. Bell Model 9200 Gaussmeter, F.W. Bell, USA) placerades lodrätt ut från ett koordinatbord och var kopplad till ett oscilloskop (Tektronix TDS3014, Tektronix, USA). Man



Figur 2. En schematisk bild över uppställningen vid samtliga mätningar. Den övre visar ett blockschema för planfältselektromagneten och den undre visar ett blockschema för den rotande permanentmagneten.



Figur 3. Det uppmätta planet. Varje punkt representerar positionen för ett mätvärde och i denna figur kan samtliga mätpunkter visualiseras.

kan inte enbart mäta med en Gaussmeter då den mäter DC-spänning, vilket det inte var. Därmed användes oscilloskopet för att mäta amplituden via en separat utgång på gaussmetern, och därefter omvandla denna till Gauss.

Likt uppställningen vid fantommätningen så var den rotande permanentmagnetens motor kopplad till styrelektronik som kopplades till en styrdator. Styrdatorn styrde antalet rotationer per minut. Till styrelektroniken kopplades även ett spänningsaggregat, se Figur 2.

Magnetfältsgivaren motproberades. Linjaler och vattenpass användes. Startpunkten definierades på ytan vid mitten av magnetfältet, se definierade koordinataxlar i Figur 1. Proben förflyttades en millimeter åt gången i respektive riktningar. Linjeringen kontrollerades genom att mäta upp maxfältet i både x- och y-led. Eventuell justering genomfördes sedan för att starta i maxfältet.

Trettio punkter mättes med en millimeters mellanrum i vertikal riktning, z-led, från definierat origo. Om inte det verkliga centrumet identifierades så förflyttades proben till det verkliga centrumet och en ny mätning i z-led genomfördes. Området blev ett plan på tre gånger tre centimeter för att med säkerhet kunna täcka in en eventuell lymfnod. Femton punkter åt vardera kortsida ut från origo mättes, totalt trettio i sidled. Detta genomfördes sedan på 4 millimeters, 8 millimeters, 16 millimeters samt 30 millimeters höjd från definierat origo, se Figur 3. Mätvärdena plottades därefter i Excel (Excel, Microsoft, USA).

Vid behov ändrades range-inställningen på Gaussmätaren från 20 kilo Gauss till 2 kilo Gauss. Spänningsamplituden konverterades till Gauss genom att dividera med 100 vid range 20 kilo-Gauss och 1000 vid range 2 kilo-Gauss. Denna omvandling bestämdes genom mätningar av ett magnetfält från en permanentmagnet med en Gaussmeter där spänningen multiplicerades med en skalfaktor. Mätningarna jämfördes med den uppmätta amplituden från oscilloskopet för en rimlighetskontroll.

För båda mätningarna sparades även en vågform från oscilloskopet på ett USB. Formen på vågen påverkar hur partiklarna i vävnaden förflyttar sig över tid.

### C. Planfältselektromagnet

Först markerades mitten på magneten för att skapa en referens. Amplituden mättes via inställningen cursor och inte via measure på oscilloskopet, detta då en tydlig definition av measure inte kunde hittas och för att vågformen inte var harmonisk. För att mäta ett så exakt värde på amplituden genom samtliga mätningar användes därför cursor.

Sju mätningar gjordes med fem millimeters mellanrum i definierad y-riktning med utgångspunkt i origo. Detta gjordes för att säkerställa att magnetfältet var homogent i denna riktning och därmed försumbar.

Temperaturen mättes efter samtliga mätningar vid varje höjdplan, då ökande temperatur påverkar impedansen i spolen. För att förhindra att värme genereras och påverka mätningarna så var signalen till magnetfältsgivaren endast på under mätningarna. Temperaturen mättes med en IR-temperaturmätare (Fluke 561, USA). Temperaturen mättes med inställningen high emissivitet för att få en korrekt mätning med avseende på materialet.

### D. Roterande permanentmagnet

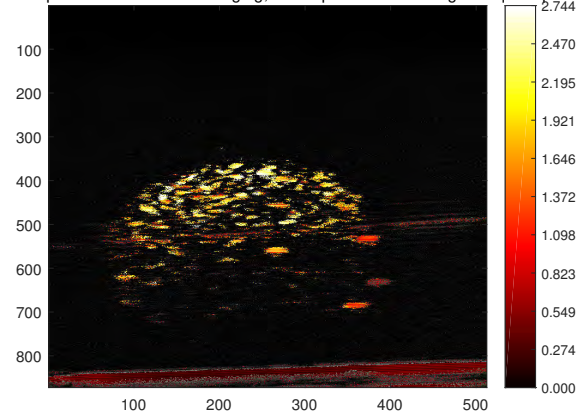
Antalet varv per minut ställdes in till 300 rpm för att vara jämförbar med planfältselektromagnetens mätningar genomfördes med frekvensen 5 Hz. Dock var hastigheten inte exakt 300 rpm då det bildades ett magnetfält i höljet runt permanentmagnetens som medförde en motkraft. Det blev därmed svårare för magneten att rotera. Styrprogrammet försökte i största mån motverka denna effekt och hålla hastigheten relativt konstant kring  $300 \text{ rpm} \pm 3 \text{ rpm}$ .

Den roterande magneten motsvarar en punkt med en konstant magnetflödesvektor. Detta innebär att samma plan kunde mätas som för planfältsmagnetens, se Figur 3.

Amplituden mättes med measure-funktionen på oscilloskopet med inställningen amplitude. Detta till skillnad från mätningarna på planfältselektromagnetens då den var en ren sinus-signal. Eftersom mätvärdet mätt med cursor-funktionen var mycket likt det värde som uppmättes med amplitude så valdes amplitude.

I magneten sker en riktningsändring två gånger per period. Detta sker till följd av att fältet är beroende på dess riktning och dess derivata, vilka varierar på grund av rotationen. På grund av denna riktningsändring gjorde två mätningar på en punkt. Först mättes magnetfältet med 150 rpm och därefter mättes det med 300 rpm.

indra\Documents\MATLAB\Kandidat018-02-23-13-37-42\_2018-02-23-13-22-27\_1Matri  
cked and phase-discriminative imaging, i.e. displacement with right freq and phase col



Figur 4. En ultraljudsbild över fantomen med planfältselektromagnet. Färgskalan representerar intensitet. Spänningen under denna mätning var 30 V.

Temperaturen mättes under dessa mätningar men mer sporadiskt. Den roterande permanentmagnetens har inte samma typ av värmeutveckling, vilket kontrollerades med temperaturmätning. Även under denna mätning användes en IR-temperaturmätare med inställningen high emissivitet.

## III. RESULTAT

### A. Fantommätning

Vid användning av planfältselektromagnetens genererades fyra ultraljudsbilder på fantomen. De visade liknande resultat men med olika intensiteter. Se Figur 4, som ansågs vara den tydligaste bilden med minst antal artefakter. En del artefakter uppkom då luftbubblor skapades i kontaktgelen mellan fantomen och ultraljudsproben till följd av förflyttningen mellan varje bild. De ljusaste områdena i Figur 4 är de som förflyttade sig mest. En artefakt kan ses som ett linjärt streck över bilden.

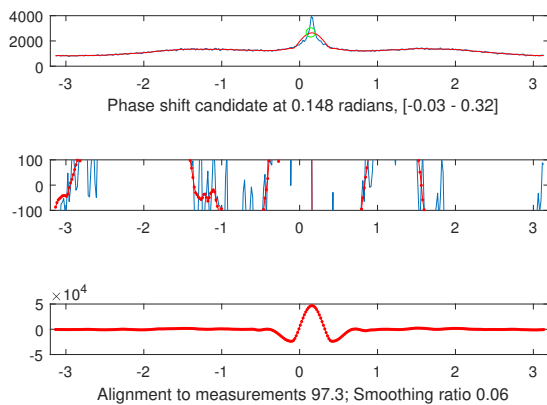
Vid ändrad spänning över magneten förändrades fasfördelningen. Fasfördelningen visualiserades i MatLab enligt Figur 5. Vid högre spänning, vilket ger starkare fältstyrka, så gavs en smalare topp i fasfördelningen.

Vidare registrerades en sekvens med den roterande permanentmagnetens, se Figur 6.

### B. Magnetfältskaraktisering

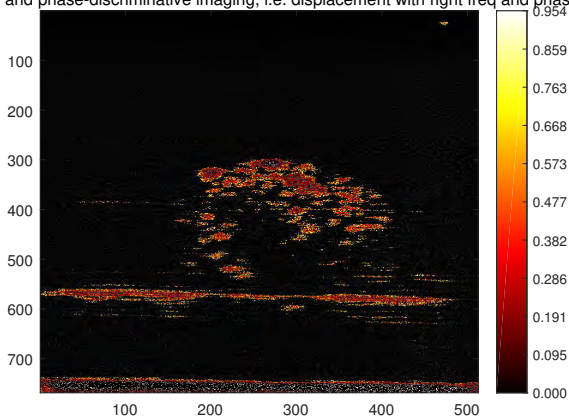
De uppmätta värdena för planfältselektromagnetens visualiserades i en tredimensionell färgad ytgraf, där ytan färgades proportionellt mot respektive ytas höjd, som kan ses i Figur 7. Två av de uppmätta punkterna avvek tydligt från de resterande mätvärdena. För att skapa en tydligare bild av hur det uppmätta fältet är utformat där mätningar inte genomfördes så interpolerades mätpunkterna, exklusive de två avvikande mätningarna. Som kan noteras i Figur 7 så är fältet stort precis intill givaren, sedan avtar fältet snabbt. Fältet har även en avvikande form, likt två toppar, närmast givaren.

De uppmätta punkterna som gjordes för att verifiera att fältet var homogent i definierad y-riktning har inte inkluderats i



Figur 5. Fäsfördelning vid 5 Hz, samt första och andra derivatan.

Documents\MATLAB\Kandidat2018\snurr2\018-05-08-15-33-01\_2018-05-08-15-28-42\_ cked and phase-discriminative imaging, i.e. displacement with right freq and phase col



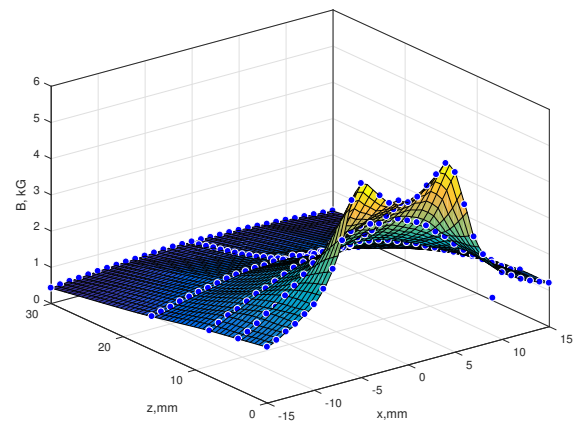
Figur 6. En ultraljudsbild över fantomen med roterande permanentmagneten. Färgskalan representerar intensitet. Rotationshastigheten under denna mätning var 150 rpm.

visualiseringen, detta då y-riktningen antogs vara försumbar på grund av dess konstruktion.

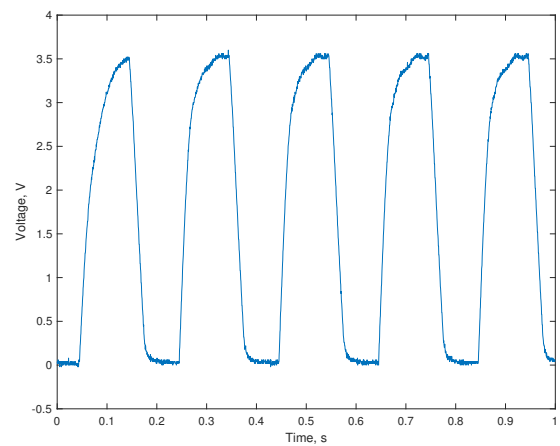
Vågformen för hur spänningen varierar över tiden som sparades från oscilloskopet kan ses i Figur 8. Som kan noteras följer funktionen en RC-kurva. En RC-kurva är en resistor-kondensator kurva och kan igenkännas av dess flankfyllda fyrkantsaktiga våg.

De uppmätta värdena för den roterande permanentmagneten visualiserades också i en tredimensionell färgad ytgraf, som kan ses i Figur 9. Värdena interpolerades även här för att skapa grafen. Som kan noteras i Figur 9 så är fältet stort precis intill givaren, sedan avtar fältet snabbt. Det kan även noteras att centrum inte lokaliserats korrekt, utan centrumet var förskjutet, som kan ses i Figur 9. En ytterligare mätning genomfördes då i det verkliga centrumet, då i z-led, 28 punkter med 1 mm mellanrum. Som även kan ses i Figur 9 så är fältet konstant i x-led och avtar först efter några millimeters förflyttning.

Inga mätningar gjordes i  $\theta$ -riktning då denna kunde



Figur 7. De uppmätta värdena tillsammans med den interpolerade ytan för planfältselektromagneten.



Figur 8. Vågformen för hur spänningen varierade med tiden vid användning av planfältselektromagneten.

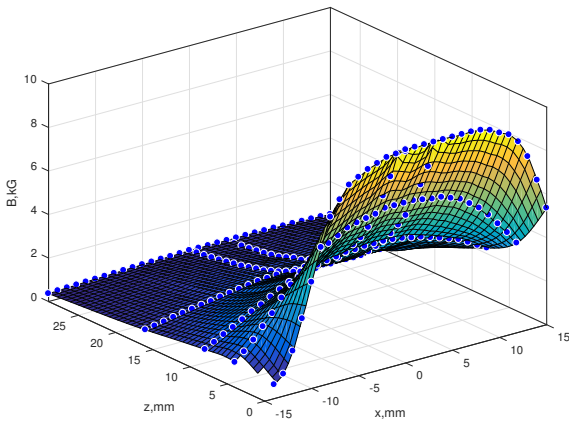
försummas på grund av magnetgivarens uppbyggnad med dess magnetflödesvektor.

Från oscilloskopet sparades en vågform för hur spänningen varierade som en funktion över tiden, se Figur 10. Som kan noteras följde funktionen en sinuskurva.

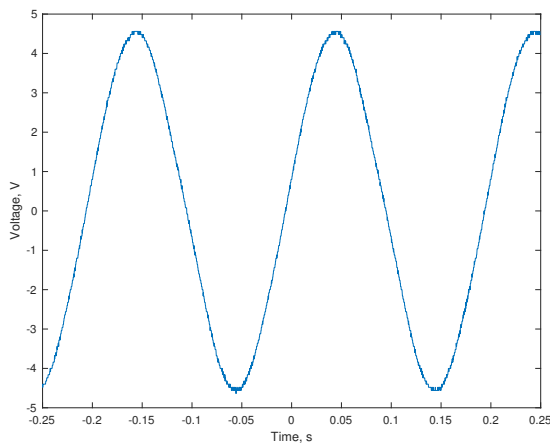
Amplituden kontrollerades och var densamma vid 300 rpm, se Figur 10, som vid 150 rpm, se Figur 11. Spänningsamplituden, som motsvarar fältstyrkan, påverkades inte av en snabbare rotation.

#### IV. DISKUSSION

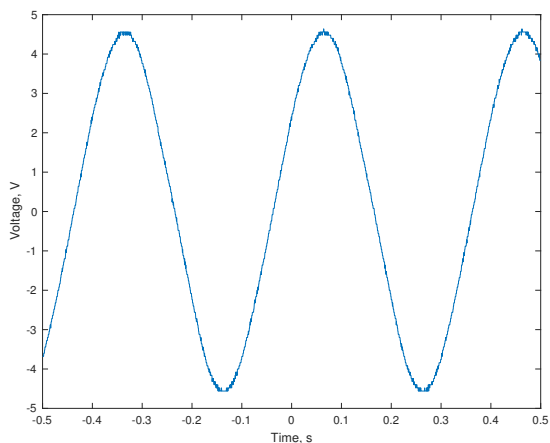
Det som är av intresse är de respektive fördelarna och nackdelarna med de olika magnetfältsgivarna med avseende på applikationen, som är lymfnodsundersökning. En lymfnodsundersökning är en undersökning där lymfnoderna kontrolleras efter cancerceller. Det är intressant att se vilken som ger starkast fält, har störst gradient och även utformningen av själva givaren och dess fält.



Figur 9. De uppmätta värdena tillsammans med den interpolerade ytan för den roterande permanentmagneten.



Figur 10. Vågformen för hur spänningen varierade över tid för den roterande permanentmagneten vid 300 rpm.



Figur 11. Vågformen för hur spänningen varierade över tid för den roterande permanentmagneten vid 150 rpm.

Den roterande permanentmagneten har ett högre maximalt värde men fältstyrkan avtar dock snabbare än för planfältselektromagneten. Det kunde även konstateras att fältets styrka för den roterande permanentmagneten var mer konstant närmast givaren än planfältselektromagneten. Det är en fördel att fältet inte avtar lika drastiskt med höjden för planfältselektromagneten. Detta är för att förändring av avståndet mellan SPION och givaren inte ska medföra en drastisk minskning av magnetfältstyrkan och påverka mätningen. Formen på fältet är dock inte lika konstant och det kan ses som en nackdel då det kan påverka vävnaden olika beroende på magnetens position. De avvikande topparna som uppkom närmast givaren uppkommer inte om bildplanet läggs på ett korrekt sätt. Vid applikationen läggs bildplanet vinkelrätt mot magnetfältsgivaren. Under mätningarna placerades inte mätutrustningen vinkelrätt mot bildplanet och därmed uppkom topparna. Det är även en fördel med ett så starkt fält som möjligt vilket planfältselektromagneten ger i jämförelse med den roterande permanentmagneten. Fördelen är att partiklarna påverkas då av en starkare kraft, se Ekvation (1), vilket ger högre intensitet i ultraljudsbilderna.

En annan aspekt att ta hänsyn till är utformningen av magnetfältsgivaren. Den roterande permanentmagneten är bättre utformad för applikationen eftersom man lätt kan hålla den i handen. Man placerar den även på samma sida som ultraljudsgivaren vid en undersökning, till skillnad från planfältselektromagneten som skulle placeras under patienten. Planfältselektromagneten är dessutom stor, tung och svårhanterlig där den till följd av detta blir svårare att använda. Den roterande permanentmagneten är däremot lätt, mindre och lättare att hantera. En nackdel är dock att den måste placeras relativt nära patienten. Detta beror på att den har starkast fält närmast givaren och att fältet avtar snabbare med ökande avstånd än planfältselektromagneten.

Vidare så skiljer det sig mellan magnetfältsgivarna med avseende på värmeutveckling. Planfältselektromagneten hade en tydlig värmeutveckling på cirka fem grader Celsius. Signalen var endast på ett par sekunder per mätning och ändå uppstod en tydlig temperaturökning under den tid som mätningarna genomfördes. Den roterande permanentmagneten hade ingen märkbar värmeutveckling under mätningarna vilket är till fördel, då den verkar mer konstant oberoende av tiden som den används.

Fantommätningarna som genomfördes visade tydligt att både planfältselektromagneten och den roterande permanentmagneten fungerar väl som fältgivare. Det förekom artefakter i bilderna, men de påverkade inte mätningarna. Mätningarna genomfördes främst för att skapa en bild över applikationen. En skillnad mellan de två fantommätningarna var att magnetfältsgivarna var på olika avstånd från fantomen. Planfältselektromagneten placerades på ungefär en millimeters avstånd medan den roterande permanentmagneten placerades ungefär fem centimeter från fantomen.

Det var skillnaden i vågformernas utseende som gjorde det möjligt att byta metod för att mäta amplituden mellan mätningarna för planfältselektromagneten och den roterande permanentmagneten. Measure fungerade då det var en sinusformad våg som vid den roterande permanentmagneten,

då det blir lättare för systemet att behandla signalen. Detta kontrollerades även genom att mäta med cursor först och jämföra med värdet från measure, vilka skiljde sig försumbart. Då signalen från planfältselektromagneten var RC-formad och även brusigare vid kurvtoppen så var measure inte ett fungerande alternativ och därmed valdes cursor.

Baserat på de plottade mätvärdena från den roterande permanentmagneten så drogs slutsatsen att det exakta centrumet inte lokaliserats. Det påverkade ej något då det fortfarande gick att se hur fältet avtog, i båda riktningarna i x-led, från origo. Fältet avtog till mindre än hälften av amplituden åt båda riktningarna och den huvudsakliga formen på fältet kunde visualiseras. Centrumet var egentligen 4 millimeter förskjutet från det verkliga origot. Det var svårt att identifiera centrumet från början då det var ett så stort område som var konstant samma värde. Med samtliga mätningarna så kunde centrum lokaliserats.

Den sista punkten i z-led mättes ej vid förbestämd höjd då det inte gick att förflytta Gaussmetern mer på grund av koordinatbordets utformning. Detta medförde dock inte några märkbara följder. Fältets utseende gick att uppskatta med de punkter som mätts. Det blev inte en exakt motsvarande avbildning för planfältselektromagneten och den roterande permanentmagneten, men tillräckligt likvärdiga mätningar för att kunna jämföra de båda.

Det kan tydligt ses i resultatet att den roterande permanentmagneten ger en fördelaktigare vågform över tiden i jämförelse med planfältselektromagneten. Planfältselektromagneten ger en RC-formad kurva, så vävnaden kan inte följa rörelsen lika väl. Dock så skapar den RC-formade tidsvariationen av fältstyrkan en sinus-form i vävnaden även om rörelsen inte blir lika väl definierad.

Vid användning av den roterande permanentmagneten kommer kraften på partikeln medföra att den kommer förflyttas i en cirkel. Dock är främst rörelsen i den lodräta riktningen av intresse, då det blir bäst upplösning i det ledet vid användning av ultraljud. Det finns även rörelse i sidled, men den rörelsen är inte lika högupplöst och mätningen i det ledet är därmed inte lika intressant.

Vid mätningen kontrollerades det att planfältselektromagneten var homogen längs med symmetriaxeln, y-led. Detta gjordes för att kunna försumma denna riktning. Det var tydligt att fältet var homogent i den riktning då mätvärdena var konstanta, speciellt då värdena jämfördes med förflyttning i x-led och i z-led. För den roterande permanentmagneten försummas  $\theta$ -riktningen. Magnetgivarens utformning och konstruktion gjorde detta möjligt.

#### A. Etik och hållbarhet

Två viktiga aspekter att belysa är etik och hållbarhet. Applikationen för detta arbete är något som berör många och kan vidareutveckla sjukvården för cancersjuka. Med hjälp av en MMUS-undersökning under en lymfnodsoperation kan operationstiden förkortas samt mängden strålning som patienten exponeras för minimeras. Detta är etiskt motiverat om man jämför med dagens metod. Stora delar av den utrustning

som behövs för denna metod finns redan på sjukhus och därmed behövs inte ny utrustning införskaffas. Vidare kan det diskuteras huruvida SPIONs är hållbara [17]. Det har diskuterats av diverse forskare hur materialet ska hanteras efter användning, vilket även blir en etisk frågeställning. SPIONs används redan som kontrastmedel vid användning av MRI. En bedömning om huruvida användandet kan motiveras vid även MMUS-undersökning kan behövas genomföras vid framtida utveckling av metoden.

#### V. SLUTSATSER

Både planfältselektromagneten och den roterande permanentmagneten fungerar väl vid MMUS-mätningar. De båda magnetfältsgivarna skiljer sig från varandra med avseende på givarnas utformning, fältens utseende och styrka. Efter jämförelse av de olika fördelarna och nackdelarna så anses den roterande permanentmagneten inneha flest egenskaper som uppfyller kraven för en optimal givare. För vidare utvärdering och utveckling av metoden vid den definierade applikationen så rekommenderas därmed den roterande permanentmagneten.

#### VI. EFTERORD

Ett stort tack riktas till Sandra Sjöstrand, doktorand på Biomedicinsk Teknik, Lunds Tekniska Högskola. Vi vill tacka för all hjälp med mätningar och handledning vi fått under arbetets gång. Ett stort tack riktas även till Tomas Jansson på Medicinsk teknik i Lund för all hjälp. Vi vill även tacka alla på Biomedicinsk Teknik som varit inblandade i vårt arbete. Artikelförfattarna har samarbetat och genomfört arbetet och rapportskrivningen tillsammans.

#### REFERENSER

- [1] Socialstyrelsen, "Statistikdatabas för cancer", URL: <http://www.socialstyrelsen.se/statistik/statistikdatabas/cancer> 2018-03-26
- [2] Socialstyrelsen, "Statistikdatabas för dödsorsaker", URL: <http://www.socialstyrelsen.se/statistik/statistikdatabas/dodsorsaker> 2018-03-26
- [3] Socialstyrelsen med Cancerfonden, "Cancer i siffror 2013", URL: <http://www.socialstyrelsen.se/Lists/Artikelkatalog/Attachments/19108/2013-6-5.pdf> 2018-03-26
- [4] Santambrogio, L n.d., Immunology Of The Lymphatic System, n.p.: 8210 Aarhus, V-DK, Denmark : Springer, ePublications, EBSCOhost, viewed 3 May 2018.
- [5] Somasundaram, S.K., D.W. Chicken, and M.R. Keshtgar, Detection of the sentinel lymph node in breast cancer. *Br Med Bull*, 2007. 84: p. 117-31.
- [6] Nationalencyklopedin, "Kontrastmedel", URL: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l/unhbox/voidb@x\bgroup\let\unhbox\voidb@x\setbox\@tempboxa\hbox{a\global\mathchardef\accent@spacefactor\spacefactor}\accent23a\egroup\spacefactor\accent@spacefactorng/kontrastmedel> 2018-03-26
- [7] Minchin, R.F. and D.J. Martin, Nanoparticles for molecular imaging—an overview. *Endocrinology*, 2010. 151(2): p. 474-81.
- [8] Bao, G., S. Mitragotri, and S. Tong, Multifunctional nanoparticles for drug delivery and molecular imaging. *Annu Rev Biomed Eng*, 2013. 15: p. 253-82.
- [9] Mariappan, L., et al., Magneto acoustic tomography with short pulsed magnetic field for in-vivo imaging of magnetic iron oxide nanoparticles. *Nanomedicine*, 2015.
- [10] Mehrmohammadi, M., et al., Pulsed Magneto-motive Ultrasound Imaging Using Ultrasmall Magnetic Nanoprobes. *Molecular Imaging*, 2011. 10(2): p. 102-110.
- [11] Evertsson, M., Development of Magnetomotive Ultrasound Imaging. Lund Univeristy, 2016.

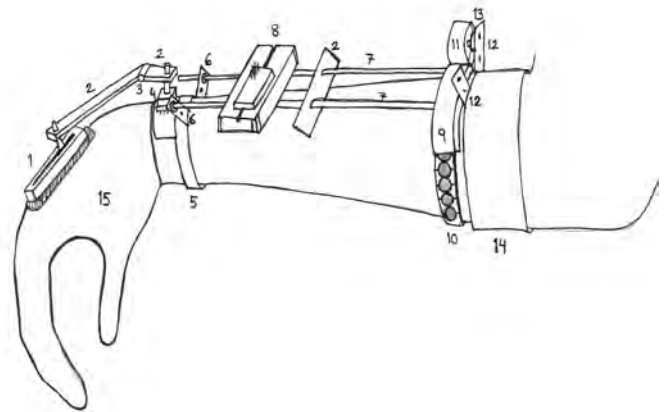


- [12] Chen, T.J., et al., Targeted Herceptin-dextran iron oxide nanoparticles for noninvasive imaging of HER2/neu receptors using MRI. *J Biol Inorg Chem*, 2009. 14(2): p. 253-60.
- [13] Nationalencyklopedin ,”Magnetism”, URL: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l/unhbox/voidb@x\bgroup\let\unhbox\voidb@x\setbox\@tempboxa\hbox{a\global\mathchardef\accent@spacefactor\spacefactor}\accent23a\egroup\spacefactor\accent@spacefactor/magnetism#magnetism-magnetiska-storheter-och-enheter> 2018-04-14
- [14] Nationalencyklopedin ,”Magnetism”, URL: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l/unhbox/voidb@x\bgroup\let\unhbox\voidb@x\setbox\@tempboxa\hbox{a\global\mathchardef\accent@spacefactor\spacefactor}\accent23a\egroup\spacefactor\accent@spacefactor/permanentmagnet> 2018-04-14
- [15] Nationalencyklopedin ,”Elektromagnetism”, URL: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l/unhbox/voidb@x\bgroup\let\unhbox\voidb@x\setbox\@tempboxa\hbox{a\global\mathchardef\accent@spacefactor\spacefactor}\accent23a\egroup\spacefactor\accent@spacefactor/elektromagnetism> 2018-04-14
- [16] Nationalencyklopedin ,”Gradient”, URL: <https://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/l/unhbox/voidb@x\bgroup\let\unhbox\voidb@x\setbox\@tempboxa\hbox{a\global\mathchardef\accent@spacefactor\spacefactor}\accent23a\egroup\spacefactor\accent@spacefactor/gradient> 2018-04-14
- [17] Qiao R, Yang C, Gao M. Superparamagnetic iron oxide nanoparticles: from preparations to in vivo MRI applications, *J. Mater. Chem.*, 19, 6274–6293, 2009.

# Mäthandske för uppskattning av handledsrörelse i vardagen som grund för handprotesutveckling

Molly Lilljebjörn Rusk (BME-14), Emil Harvig (BME-14)

**Sammanfattning**—Handproteser som ordineras till patienter idag är begränsade i sin handledsfunktion och möjliggör inte rörelser som motsvarar de hos en frisk hand. För patienter som är i behov av en handprotes medför detta problem i form av belastningsskador och obehag i vardagen. För att göra framtida handproteser bättre för dessa patienter krävs bakgrundsinformation om hur en frisk handled rör sig. Denna information skulle kunna samlas in med en mäthandske som mäter de tre leden handledsrotation, böjning/sträckning samt ulnar och radial skiftning. Rapporten beskriver hur en sådan mäthandske har konstruerats samt utvärderar dess funktion. Prototypen kunde i alla tre möjliga riktningar ge ett mätvärde på handledsrörelse som krävs i vardagen. Dock fanns vissa begränsningar gällande noggrannhet och praktiska aspekter. I rörelsen pronation/supination var det dels svårt att mäta båda rotationshållen i samma testomgång och dels begränsades rörelsen när armen var böjd. Den enda mätningen som inte var begränsad av mäthandsken var ulnar och radial skiftning. Undersökningen gjordes på avdelningen för Biomedicinsk teknik på Lunds Tekniska Högskola. Mäthandsken ger i vissa fall en bra indikation på hur en frisk hand rör sig i de olika rörelseleden, men förbättringar krävs för att erhålla information som kan ligga till grund för en handprotesutveckling som minskar de nämnda problemen för patienter som använder protesen.



Figur 1. Slutgiltig skiss över mäthandsken

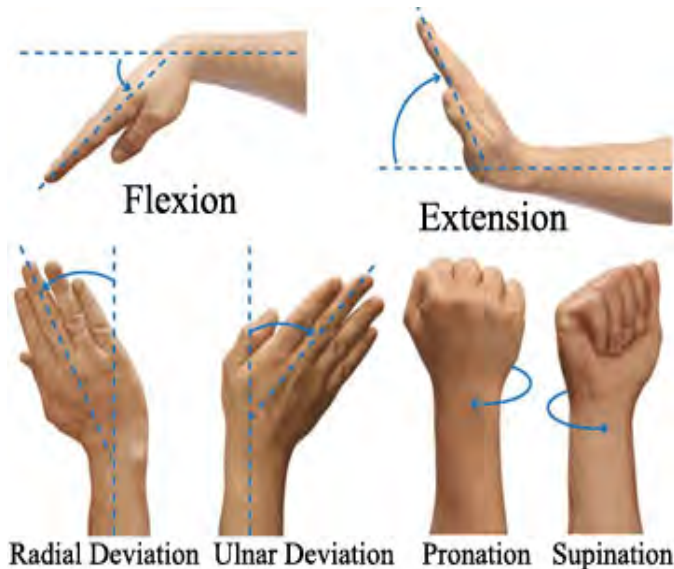
## I. INTRODUKTION

**F**ÖR de patienter som idag saknar en hand eller arm och är i behov av en handprotes är det vanligt att man får belastningsskador till följd av att de proteser som är vanligast ordinerade idag inte har tillräcklig mobilitet [1] [2]. Dels kompenserar patienten ofta genom att låta sin friska hand överta majoriteten av patientens vardagssysslor, och dels kompenserar kroppen vid användning av handprotesen genom att överbelasta de friska delarna av arm- och axelpartiet för att uppnå en viss rörelse. Det är även vanligt att patienter som saknar en hand helt undviker att använda proteser, eller använder protesen endast vid specifika tillfällen såsom utövande av sport. Detta eftersom att användandet av en handprotes medför mer problematik än nytta. Det är därför vanligt att patienter vid en viss ålder tvingas använda en protes till följd av att de belastningsskador som uppstått ger för stora förslitningsskador på de kompenserande kroppsdelarna. Trots att alla proteser som idag finns individanpassas gällande längd och storlek på protesen, samt efter de aktiviteter patienten vill kunna utföra, finns ingen handprotes som eliminerar dessa besvär [3].

Ytterligare ett problem med handledsdelarna i de handproteser som är vanligast brukade i Stockholmsregionen är att det, enligt Erika Stawström som är legitimerad ortopedingenjör på Aktiv Ortopedteknik, är ovanligt att ha funktionella handleder som kan röra sig. Istället används handleden oftast för att koppla samman hand- och armdelen till en individanpassad protes. Vissa handleder kan rotera eller böjas, men även denna funktion är begränsad då det i de flesta fall inte rör sig om myoelektriska proteser, utan statiska där patienten själv manuellt får vrida eller böja handen med sin friska hand. Förutom att det är besvärligt för patienten och begränsar antalet aktiviteter som kan utföras, kräver det även att patienten har en frisk hand att kunna utföra denna uppgift med [3].

Genom att förbättra framtidens handledsdel av handprotesen är förhoppningen att andelen belastningsskador minskar och att patienter får bättre förutsättningar att kunna röra sin ersättningshand på samma sätt som om de hade haft en frisk hand.

För att kunna underlätta den individuella anpassningen av handproteser för patienter som vill ha nytta av en protes i sin vardag behövs kunskap om hur en frisk handled rör sig i vardagliga sysslor [6]. En konstruktion som kan mäta handledsrörelsen i alla handledens möjliga rörelseled skulle kunna användas för att samla in generell information om handleder och ha som underlag för handledsutveckling i



Figur 2. Handledens olika rörelseled [9].

handproteser. Den skulle även kunna användas av enskilda patienter som fortfarande har en frisk hand för att kunna implementera patientens egna rörelser på den tilldelade handprotesen. Sammanfattningsvis skulle förutsättningarna för patienters bekvämlighet i vardagen öka med tillgång till en sådan här mäthandske.

De rörelser som skulle behöva mätas är flexion/extension, radial- och ulnar skiftning samt pronation/supination. Flexion/extension är rörelsen då handen böjs nedåt mot handleden respektive sträcks uppåt. Ulnar skiftning är när handen böjs mot den sidan av armen armbågsbenet sitter på, dvs. samma sida som lillfingret sitter på. Radial skiftning i sin tur är då handen böjs mot strålbenssidan av armen, dvs. åt samma sida som tummen sitter på. Pronation och supination är de respektive hållen som handleden kan rotera i. Pronation syftar på handledsrotationen då handflatan pekar nedåt och supination är då handleden roteras så att handflatan pekar uppåt.

För att få en uppfattning av vad som redan gjorts inom området gjordes först en litteraturstudie där det bland annat hittades en hel del underlag kring det område som skulle undersökas, inklusive de specifika vardagssysslorna som kan testas. I artikeln 'Functional ranges of motion of the wrist joint' nämns en sådan mäthandske med angivna resultat i form av vinkelintervall som krävs för vardagssysslorna [4]. Mäthandskens konstruktion innefattade dock inte rörelsen i rotationsled, dvs. pronation/supination, vilket krävs för att ge en fullständig bild av handledens möjliga rörelser.

Denna artikel är skriven för att ge en bild av hur en mäthandske som kan mäta alla tre nämnda rörelseled skulle kunna se ut med tillvägagångssätt av hur man bygger en prototyp, samt redovisade resultat av hur väl den fungerar. Dessa resultat diskuteras sedan för att konstatera om handsken

fungerade tillräckligt väl för att kunna användas som grund för handprotesutveckling. Även möjliga förbättringar diskuteras.

## II. MATERIAL

De essentiella komponenter som användes till att göra mäthandsken visas i Figur 1. De listade komponenterna är:

- 1) Skjutpotentiometer: 10k $\Omega$  ; 45 mm spel
- 2) Plexiglasskivor:
  - 20 x 20 mm
  - 20 x 70 mm
  - 20 x 90 mm
- 3) Gångjärn, 20 x 25 mm
- 4) Vridpotentiometer 10k $\Omega$  (PCB); 270° rotation
- 5) Kardborreband
- 6) Vinkeljärn, 10 x 25 mm
- 7) Gångstång, M3
- 8) Arduino Micro mikrostyrenhetskort (10-bitar).
- 9) Cylindersegment av gummi
- 10) Hjulräls
- 11) Hjul, radie 30 mm
- 12) Vinkeljärn, 20 x 50 mm
- 13) Trimpotentiometer (PT-10); 10k $\Omega$  ; 270° rotation
- 14) Kardborreband
- 15) Handske

## III. METOD

### A. Konstruktion av prototypen till mäthandsken

En första skiss ritades över den tänkta mäthandsken och denna diskuterades med Christian Antfolk för att hitta möjliga förbättringar. Efter att ha tillämpat alla förändringar som bestämts på en ny skiss Figur 1 så inhandlades diverse komponenter som behövdes till prototypen. Utöver de tre potentiometrar som användes samt Arduino mikrostyrenhetskort införskaffades allt material från diverse butiker. Flera av komponenterna har alltså inte anpassats för att passa mäthandskens utformning, utan mäthandsken har utformats med hänsyn till de komponenter som funnits tillgängliga.

Först bestämdes var på handen skjutpotentiometern skulle fästas. Enligt artikeln 'Functional ranges of motion of wrist joint' skulle den fästas längs med det tredje metakarpalbenet, dvs. benet som går från långfingrets knoge mot handleden, eftersom att handen böjs i linje med detta ben [4]. Det bestämdes även att vridpotentiometern som skulle fästas ovanpå handleden skulle sitta i linje med det tredje metakarpalbenet samt i linje med den distala delen av armbågsbenet. Denna punkt bestämdes eftersom att rotationen kunde observeras till att härstamma från denna punkt vid ulnar och radial skiftning. Skjutpotentiometern mätte flexion/extension och vridpotentiometern mätte radial- och ulnar skiftning.

Det bestämdes att trimpotentiometern uppe vid armbågen skulle sitta på ovansidan av underarmen och tillräckligt långt upp för att denna del av armen inte skulle rotera vid en

handledsrotation. Denna punkt användes för att kunna mäta en relativ rörelse mellan en stationär punkt och handledsrotationen. Vid pronation/supination gav handledens rotation upphov till en rotation av gummisegmentet eftersom att segmentet var fäst via gängstänger till handskens fäste kring handleden och då följde handledens rörelse. Till följd av friktion mellan hjulet och gummisegmentet följde hjulet, fäst i trimpotentiometern, gummisegmentets förflyttning och roterade runt sin egen axel. Trimpotentiometern registrerade då segmentets förflyttning och därmed rörelsen pronation/supination.

Eftersom handskens främsta funktion var att samla in mätdata kring vilka rörelser som krävs för att kunna utföra vardagssysslor av en patient som saknar en av sina friska händer bestämdes det att endast det maximala vinkelintervallet i varje rörelse var relevant.

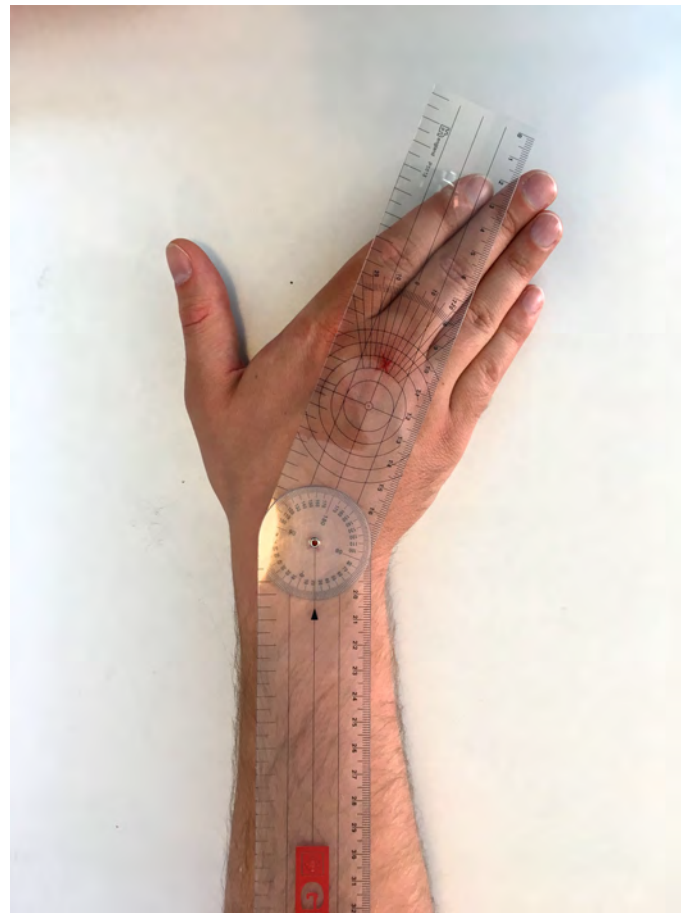
Potentiometrarna kopplades ihop till ett mikrostyrenhetskort av typen Arduino Micro med USB-stöd. På kortet användes tre analoga ingångar, en per potentiometer och kortets egna referensjord. Potentiometrarna matades med en spänning på 5 volt, även detta från kortet. Därefter kopplades mikrostyrenhetskortet in till MATLAB via en mikro-USB-sladd för att säkerställa att potentiometrarnas utslag registrerades. Efter att en prototyp byggts enligt vår skiss i Figur 1 kopplades potentiometrarna ihop med denna för att kunna mäta respektive handledsrörelse.

### B. Manuell mätning av handledsrörelse

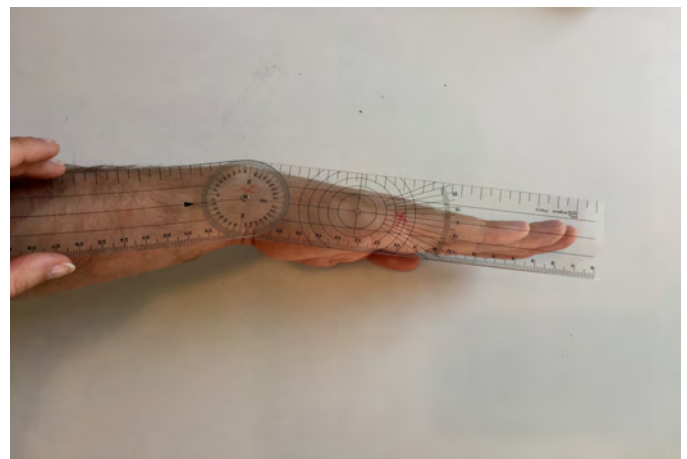
Utan prototypen uppmättes och antecknades en försökspersons maximala handledsrörelser i de tre olika leden med en goniometer, vilket är ett verktyg för att mäta vinkeländringar. Skiftning i sidled, dvs. radial och ulnar skiftning, mättes mellan en punkt på handen och en ovanpå handleden. Den första punkten var den där det tredje metakarpalbenet går över i långfingerknogen. Den andra punkten utgjordes av mötet mellan linjen längs det tredje metakarpalbenet och den linje som går vinkelrätt mot den distala delen av armbågsbenet tvärs över handleden. Den andra punkten motsvarar alltså samma punkt där vridpotentiometern fästes. Denna mätning kan även ses i Figur 2.

Flexion/extension mättes genom att utgå ifrån den mätpunkt ovanpå handleden som nyss beskrivits och sedan förflytta denna punkt  $90^\circ$  längs handleden så att punkten hamnade i mitten av handleden från sidan sett, på samma sida som armbågsbenet. Den andra punkten som användes för mätningen satt på utsidan av handen i höjd med det femte metakarpalbenet. Det femte metakarpalbenet hölls i höjd med det tredje metakarpalbenet under mätningen. Denna mätning kan även ses i Figur 3.

Pronation/supination mättes utifrån ett startläge där underarmen var böjd med  $90^\circ$  så den var vinkelrät mot överarmen. Handleden var utsträckt så att den hölls rak under mätningen och handryggen var parallell med medianplanet och pekade bort från kroppen. Goniometern mätte då  $0^\circ$ . Båda mätningarna gjordes genom att hålla den ena delen av goniometern parallell med överarmen och den andra delen parallell



Figur 3. Mätning av ulnar/radial skiftning med en goniometer



Figur 4. Mätning av flexion/extension med en goniometer

med den del av underarmens yta som pekade uppåt. Den förstnämnda delen hölls då mot den ulnara delen av armen strax bakom den distala delen av armbågsbenet. Vid mätning av försökspersonens maximala pronation flyttades handflatan så att den låg parallell med transversalplanet med handryggen uppåt. Vid mätning av supination var handen istället vänd så att handflatan pekade uppåt. Denna mätning kan även ses i Figur 4.

### C. Insamling av data under vardagsaktiviteter

Prototypen fästes på försökspersonens högra arm och kopplades till datorprogrammet MATLAB, vilket registrerade och sparade mätresultaten. Försökspersonen upprepade samma maximala rörelser som i den manuella mätningen. Den maximala vinkeländringen från utgångsläget mättes i de olika rörelseleden samtidigt som utslagen de tre potentiometrarna gjorde avlästes.

Eftersom skillnaden i spänning för de respektive potentiometer motsvarade skillnaden i vinkel under samma rörelse i de respektive leden, kunde ett linjärt samband mellan spänningsutslag och vinkeländring hittas. Spänningen för respektive potentiometer vid varje aktivitet plottades och den maximala spänning som uppmätts vid varje aktivitet omvandlades till en vinkel enligt det samband som funnits i Tabell I.

Totalt utfördes 21 testomgångar eftersom att de 7 aktiviteterna som testades upprepades 3 gånger. Under varje test samplades värdena från varje potentiometer och lagrades i matriser i MATLAB. Dessa mätvärden plottades i en graf varifrån maximum- och minimumvärden kunde avläsas. Skillnaden mellan maximum- och minimumvärdet för varje test och varje potentiometer räknades ut. Från dessa kunde ett medelvärde per aktivitet fås och redovisas som ett vinkelutslag genom omvandlingsmetoden i Tabell I.

De vardagsaktiviteter som utfördes var

- Vrida om lås i dörr
- Öppna dörr
- Knyta skosnören
- Hålla vatten från karaff
- Dricka vatten ur glas
- Lyfta telefon mot örat
- Sätta sig ner/resa sig från stol

Varje mätning gjordes utifrån samma startläge, dvs. då både armen och handleden hölls rak och riktad rakt fram, bort från överkroppen. Detta gjordes för att alla de olika aktiviteterna skulle mätas relativt samma vinkel och att inte bara en skillnad mellan den aktuella maximum- och minimumvinkeln för varje aktivitet skulle mätas. Detta gjordes för att motsvara det läge en hypotetisk handprotes skulle befinna sig innan en godtycklig rörelse.

Det spänningsutslag som antecknades var den spänningsskillnad mellan den maximala böjningen och den minimala böjningen under varje aktivitets utförande. Eftersom trimpotentiometern enbart kunde registrera  $73^\circ$  rotation av handleden roterades denna potentiometer manuellt till olika startlägen innan testets start beroende på vilken aktivitet som utfördes. Detta gjordes för att handrörelsen skulle hamna innanför det intervall som gick att registrera. Till exempel roterades hjulet till ett startläge mittemellan det maximala och det minimala utslag om rörelsen krävde rotation i båda hållen pronation och supination, medan det vreds maximalt åt ett av hållen om bara antingen pronation eller supination användes.

## IV. RESULTAT

Mäthandskens maximalt uppmätta handledsrörelser i alla rörelseled kan läsas ur Tabell II. Resultaten i flexion/extension samt pronation/supination motsvarar potentiometers maximalt möjliga utslag. I Tabell III kan data över de sju olika vardagsaktiviteterna som utfördes åskådas. En asterisk intill ett värde i tabellen indikerar att denna potentiometers maxutslag nåddes i denna riktning och att mätningens utslag inte motsvarar den maximala vinkeln försökspersonen hade möjlighet att utföra om inte handsken använts. Med andra ord för rörelsen flexion/extension i de aktiviteter då vinkelomfånget för denna rörelse var större än vad mäthandsken kunde registrera.

Ursprungsläget är satt till noll grader. Rörelserna flexion och ulnar skiftning samt pronation betecknas med ett negativt tecken och kan alltså antas ha skett om ett minustecken syns i Tabell III. Supination, extension och radial skiftning betecknas istället med ett positivt tecken. Om något av dessa värden betecknas med motsatt tecken har det inte skett en böjning i dessa riktningar. Om extension, ulnar skiftning samt supination skett är alltså värdet positivt.

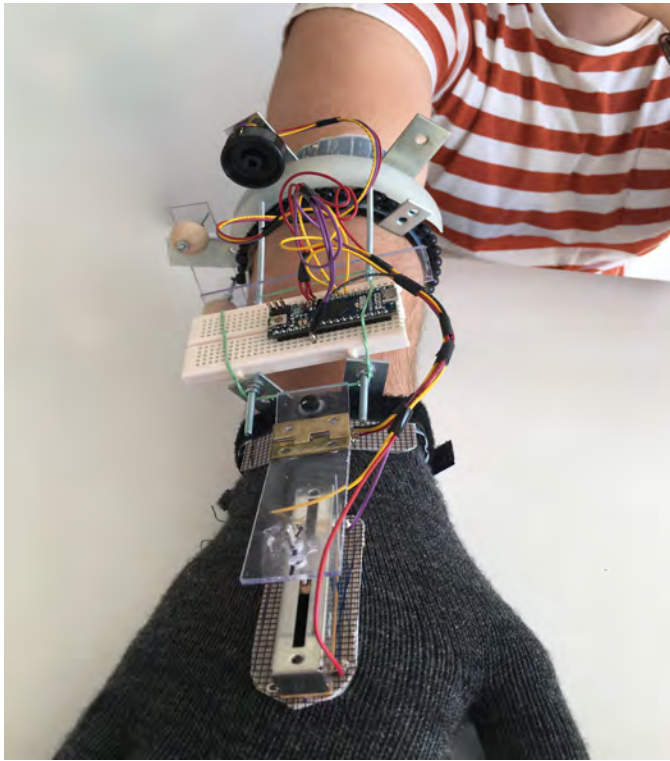
Gällande pronation och supination var det inte möjligt för mäthandsken att registrera ett intervall större än  $73^\circ$ . Som nämnt i metoddel C var det däremot möjligt att justera var längs med armen detta vinkelintervall skulle mätas. Maxvinkeln står angiven som ett intervall istället för specifika vinkeländringar i leden pronation och supination i Tabell III eftersom att vinkelregistreringen beror på vilket utgångsläge som valts innan testet utförts. Denna justering har räknats med i de angivna resultaten.

Trimpotentiometers registrering av handledsrotation varierade mellan olika testomgångar beroende på vilken aktivitet som utfördes. Figur 6 visar hur plottarna vid aktiviteten 'Dricka vatten ur glas' såg ut i alla led förutom pronation/supination. Datan är anpassad så att själva registreringen av den avsedda handrörelsen börjar vid samma tidpunkt. De två figurer som ses nedan visar hur pronation och supinationsmätningen betedde sig vid upprepade mätningar. Vid aktiviteten 'Vrida om dörrlås' hölls underarmen relativt rak och vid aktiviteten 'Hålla vatten från karaff' krävde uppgiften att underarmen böjdes vinkelrätt mot överarmen. Resultaten från dessa aktiviteter kan utläsas ur Figur 7 och 8. Variabeln  $n$  i figurerna nedan motsvarar en sampelenhet.

I Figur 7 och Figur 8 visas två exempel på hur handledsrotationsmätningarna beter sig vid olika tester gällande reproducerbarhet.

I Figur 7 erhålls ett resultat där den registrerade rörelsen i pronation/supination var konsekvent mellan varje testomgång. Hela vinkelomfånget kunde inte registreras då hela rörelsen att låsa en dörr kräver en handledsrotation som är större vinkel än  $73^\circ$ . Potentiometern återgick inte till utgångsläget på 0 V dels eftersom att mätningen avslutades efter aktiviteten hade avklarats och dels på grund av brister i mätutrustningen.

I Figur 8 erhålls ett resultat över hur trimpotentiometern registrerar rörelse under en aktivitet då underarmen befinner sig vinkelrätt mot överarmen, dvs. då armen är böjd med



Figur 5. Prototyp av mäthandsken

Tabell I  
LINJÄRT SAMBAND MELLAN SPÄNNING OCH VINKELUTSLAG FÖR DE  
OLIKA POTENTIOMETRARNAS

Potentiometer	Vinkel/spänningsförhållande
Vridpotentiometer	52 °/V
Skjutpotentiometer	13 °/V
Trimpotentiometer	14,6 °/V

90°. I utförandet av testet hamnade gummisegmentet snett i hjulrälsen vilket gjorde att hjulet fäst i trimpotentiometern som normalt roterade utmed gummisegmentets yta, endast kunde göra det under en andel av rörelsen. Trimpotentiometerns registrering av rörelsen var då inte representativ för hur aktiviteten utfördes. Figuren visar hur kurvutseendet blir annorlunda för varje mätning, trots att samma uppgift utfördes av försökspersonen.

Mätningen av rörelsen handledsskiftningen i sidled, dvs. radial/ulnar skiftning under de utförda aktiviteterna, begränsades inte av mäthandsken.

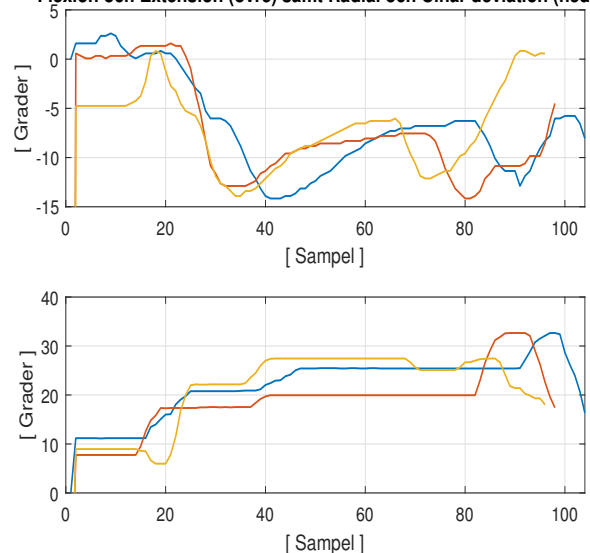
Tabell II  
MANUELLT UPPMÄTTA HANDRÖRELSER MED OCH UTAN MÄTHANDSKEN  
SAMT DEN PROCENTUELLA DELEN MÄTHANDSKEN TÄCKER AV MAXIMAL  
HANDRÖRELSSE

Handrörelse	Fri hand	Mäthandske	Andel av rörelse
Radial skiftning	23°	16°	66,6%
Ulnar skiftning	38°	22°	57,9%
Flexion	71°	38°	53,5%
Extension	65°	29°	44,6%
Pronation	68°	0-73°	100%
Supination	79°	0-73°	92,4%

Tabell III  
DE REGISTRERADE MAXUTSLAGEN SOM VINKELOMFÅNG VID OLIKA  
AKTIVITETER. VINKLARNAS ÄR TABELLERADE RELATIVT EN  
URSPRUNGSVINKEL PÅ 0°.

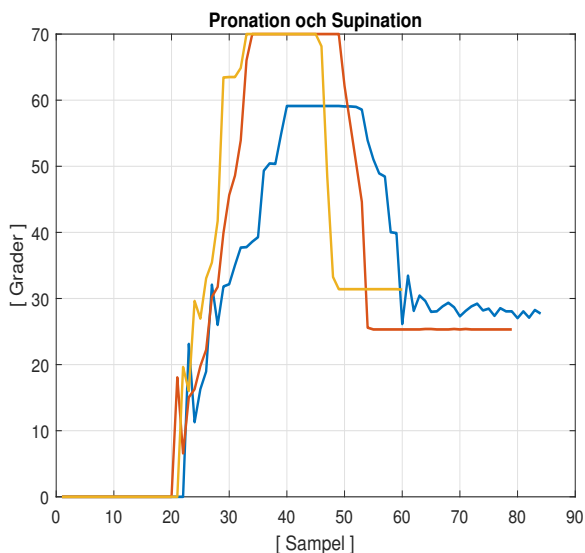
Rörelse	(-) Min/Max (+)	Intervall
Öppna dörr		
Flexion/extension	16,1° / 30,2°	14,1°
Ulnar/radial	-8,8° / 4,8°	13,6°
Dricka vatten ur glas		
Flexion/extension	8,5° / 31,9°	23,3°
Ulnar/radial	-13,9° / -1,2°	12,7°
Knyta skosnöre		
Flexion/extension	4,9° / 36,7°	31,8°
Ulnar/radial	-16,4° / 6,7°	23,2°
Sätta sig i stol med armstöd		
Flexion/extension	0,3° / 38° (*)	38,3° (*)
Ulnar/radial	-13,3° / 1,2°	14,4°
Svara i telefon		
Flexion/extension	-1,6° / 38° (*)	39,6° (*)
Ulnar/radial	-27,4° / -2,4°	29,8°
Hålla vatten från karaff		
Pronation/supination	29,2° / 69,2°	40,0°
Flexion/extension	15,0° / 30,5°	15,5°
Ulnar/radial	-16,1° / -7,6°	-8,5°
Vrida om dörrlås		
Pronation/supination	29,2° / 69,2°	40,0°
Flexion/extension	9,9° / 29,0°	19,1°
Ulnar/radial	-3,1° / 8,2°	11,4°

Flexion och Extension (övre) samt Radial och Ulnar deviation (nedre)

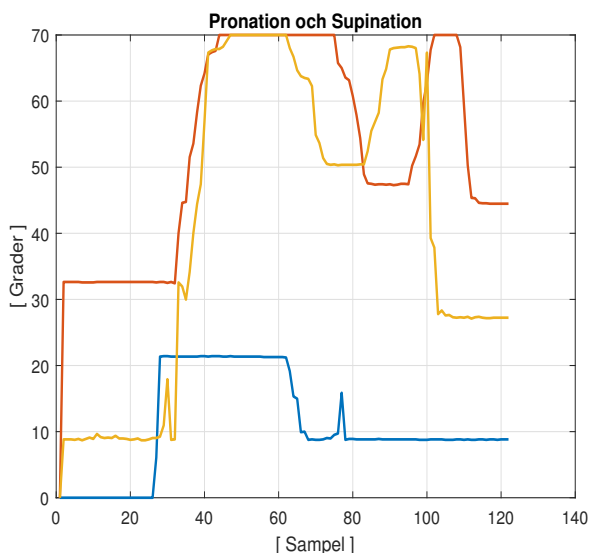


Figur 6. Skjutpotentiometerns och vridpotentiometerns utslag under flexion/extension respektive radial- och ulnar skiftning. Varje färgkodad linje i graferna representerar en testomgång då aktiviteten 'Dricka vatten ur glas' utfördes.

Vid pronation och supination påverkade böjningen av armen resultaten i aktiviteter där denna rörelse krävdes. Hela överarmkonstruktionen, benämnd med materialpunkterna 9-14 i Figur 1 påverkade mäthandskens registrering av handledsrotationen. Försökspersonen hade ingen begränsning i möjlighet att böja armen under aktiviteten, men böjningen medförde att gummisegmentet klämdes i armvecket och registrering av handledsrotationen slutade fungera. Av de sju vardagsaktiviteterna som testades kunde två utföras med mätningar i alla tre led. Dessa aktiviteter var 'Vrida om



Figur 7. Handledsrotation registrerad av trimpotentiometern under aktiviteten 'Vrida om lås i dörr'. Varje färgkodad linje motsvarar en testomgång.



Figur 8. Handledsrotation registrerad av trimpotentiometern under aktiviteten 'Hålla vatten från en karaff'. Varje färgkodad linje motsvarar en testomgång.

dörrlås', då armen hölls tillräckligt rak för att registrera handledsrotationen, och 'Hålla vatten från karaff'. Trots att ett resultat registrerades under denna aktivitet medförde armens böjning att resultat inte blev reproducerbart i de tre testomgångarna. Detta kan utläsas ur Figur 8.

Övriga aktiviteter där pronation/supination-rörelsen användes, men inte kunde registreras var 'Knyta skosnören', 'Lyfta telefon mot örat' och 'Sätta sig ner/resa sig från stol'. Att rörelsen inte kunde registreras orsakades av att gummisegmentet klämdes mellan under- och överarmen och att trimpotentiometern då inte kunde registrera den verkliga rörelsen.

Utöver detta höll sig inte segmentet i sin tänkta bana när det roterade runt underarmen. Detta var inte ett problem då armen hölls upprätt och rörelserna i de övriga leden

utöver rotationen inte användes, men blev ännu ett hinder för mätningarna i flera av de aktiviteter som testades eftersom dessa förhållanden sällan uppfylls i vardagliga rörelser.

## V. DISKUSSION

I denna artikel har en design av en mäthandske som mäter rörelser i handledens tre rörelseled, dvs. flexion/extension, radial och ulnar skiftning samt pronation/supination, presenterats. Målet med mäthandsken var att den skulle kunna utföra mätningar under ett bestämt antal aktiviteter med tillräcklig noggrannhet för att i framtiden kunna ha som grund för utveckling av handledsdelen i handproteser. De resultat som erhållits från testerna ger en indikation på vilka rörelseintervall som skulle krävas i handleden på en handprotes, men täcker inte ett tillräckligt stort vinkelomfång för att representera en verklig handledsrörelse. Utöver detta uppenbarades brister i designen vilka förhindrade mätningen av rörelsen pronation/supination under vissa aktiviteter, vilket kan se i Figur 6.

### A. Prototypen

Mäthandsken kunde mäta två av de tre leden, dvs. flexion/extension och radial/ulnar skiftning under specifika förhållanden. Resultaten i Tabell II stödjer att mäthandsken var mekaniskt begränsade i flera av rörelseleden, i synnerhet i ledet flexion/extension. Detta bidrog till att den fullständiga rörelsen inte kunde registreras under aktiviteterna 'Lyfta telefon mot örat' och 'Sätta sig ner/resa sig från stol'.

Trimpotentiometerns begränsning på 270° rotation gjorde att sträckan som hjulet fäst i trimpotentiometern kunde rulla längs med gummisegmentet begränsades till en fjärdedel av underarmens omkrets, dvs. en sträcka motsvarande 73° handledsrotation. Då större delen av de vardagsaktiviteter som testades krävde ett större vinkelintervall än detta så bidrog detta till bristande resultat i mätning av denna rörelse.

Vidare innebar trimpotentiometerns placering på underarmen att rörelsen pronation/supination inte registrerades alls med böjd arm eftersom böjningen orsakade gummisegmentet att klämmas mellan över- och underarmen. Detta innebar att gummisegmentet inte kunde rotera under pronation/supination och att trimpotentiometern inte registrerade någon rörelse. Således ledde även detta till bristande resultat i mätning av pronation/supination.

### B. Manuella mätningar och datainsamling

Varje mätning av de olika aktiviteterna gjordes utifrån samma ursprungsläge, men då detta läge bestämdes av den visuella uppfattningen av hur handleden var positionerad är det möjligt att mindre ändringar uppkom i detta läge mellan de olika aktiviteterna. Utöver detta registrerades vid ett fåtal tillfällen utslag av trimpotentiometern trots att ingen rörelse utförts. Dessa rörelser låg dock utanför det tidsintervall mätningarna gjorde, så de påverkade inte resultaten. Om man i framtiden

vill utföra mätningar under längre tidsintervall ökar dock risken för att detta ska utgöra ett problem.

Vidare innebar Arduino-kortet upplösning på 1024 bitar att den upplösning som kunde uppmätas var som lägst  $\frac{1}{4}^\circ$ . Detta gällde för vridpotentiometern som täckte störst vinkelintervall med samma spänningsändring. För skjut- och trimpotentiometern var upplösningen mellan  $0,06-0,07^\circ$ . Eftersom variationen inom varje test var betydligt större än detta värde försumrades denna påverkan på resultaten.

### C. Utveckling och framtidsutsikter

Begränsningen i mätningar av flexion/extension kan möjligtvis kringgås genom att byta plats på skjutpotentiometern och den fasta punkt ovanpå handleden så att skjutpotentiometern istället sitter på armen och punkten på handryggen.

Vid vidareutveckling av mätthandsken kan ett större hjul fästas till trimpotentiometern ovanpå gummisegmentet i mätningen av handledsrotationen. Detta ger större vinkeländring i handledsrotationen kan uppmätas. Detta löser inte de problem som uppkom i samband med böjningen av armen. Ett möjligt alternativ är att ersätta pronation/supinationsmätningarna med hjälp av IMUs eller någon form av rörelseobservation med hjälp av en kamera [7] [8]. Förhoppningen är att man då kan undvika de problem som uppkommit vid armböjning. Eftersom de komponenter som användes till prototypen inte var designade med avseende på dess ändamål hade alternativa material kunna förbättra prototypen.

### D. Hållbarhet och etik

För att möjliggöra en individuell anpassning av handproteser i framtiden där informationen insamlad av vår mätthandske utnyttjas krävs tillgång till mätthandsken för patienter. Eftersom tillgången enbart behövs under ett begränsad tid för mätningar är det rimligt att mätthandsken endast finns hos den läkare eller arbetsterapeut som tillhandahåller protesen. Därmed kan antalet producerade mätthandskar begränsas för att påverkan på miljön ska bli så liten som möjligt. I framtiden kan dels komponenter av återvunna material användas, och dels kan prototypen anpassas så att den passar fler patienter. Fler patienter kan då använda samma mätthandske och färre mätthandskar behöver produceras.

Idag är det vanligt att patienter varierar mellan proteser beroende på vilken aktivitet som ska utföras. Ännu en fördel ur ett hållbarhetsperspektiv är att mätthandsken förhoppningsvis kommer möjliggöra utveckling av en handprotes. Denna ska fungera tillräckligt bra för att patienten endast ska behöva en protes för att täcka samma spann av vardagsaktiviteter som de varierade proteser gör idag. Alltså bidrar mätthandsken till bättre hållbarhet i längden.

Genom att ha tillgång till en liknande mätthandske som nämnts och förklarats i denna rapport är förhoppningen att patienter i framtiden ska få bättre anpassade handproteser så att de begränsningar många av patienterna upplever i vardagen

minskar. Genom att tillgängliggöra information om hur patienters friska handleder rör sig kommer förhoppningsvis framtidens handproteser efterlikna friska händer och därmed ge patienter bättre förutsättningar att leva ett mer obehindrat liv där behovet av hjälp från utomstående minskas.

## VI. SLUTSATS

Mätthandsken som beskrivits i denna rapport kunde ej mäta lika stora intervall som krävdes för att utföra de vardagsaktiviteter som testats, framförallt i pronation/supination. Med implementering av de nämnda förbättringarna samt tillägg av resurser och tid ökar möjligheten att en mätthandske som kan mäta handledsrörelser kan konstrueras och ha som underlag i utveckling av framtida handproteser.

## VII. SLUTORD

Vi vill rikta ett stort tack till vår handledare Christian Antfolk som dels gett oss möjligheten att komma på ett eget projekt att arbeta med och dels hjälpt oss enormt under projektets gång.

Arbetet har fördelats lika mellan författarna under hela projektets gång.

## REFERENSER

- [1] Otto Bock. *Lösningsoversikt överkropp*. Otto Bock Scandinavia AB, Tillgänglig: <https://www.ottobock.se/proteser/vara-losningar-for-ovre-extre-mitet/losningsoversikt/> [2018-05-08]
- [2] Fillauer *Extremity Prosthetics*. Fillauer Europe, <http://fillauer.com/Upper-Extremity-Prosthetics/index.html> [2018-05-08]
- [3] Erika Stawström, Leg. Ortopedingenjör, Aktiv Ortopedteknik 2018, Aktiv Ortopedteknik, Solna
- [4] Jaiyoung Ryu, MD, William P. Cooney III, MD, Linda J. Askew, RPT, Kai-Nan An, PhD, Edmund Y.S. Chao, PhD (1991). *Functional ranges of motion of wrist joint*. The Journal of Hand Surgery, Volume 16A, Issue 3, May 1991
- [5] Nadia Wählin, Louise Wrangé (2018). *Development of techniques for measuring the mobility of knee joints in children with Cerebral Palsy*. LUP Student Papers 2018-02-23
- [6] Hazel Catherine Boyd (2008). *Measurement of Functional Wrist Motion*. Tillgänglig: [http://opus.bath.ac.uk/20457/1/UnivBathPhD\\_2009\\_H\\_C\\_Boyd.pdf](http://opus.bath.ac.uk/20457/1/UnivBathPhD_2009_H_C_Boyd.pdf) [2018-05-08]
- [7] Saba Bakhshi, Student Member, IEEE, Mohammad H. Mahoor, Member, IEEE, and Bradley S. Davidson, Member, IEEE (2011). *Development of a body joint angle measurement system using IMU sensors*. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6091743tag=1> [2018-05-08]



- [8] Dalit Shefer Eini MSc, OT, Navah Z.Ratzon PhD, OT, Albert A. Rizzo PhD, Shih-Ching Yeh PhD Belinda Lange PhD, PT, Batia Yaffe MD, Alexander Daich MD, Patrice L.Weiss PhD, OT, Rachel Kizony PhD, OT. *Camera-tracking gaming control device for evaluation of active wrist flexion and extension*. Journal of Hand Therapy, Volume 30, Issue 1, January-March 2017, pages 89-96. Tillgänglig: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0894113016301132> [2018-05-16]
- [9] Dyar Karim, University of Birmingham. *Is pronation/supination a movement part of the wrist or the forearm?*. Research Gate. Tillgänglig: [https://www.researchgate.net/post/Is\\_pronation\\_supination\\_a\\_movement\\_part\\_of\\_the\\_wrist\\_or\\_the\\_forearm](https://www.researchgate.net/post/Is_pronation_supination_a_movement_part_of_the_wrist_or_the_forearm) [2018-06-07]

# Nulägesanalys och framtidsutsikter för artificiell intelligens inom radiologin: *Litteraturstudie och praktiskt exempel*

Elisabeth Hjortswang (BME-14), Stefan Bjelica (BME-14)

**Sammanfattning**—Begreppet artificiell intelligens myntades redan på 50-talet, men det är först under de två senaste decennierna som den teknologiska utvecklingen kommit så långt att artificiell intelligens meningsfullt kan implementeras i medicinsk teknik. Artificiell intelligens går att applicera inom i stort sett alla branscher och är en metod med goda möjligheter att effektivisera och optimera processer. Dess intåg inom radiologin har idag tagit sina första steg. Ett antal produkter har redan erhållit regulatoriskt godkännande och brukas nu ute i vården. I denna studie ingår en genomgång av teknologin, dess nuvarande och framtida inverkan på radiologin, följt av ett praktiskt exempel på tillämpning inom segmentering och klassificering av radiologiskt bildmaterial. Tillämpningen demonstrerar hur enkelt en persondator, trots förhållandevis låg kapacitet, upptränad på en relativt liten mängd data, kan uppnå hög precision. På detta vis åskådliggörs de framtida möjligheter som finns för teknologin inom radiologin i praktiken.

## I. INTRODUKTION

FÅLTET artificiell intelligens uppkom år 1956 under *The Dartmouth Summer Research Project on Artificial Intelligence*. En studie ledd av John McCarthy, genomförd på antagandet om att varje aspekt av lärande och intelligens kan beskrivas på sådan detaljnivå att en maskin kan manipuleras till att erhålla dessa egenskaper [1].

Datorns beteende styrdes vid starten av att genomförandet av en uppgift beskrevs av specialist, vilket av programmerare översattes i kod [2]. Då det var nödvändigt att varje steg av utförandet explicit beskrevs i koden, krävde metoden stor precision och tog mycket tid. Begränsningar uppkom till följd av att kunskap ofta har sådan omfattning att den ej kan sammanfattas i kod. Istället söktes möjligheten att effektivt träna datorer. Idag erhålls artificiell intelligens genom användning av neuronala nätverk, vilka är biomimetiskt inspirerade av hjärnans neuronala struktur. Med hjälp av djup maskininläring extraheras de självständigt kunskap från observerad data [1].

Den artificiella intelligensen har tidigare genomgått ett antal perioder då den förutspått få sitt stora genombrott. Av olika skäl har dessa trendande perioder varje gång följts utav så kallade AI-vintrar, perioder under vilka intresset för den artificiella intelligensen kraftigt avtagit [47]. För närvarande

pågår en trendande period och det finns ett flertal faktorer vilka skiljer sig från tidigare trendande perioder och följaktligen pekar på att den artificiella intelligensens genombrott nalkas.

## II. BEGREPP INOM ARTIFICIELL INTELLIGENS

### *Intelligens*

Karaktäriseras generellt av ett stort antal samverkande förmågor och avser den aspekt av psykologiska processer som behandlar flexibilitet, informationsbearbetning och problemlösning.

### *Artificiell intelligens*

Det finns en stor variation kring vad som åsyftas med termen *artificiell intelligens*. Vanligen avses system utrustade med intellektuella processer av mänsklig karaktär, såsom resonerang, generalisering, finande av mening och extraktion av kunskap, vilken senare kan appliceras på andra problem av samma karaktär [3][4].

### *Mikroprocessorer*

Utgör den del av moderkortet som kör datorns aritmetiska och logiska operationer. Antalet operationer som kan köras parallellt är beroende av antalet kärnor i processorn. Prestanda i informationshantering hänger på så vis ihop med antalet kärnor. Det finns två typer av mikroprocessorer; *Central Processing Unit (CPU)*, som är enkel och utför operationerna snabb och *Graphical Processing Unit (GPU)*, som utför komplexa operationer, för vilka utförandet tar tid [5]. Världens första GPU släpptes 1999, varpå utvecklingen av artificiellt intelligenta system tilltog [11][43].

### *Maskininläring (Machine Learning)*

Verktyg inom dataanalys som syftar till utveckling av maskiners förmåga att självständigt förstå och hantera stora mängder data. Med hjälp av stora dataset tränas maskiner till att utföra uppgifter såsom klassificering och segmentering [6]. Vid traditionell maskininläring tränas algoritmen genom manuell programmering av särdrag, på vilka analys baseras. Detta medför att systemet endast kan nå sådan precision som det är programmerat till, varpå det uppkommer en gräns för hur hög prestanda som kan uppnås. Då målet var att prestanda i oändlighet ska förbättras med ökad mängd träningsdata blev detta slutet för traditionell maskininläring [7].

Inlämnat den 12 juni 2018

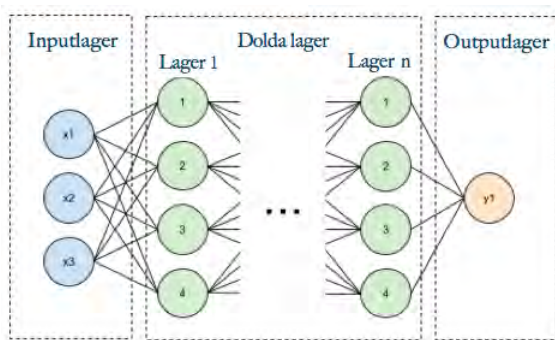
Emailadress: muh10ech@student.lu.se, mte15sbj@student.lu.se

Teknisk handledare: Hanna Isaksson, Institutionen för Biomedicinsk Teknik, Lunds Universitet

Klinisk handledare: Peter Leander, Institutionen för translationell forskning Malmö, Lunds Universitet

### Artificiella neuronala nätverk (Artificial Neural Network)

Icke-linjära, datoriserade nätverk inspirerade av den neuronala strukturen i hjärnan. De innehåller algoritmer som lärs upp genom att exponeras för exempeldata, utifrån vilken de extraherar kunskap [2]. Nätverket är strukturellt uppbyggt av artificiella neuron i tre typer av lager; inmatningslager, dolt lager och utmatningslager. Det dolda lagret kan i teorin vara oändligt djupt [8]. Dess arkitektur bygger på att alla noder är kopplade till varje nod i föregående och nästkommande lager [11]. Illustration av ett artificiellt neuronalt nätverk åskådliggörs i figur 1.



Figur 1. Schematisk representation av ett neuronalt nätverk [9].

### Neuronala faltningsnätverk (Convolutional Neural Network)

Djupt artificiellt neuronalt nätverk som framgångsrikt tillämpats vid analys av bilder. Nätverkets kopplingsmönster är inspirerat av neuronala strukturer i animala syncenter och dess processer påminner följaktligen om de processer som sker i djur vid analys av synintryck [10]. Denna typ av nätverket har i stor grad bidragit till framsteg kring datorers förmåga att finna mening i bilder.

### Djup maskininlärning (Deep Learning)

Alla noder i nätverket är till en början tomma och genom linjär regression arbetas dess individuella vikter fram. Konceptuellt sker detta genom att alla parametrar i träningsdatan kopplas till varje nod i indatalagret. Nätverkets utdatalager ger ett svar, vilket bakåtprojeceras och genererar empirisk justering av varje vikt. Processen itereras tills dess att nätverkets svar stämmer överens med det korrekta svaret. Denna inlärningsprocess möjliggörs av att dagens GPU består av många kärnor, i vilka simultan beräkning av ett stort antal noder kan ske [9].

### III. VARFÖR HAR DET INTE KOMMIT TIDIGARE

#### Bristfällig datorkapacitet och begränsad datatillgänglighet

De matematiska principerna för neuronala nätverk härstammar från 80-talet. Det är dock först idag som grafikort har prestanda hög nog för att meningsfullt kunna träna ett nät, så stort att det kan utföra prediktion av högupplöst bildmaterial. Den utveckling som skett har

hängt ihop med den datorprestanda som funnits att tillgå. AI har redan tagit ett par steg inom nuklearmedicin, vars bildmaterial är av relativt låg upplösning och därmed består av mindre information. Bildmaterialet är på så vis inte lika beräkningstungt som radiologiskt bildmaterial och kräver ej lika kraftfulla datorer.

Precisionen i en prediktion är direkt länkad till ett nätverks storlek, vilken i sin tur har ett exponentiellt förhållande till den beräkningskapacitet som krävs. För att en skattning ska bli lite bättre krävs på så vis exponentiellt mycket större beräkningskapacitet, någonting som före uppkomsten av GPU ej funnits tillgänglig [11].

Utöver bristen på datorer med förmåga att effektivt tränas, har även bristen på data verkat begränsande för utvecklingen av radiologiska tillämpningar av artificiell intelligens. Då nätverk på egen hand extraherar kunskap direkt från data, är tillgången till data en fundamental komponent för en framgångsrik träningsprocess.

#### Legala barriärer

Då ett neuronalt nätverk är en *black box*, vilket ej visar vilka samband det funnit, är det okänt vilka särdrag det baserar sin prediktion på. Man måste på så vis lita på algoritmen i blindo, vilket gör en regulatorisk godkännandeprocess komplex.

### IV. VARFÖR KOMMER DET SKE NU

#### Tillgänglig datorprestanda och datamängd

Datorer har idag uppnått sådan prestanda att de meningsfullt kan tränas upp till att ge svar. Kombinerat med en stor mängd tillgänglig data är algoritmen kapabel att börja fånga och strukturera data tillräckligt för att på ett konkret vis tolka mönster och sammanhang, varpå verksamhet kan optimeras [11].

#### Vårdens behov av artificiell intelligens

Som konsekvens av ökad befolkningstillväxt, längre medellivslängd och ökad mängd kroniska sjukdomar ställs allt större krav på vårdens kapacitet och effektivitet. Framsteg inom vården medför att fler patienter överlever, varpå uppföljningar behöver genomföras under patientens resterande liv. För både patient och radiolog är det av stort värde att effektivisera diagnostik och behandling genom automatisering av manuella och tidskrävande uppgifter.

Enligt Världshälsoorganisationen WHO, saknar två tredjedelar av jordens befolkning tillgång till radiologisk diagnostik. Även om radiologisk utrustning finns tillgänglig, saknas personal för tolkning av bildmaterialet. Detta leder till onödigt hög dödlighet i behandlingsbara sjukdomar [12].

#### Krav kan uppfyllas

För att systemet ska vara av värde krävs det att bilder kan lagras, visas och delas på effektiva och säkra vis. Läkare ska smidigt och korrekt kunna navigera i systemen. Detta är av extra stor vikt då människors sjukdomshistorik blir allt längre i takt med att medellåldern stiger och att det idag finns botemedel för många sjukdomstillstånd som tidigare varit dödliga.

Data kommer efter hand att bli allt större, multispektral och mer komplex. Till skillnad från människan, som är begränsad till bearbetning av information i tre dimensioner, är datorn dimensionellt obegränsad. Med hjälp av artificiell intelligens kan datorer tillgodogöra sig information och hantera informationsflöden som människan ej är kapabel till. Datorerna har även möjlighet att korrelera flera variabler och ta fram dess inbördes relation till varandra. Följaktligen kommer analys kunna utföras i många parametrar och information som tidigare var svår att tillgodogöra sig, kommer fångas upp.

## V. ARTIFICIELL INTELLIGENS INOM RADIOLOGIN IDAG

Baserat på intervjuer med företag inom området, besök av Vitalis eHälsomöte på temat *AI – för patientens bästa* och litteraturstudie, har information om en stor mängd applikationer samlats in. Nedan presenteras ett antal utav dessa.

### A. Segmentering och klassificering

Det första steget för artificiell intelligens inom radiologin har bestått av automatisk segmentering och klassificering av anatomiska strukturer. Det är en uppgift som kan tyckas simpel, men som kan vara mycket tidskrävande.

- *Skelett*

- *Automated Bone Scan Index, aBSI*

Hos patienter med avancerad prostatacancer kvantifieras metastatisk spridning i scintigrafiska bilder. Ett artificiellt neuronalt nätverk mäter alla de volymsegment som utgörs av metastaser och baserat på skeletal volym hos referensman beräknas index för tumörbördan [13]. Systemet har sedan 2012 haft godkännande av FDA [44].

- *Lungor*

- *Detektion av lungnoduler*

Lungnoduler är små cellförändringar i lungorna. Utifrån en stor mängd tvådimensionella CT-bilder tränas faltningsnätverk upp att detektera lungnoduler i tre dimensioner och särskilja malignitet från benignitet [16].

- *Hjärna*

- *Detektion av stroke*

Stroke infinner sig vid blockad av blodtillförsel till hjärnan. Ett neuronalt nätverk kan analysera CT-bilder för att identifiera indikationer på stroke. Vid detektion meddelas en neurovaskulär specialist omgående om att misstänkt blockad i kärl har identifierats. Systemet fick FDA-godkännande i februari 2018 [19].

### B. Färganalyser

- *Analys av perfusion i hjärn-CT*

Bilder av dynamisk perfusion i hjärnan används för avgörande om patient drabbad av stroke kan hjälpas av

mekanisk trombolys. Med hjälp av algoritmer genereras en färgkarta baserad på olika dynamiska effekter av kontrastmedels väg genom hjärnan. Algoritmen beräknar blodflöde *CBF*, blodvolym *CBV*, genomsnittlig transporttid *MTT* och den tid det tar för att uppnå maximalt upptag *TMax(s)* [23].

- *Inflammatorisk detektion*

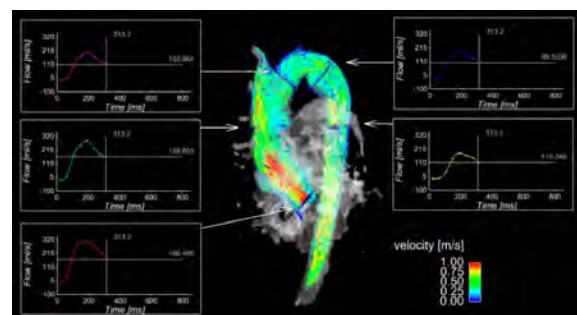
Baserat på stor mängd konventionella röntgenbilder av bröstkorgen, neuronala faltningsnätverk och värmekarta kan sjukdomstillstånd delas in i 14 diskreta diagnostiska kategorier. Genom analys av slättröntgenbild ger algoritmen svar bestående av sannolikhet för ett visst tillstånd och värmekarta som visualiserar de områden där inflammation tros vara lokaliserad (se figur 2). Modellerna har visats vara skickligare än radiologer på att detektera och diagnostisera denna typ av tillstånd [22]. Delvis grundar detta sig i att diagnoser kan överlappas av varandra eller att tecken på dessa sjukdomar inte alltid framträder i bild.



Figur 2. CheXNet. Nätverk framtaget av en grupp på Stanfords Universitet. Bestående av 121 lager och upptränat med material från databasen ChestX-ray14, vilken för närvarande är världens största offentligt tillgängliga dataset bestående av över 100 000 röntgenbilder på bröstkorgen [22].

- *Flödesdynamiska beräkningar*

Algoritmer för flödesdynamiska analyser har under lång tid funnits på marknaden. Först då djupinlärning växte fram under 2012 och 2013 började dess funktioner marknadsföras som artificiell intelligens [10]. Baserat på bildmaterial från MRI analyseras blodflöde i hjärta och dess kringliggande kärl (se figur 3). Algoritmen utför automatisk korrektion för strömmar och rörelser i diffusionsdata. I de fall då signal gått förlorad ersätts datan med en icke-parametrisk prediktion baserad på en gaussisk process [11].



Figur 3. CardioAI från Arterys som erhölet FDA-godkännande november 2016. Visualiserar med hjälp av färgkodning flöden i bild. Hastigheter över tid åskådliggörs i tabeller [25].

### C. Användarvänliga system

- *Automatisering av inställningar*

Form av patient detekteras av kamera placerad ovanpå en datortomograf. Baserat på detekterad information sker automatisk kalibrering av tomografen. Systemet registrerar form, position och längd i tre dimensioner, varpå tre algoritmer körs simultant. Tre stödfunktioner i apparaturen, vilka möjliggör korrekt och reproducerbar positionering i samtliga dimensioner [11][26].

- *Ultraljud på ett chip*

Ultraljudsmaskin samlad på ett chip i fronten av en prob, kopplad till en iPhone. Med hjälp av bred bandvidd och att den kan verka som både linjär-, fasstyrd- och böjd givare, kan i stort sett alla delar av kroppen analyseras med ett och samma instrument. Det piezoelektriska materialet i standardprober är utbytt mot tusentals halvledande silikonchip som samverkar och skapar en tredimensionell bild. Samverkan chipen emellan erhålls med hjälp av Max Tegmarks algoritmer, ursprungligen skapade för att sammanlänka teleskop runt om i cosmos [42]. Chipet har även förmågan att utföra avancerade signalbehandlingstekniker, vilka generellt sett kräver mycket datokraft. Instrumentet är FDA-godkänt för 13 olika applikationsområden [30].

### D. Radioterapi

Vid konventionell radioterapi brukas CT-bilder för lokalisering av tumörs position. Vid visualisering av tumör i CT-bild utnyttjas dess höga elektrondensitet, en egenskap som är karaktäristisk för tumörer. Då CT-bilder har låg kontrast uppkommer svårigheter i avgörande av tumörs exakta form och position. MR-bilder har bra visuell kontrast, men skapas baserat på protondensitet. Då denna egenskap ej är specifik för tumörer syns ingen skillnad mellan tumörvävnad och övrig vävnad i bilden. Med hjälp av mjukvara baserad på djup maskininlärning kan en syntetisk CT-bild skapat baserat på MR-bild och algoritm. I den syntetiska CT-bilden är riskorgan tumör markerad med hög precision och riskorgan är utlinjerade. Med detta system kan nödvändig dos beräkning med högre precision än med konventionell metod, varpå onödig stråldos som patient utsätts för minskar samtidigt som patient ej behöver utsättas för den strålning som krävs för skapande av CT-bild. Produkten är idag godkänd för kliniskt bruk och är i drift på ett flertal sjukhus runt om i världen [31][46][48].

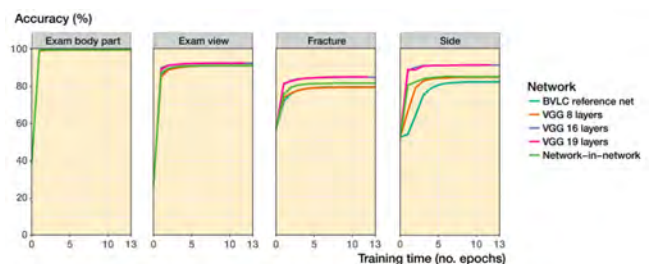
#### FORSKNINGSPROJEKT

Inom området utförs mängder av forskning runt om i världen. Nedan följer exempel på aktuella projekt.

- *Detektion av prostatacancer* Artificiell intelligens applicerad på flerparametrisk magnetresonanstomografiskt bildmaterial (*mpMRI*) kan användas för att detektera prostatacancer [33]. Då *mpMRI* är svårläst och kräver stor expertis vore tillämpning av artificiell intelligens på bildmaterialet av stort värde [32].

- *Detektion av ortopediskt trauma*

I ett forskningsprojekt med frågeställning om huruvida artificiellt intelligenta algoritmer är förmögna att prestera i nivå med människor, användes fem neuronala nätverk och ett dataset på totalt 256 458 bilder från konventionell röntgen. Nätverken tränades för detektion av ortopediskt trauma i radiologiskt bildmaterial. För varje bild klassificeras följande fyra etiketter; den kroppsdel som visualiseras i bilden (hand, handled eller fotled), om kroppsdelens är höger eller vänster, ur vilken vinkel bild är tagen och huruvida fraktur är närvarande eller ej. Studiens resultat visade att neurala nätverk kan uppnå valideringsprecision i nivå med ortopediska kirurger. I figur 4 visualiserar resultaten för de fem nätverken i de fyra klassifikationerna [49].



Figur 4. Valideringsprecision vid klassificering i de fyra klasserna. Alla nätverk klassificerade kroppsdel med en precision på över 90%. För detektion av frakturer presterade VGG16 bäst, med en valideringsprecision på 83% [49].

- *Detektion av Alzheimers sjukdom*

Alzheimers sjukdom är ett progressiv neurodegenerativt tillstånd kännetecknat av bland annat minnesförlust. Alzheimers kan vara svår att detektera i MR-bilder. Detta till följd av att tecken som tyder på sjukdomen ibland även kan detekteras i bilder av friska hjärnor hos äldre människor. Med hjälp av en samling faltningsnätverk eftersöks möjligheten att utifrån MR-bilder detektera och klassificera Alzheimers sjukdom [34].

- *Korrektion för anatomisk variation*

Med hjälp av artificiell intelligens söks möjlighet att korrigera strålbehandling efter longitudinell variation i kroppens inre struktur. Genom prediktion av rörelse i olika punkter vill man avgöra hur en tumör förflyttar sig till följd av exempelvis andning och muskelrörelser. Man vill alltså prediktera var tumören kommer befinna sig vid olika tidpunkter för att öka precisionen i behandling och minimera stråldos [31][46].

- *Strömlinjeformning av tidskrävande uppgifter*

Flertalet företag arbetar idag med utveckling av IT-lösningar i syfte att strömlinjeforma tidskrävande uppgifter i det radiologiska arbetsflödet. Tjänsterna innefattar ett stort antal områden, däribland lagring, schemaläggning och arbete med medicinska bilder [11].

- *System för beslutsstöd*

Artificiellt intelligent har tränats till att assistera radiologer i dess arbetsflöde. Vid uppträning har stora

mängder bilder och journaldata analyserats, utifrån vilka algoritmer med djup maskininlärning har identifierat mönster. Systemet läser in beskrivning av det aktuella fallet och fetmarkerar dem ord som har hög klinisk relevans. Kliniska inferens uppdateras och radiologiskt bildmaterial analyseras i tre dimensioner. Synliga anatomiska strukturer lokaliserar och analys sker i jakt på abnormalitet. Utifrån detta resonerar sig algoritmen fram till kliniska slutsatser. Den slutsats vilken flest resonemang leder till anses vara den korrekta [29].

- *Mammografi*

Screeningmetod för bröstcancer som generellt genomförs med konventionell röntgen. Mammografi var ett av de första område, inom vilket, artificiell intelligens kunde tillämpas. För att garantera att alla befintliga tumörer detekterades, krävdes hög känslighet i systemet. Som konsekvens varnade systemet för ett stort antal falska tumörer, vilket gjorde den radiologiska granskningsprocess ineffektiv. Idag finns en ny metod, vilken med hjälp av ultraljud eller konventionell röntgen, neuronala nätverk och prediktiva algoritmer, reducerar andel falskt positiva prediktioner. Detta utan att påverka andelen sant positiva prediktioner. Systemet är även kapabelt att skilja på benign och malign cellförändring [21].

#### FRAMTIDEN

Med artificiella neuronala nätverk och algoritmer för djup maskininlärning kommer framtiden bjuda på mer komplex integration av multipla datorsystem. Delar av vården, som idag är separerade, kommer att integreras i ett och samma beslutsstödssystem. All vårdens data kommer på så vis kunna ställas mot varandra och skapa klinisk tensor. Utifrån en sådan kommer händelser, såsom ökad aggressivitet i tumör eller dödsfall, att fångas upp och en prediktiv modell skapas baserat på indata [11].

Forskning kommer inte längre nödvändigtvis bedrivas genom konfirmerande eller dementerande av en tes. Datorer kommer istället köra parametrar mot varandra och självständigt finna samband, vilka tidigare varit okända.

I en analys av framtiden för artificiell intelligens inom radiologin finns det fyra huvudprediktioner [35]:

- 1) Den artificiella intelligensen kommer inte drastiskt ta över det radiologiska arbetet. Det första steget ses redan idag och består av automatisk segmentering av strukturer i radiologiska bilder. Senare steg i utvecklingen består sannolikt av mer komplexa artificiella neuronala nätverk och upplärningsalgoritmer. I oktober 2017 publicerade Geoffrey Hinton kapselnätverket. Det är ett neuronalt nätverk som visat framgångsrika resultat på ett antal punkter där faltningsnätverk visat sig vara bristfälliga, såsom detektion av spatiellt förhållande mellan strukturer i bild [36].

- 2) Det värde sjukvården erbjuder patienter kommer stiga då precisionen i den radiologiska diagnostiseringen kommer att öka.
- 3) Tillväxten av industrin kommer drivas av att företag ser möjligheter för ekonomiska vinster inom området, samtidigt som sjukvården söker ökad effektivitet till minimerade kostnader. Kombinationen av dessa faktorer kommer verka som en katalysator för tillväxten av AI inom området då det kommer locka entreprenörer och riskkapitalister.
- 4) Radiologernas jobb kommer ej stå på spel så länge de är villiga att adaptera sig till den artificiella intelligensen. Radiologin är komplex och består av uppgifter som är mer krävande än vad algoritmer kommer kunna hantera. Av denna anledning kommer den mänskliga intelligensen alltid vara den fundamentala komponenten för bilddiagnostik. Experternas roller kommer däremot troligen förändras.

#### VI. PRAKTISKT EXEMPEL

Ett neuronalt faltningsnät har tränats upp på radiologiskt bildmaterial för att illustrera hur artificiell intelligens kan tillämpas inom radiologin. Exemplet är uppdelat i två delar och demonstrerar klassificering av bildmaterial från konventionell röntgen. På detta material har Matlab och AlexNet separat tränats i avseende att kunna tilldela bilderna rätt klass. I den första delen är målet att nätverket korrekt ska klassificera bilder på händer och fötter. I den andra delen tränas nätverket att detektera handledsfrakturer, i avseende att vidare visa att nätverk även kan hantera uppgifter av med komplex karaktär.

ImageNet är en databas bestående av över 14 miljoner bilder, vilka används för att träna upp neuronala nätverk. AlexNet är ett neuronalt faltningsnätverk, utvecklat och tränat på *ImageNets* databas i avseende att identifiera 1000 olika vardagliga objekt [37][38].

Vid överföringsinlärning utnyttjar man delar av redan tränade nätverk för att sedan själv finjustera övriga delar av nätet i avseende att anpassas till den aktuella uppgiften. Då AlexNet var förtränat och redan hade en stor uppsättning av funktioner, vilka kunde tillämpas på ett brett spektrum av likartade uppgifter, valdes överföringsinlärning. Denna metod är även mycket snabbare och enklare än att träna upp ett nätverk från grunden. Resultatet blir att nätverket lär sig en ny typ av uppgift med en relativt liten mängd träningsdata [39].

Denna typ av bildbehandling hjälper till att hindra nätverket från överanpassning, som vanligtvis resulterar av att låta nätverket träna på en alltför stor träningsdata av samma typ. På så sätt kommer modellen att lagra befintliga datapunkter snarare än att försöka förutse hur en annan typ av data skulle vara [28].

#### METOD

Nätverket tränades till att särskilja röntgenbilder på händer och fötter, samt friska och brutna handleder. Data för

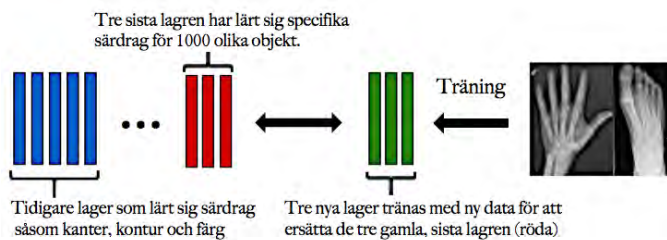
förstnämnda del bestod av 100 bilder, jämnt fördelade mellan händer och fötter. Data för sistnämnda del bestod av 350 bilder, jämnt fördelade mellan handleder med och utan frakturer.

Tabell I  
FÖRDELNING AV RADIOLOGISKT BILDMATERIAL DE TVÅ TESTERNA

	Händer	Fötter	Testdata	Fraktur	Icke-fraktur
Testdata	45	45	Testdata	158	158
Träningsdata	5	5	Träningsdata	17	17

Från varje grupp av bilder valdes 90% av bilderna slumpmässigt till träningsdata och resterande 10% till testdata (Se Tabell 1.). Upptäckningen utfördes genom så kallade *överföringsinläring*, där de tre sista lagren i nätverket anpassades med hjälp av träning av slumpmässigt valda röntgenbilder.

Innan finjusteringen var det nödvändigt att behandla och anpassa bilderna för klassificeringen. Med hjälp av MatLabs funktioner *imageAugmenter* och *augmentedImageDatastore* skalades bildmaterialet om till storlek  $227 \times 227 \times 3$  i färgskalan RGB [40], då AlexNet endast kan hantera indata av denna dimension. Därefter speglades vissa slumpmässiga bilder längs vertikallinjen och förflyttades slumpmässigt 30 pixlar horisontellt och vertikalt. Under uppträningen itererades samtliga

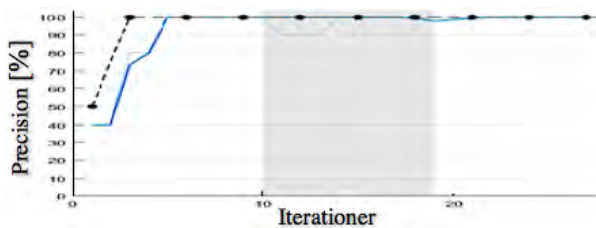


träningbilder i sex epoker. Mellan varje epok justerades träningbilderna något genom tidigare nämnd bildbehandling. Träningsdata i varje epok skiljer sig därmed något från data i föregående epok, vilket ger nätverket ökad noggrannhet.

Efter träningen användes det nya, justerade nätverket för att klassificera bilder endast använda för granskning. Alltså utnyttjades inte dessa bilder för att träna systemet, utan var okända för nätverket.

## RESULTAT

### Hand/fot



Figur 5. Visualisering av nätverkets noggrannhet vid uppträning på röntgenbilder av händer och fötter.

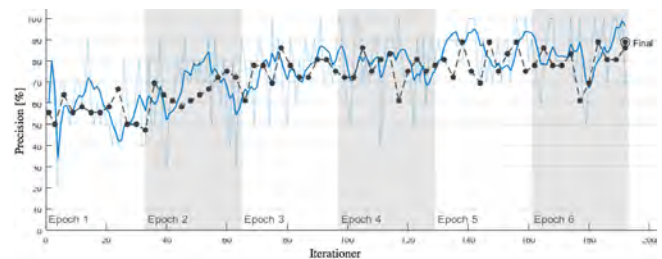
Figur 5 visar att det tränade nätverket nådde en precision på 100% redan i första epoken. Bilderna i figur 6, som användes för granskning, klassificerades till 100% korrekt.



Figur 6. Bilden visar hur olika röntgenbilder har klassificerats.

### Intakt/skadad handled

I figur 7 kan man se att nätverket nådde en precision på omkring 89 %. Alla bilder förutom bilderna med röd ram i figur 8 klassificerades korrekt.



Figur 7. Visualisering av nätverkets noggrannhet under uppträning på röntgenbilder av handleder med och utan fraktur. Övergång mellan vitt och grått symboliserar nya träningsset av data.



Figur 8. Fyra bilder ut testdatan för klassificering av handleder med och utan frakturer. Rödmarkerad bild har felaktigt klassificerats som intakt. Övriga bilder i figuren är korrekt klassificerade.

## VII. DISKUSSION

### Tillämpning

Då formen av en fot i en röntgenbild var mer kompakt än en hand, lärde sig systemet troligtvis att stora områden med vita eller svarta pixlar var ett särdrag som karakteriserade en fot. Formen på en hand är däremot inte lika kompakt och består av flera konturer. En större variation av vita och svarta pixlar i en röntgenbild leder till att bilden klassificeras med störst sannolikhet som en hand. Om en röntgenbild av en hand skulle ha defekter eller fläckar, skulle algoritmen därmed sannolikt felaktigen klassificera bilden som en fot. Särskilt i de fall då

fingrarnas konturer i bilden skulle täckas och på så vis sett ut som tår istället för fingrar.

Handledsfakturer i röntgenbilder är för en okunnig relativt svåra att urskilja. Av denna anledning, kombinerat med ett i sammanhanget relativt litet set träningsdata, var förväntningarna på algoritmens precision vid klassificering ej särskilt höga. Trots detta uppnåddes en förhållandevis hög precision vilket antyder att där finns möjligheter för artificiell intelligens för denna specifika tillämpning. Något som dels bekräftas av framgången i forskningsprojektet på artificiell intelligens inom ortopediskt trauma och även av ett system som använder sig utav artificiell intelligens för detektion av handledsfakturer, som fick godkännande av FDA den 24 maj 2018 [45].

Vid träning av nätverk krävs tre dataset; träningsdata, valideringsdata och testdata. Valideringsdatan är den data som, liksom testdata, ej används vid träning av nätverket. Detta set används för slutlig justering av nätverket och för att undgå bias. På grund av den begränsade mängden data som använts vid träning av detta nätverk har ingen valideringsdata använts, vilket sannolikt har haft negativ inverkan på resultatet.

Denna modell har endast tränats på bilder ur frontalplanet. Vid en del handledsfakturer framkommer dock fraktur tydligare i sagittalplanet. En potentiell förbättringsmöjlighet skulle på så vis kunna vara att basera klassificering på bilder i fler plan.

## VIII. ETIK OCH HÅLLBAR UTVECKLING

Artificiell intelligens över lag ger upphov till frågeställningar kring huruvida det är etiskt försvarbart att ersätta människa med maskin. Den etiska teorin utilitarismen säger att den rätta handlingen är den som maximerar nyttan samtidigt som den minimerar lidandet. Enligt det tankesättet rättfärdigas tillämpningen av artificiell intelligens inom radiologin av det faktum att dess användning är en fråga om liv och död.

För att skydda alla inblandade och undvika misstag krävs uppdatering och nyetablering av regelverk och standarder som matchar världens nya applikationer. För att undvika feltolkningar av systemets svar krävs utbildning av personal i hur resultat ska tolkas och hanteras. De behöver ha god kunskap i när, hur och varför ett system larmar, samtidigt som de bör vara införstådda med systemets tillförlitlighet. För att minimera risken för att sjukdom ej detekteras är det även viktigt att systemet har hög sensitivitet.

Det krävs kontinuerlig kommunikation mellan tillverkare och användare. Det finns mycket som tillverkare inte har i åtanke, som användare uppmärksammar. En del problem visar sig först efter ett tag i bruk. Det är viktigt att både tillverkare och användare är öppna för detta och anpassar sig till att det tar tid innan system har mognat.

Viktigt vid utveckling av denna typ av system är att titta på morgondagen. Då utvecklingsprocessen är långdragen krävs det att man bortser något från vad som behövs idag och istället fokuserar på morgondagens behov. De globala nedskärningarna på vårdpersonal är stora och förväntas bli allt större [41]. Samtidigt ökar kraven på vården av en växande

världsbefolkning med högre medellivslängd och ökad risk för kroniska sjukdomar. Om problemet ej behandlas omgående får det seriösa följer för miljardier människor runtom i världen.

## Värde av artificiell intelligens för

- Patienten
  - Mer träffsäker diagnos och behandling
  - Kortare sjukhusvistelse
  - Minskad oro tack vare snabbare besked
- Vårdpersonal
  - Effektiviserande för problem av enkel karaktär
  - Stöd vid komplexa problem
  - Ökar effektivitet i datahantering och integrering [42]
  - Adderar värde till radiologens arbete genom reproducerbar kvantifiering av features
  - Effektiviserar longitudinell granskning
  - Avlasta personal från monotont arbete
- Sjukvården
  - Förbättrar vårdkvalitet
  - Ökad effektivitet medför kortare sjukhusvistelser och följaktligen lägre kostnader
  - Elimineras variabilitet i tolkning, såväl den radiologer emellan som den för radiolog över tid

## IX. SLUTSATS

Resultatet i tillämpningen påvisade att neuronala nätverk med endast ett hundratal bilder, begränsad datorkraft och utan större förkunskap kan uppnå relativt hög precision. Detta påvisar den artificiella intelligensen möjligheter att framgångsrikt tillämpas inom radiologin, för att höja kvalitet och avlasta personal. Tid kommer sparas in för såväl personal som patienter och de skickliga professionerna kommer nyttja sin kunskap till mer komplexa uppgifter.

Av litteraturstudie kan det konstateras att det inom området pågår mycket forskning, men det är ännu ett förhållandevis litet antal applikationer som erhållit regulatoriskt godkännande för bruk inom klinisk verksamhet.

Artificiell intelligens lovar mycket, men applicerat i realiteten kan den ännu endast lösa begränsade och isolerade uppgifter. Datorerna kommer följaktligen, under överskådlig framtid, inte helt och hållet kunna genomföra den radiologiska granskningen. Den kommer endast vara ett bra verktyg som förstärker värdet av radiologens arbete. Det kan alltså konstateras att radiologens roll kommer förändras, inte försvinna. Då det idag har vuxit fram mer komplexa frågeställningar och de krav som ställs på sjukvården har ökat, kommer den artificiella intelligensen tidsmässigt mycket lägligt.

## X. EFTERORD

Vi önskar tacka våra handledare Hanna Isaksson och Peter Leander som har gett oss stöd under arbetets gång. Vi tackar även Peter ytterligare för det material han har bidragit oss med, för att kunna utföra den praktiska delen i arbetet.



Under projektets gång har det mesta arbetet skett i samarbete mellan båda författarna. EH har tagit huvudansvar för att sammanfatta vad som kom fram under intervjuerna, medan SB har tagit huvudansvar för de praktiska exemplen. Båda författare har hjälpts åt med rapporten, men EH har skrivit mer om litteraturanalysen och SB har skrivit mer om det praktiska exemplet.

## REFERENSER

- [1] Nielsen, Michael. 2015. *Neuronal Networks and Deep Learning*. Determination Press. <http://neuronalnetworksanddeeplearning.com/>
- [2] Elevate. Februari 2018. *Geoffrey Hinton: The Foundations of Deep Learning*. [video]. Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=z199IZvW7rE>
- [3] *Artificiell intelligens ger företag starka konkurrensfördelar!* Teorem. <https://www.teorem.se/artificiell-intelligens/> [2018-05-25]
- [4] Radiology Leadership Institute (2017). *Leadership Insider Podcast Episode 108* [podcast] Artificial Intelligence Part 1. <https://www.radiologyleaders.org/Resources/Leadership-Insider-Podcast-Episode-108-Artificial-Intelligence> [2018-05-18]
- [5] Lee, Kevin. Maj 2018. *Best graphics cards 2018: the best GPUs for gaming*. Techradar. <https://www.techradar.com/news/computing-components/graphics-cards/best-graphics-cards-1291458> [2018-05-18]
- [6] Qure.ai. Chest X Ray Screening and Automated Reporting. <http://qure.ai/what-we-do.html#chest1> [18-05-2018]
- [7] Edenbrandt, Lars; Forskare, Exini. Intervju 21 februari 2018.
- [8] Johansson, Martin; Forskningschef, CellaVision. Intervju 26 april 2018.
- [9] Blaauw, F. Emerencia, A. (2016). *Deep learning the beautiful mind*. Mindwise. <http://mindwise-groningen.nl/deep-learning-the-beautiful-mind/>
- [10] Matsugu, M. Mori, K. Mitari, Y. Kaneda, Y. (2003). *Subject independent facial expression recognition with robust face detection using a convolutional neuronal network*. [pdf]. ScienceDirect. <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0893608003001151?via%3Dihub> [2018-05-18]
- [11] Strand, Oskar; medarbetare hos Siemens. Intervju 28 februari 2018.
- [12] Silverstein, Jason. (2016-09-27) *Most of the World Doesn't Have Access to X-Rays*. The Atlantic. <https://www.theatlantic.com/health/archive/2016/09/radiology-gap/501803/> [2018-05-18]
- [13] *aBSI - Automated Bone Scan Index*. Exini. <http://exini.com/absi-eu>
- [14] *Osteoarthritis*. Arthritis Foundation. <https://www.arthritis.org/about-arthritis/types/osteoarthritis/> [2018-05-18]
- [15] Norman, B. Pedoia, V. Majumdar, S. *Use of 2D U-Net Convolutional neuronal Networks for Automated Cartilage and Meniscus Segmentation of Knee MR Imaging Data to Determine Relaxometry and Morphometry*. Dept. of Radiology and Biomedical Imaging & Center for Digital Health Innovation, University of California. <https://pubs.rsna.org/doi/abs/10.1148/radiol.2018172322?journalCode=radi> [2018-05-16]
- [16] Zagoudis, Jeff. (April 2018). *Artificial Intelligence Improves Lung Cancer Detection*. Imaging Technology News. <https://www.itnonline.com/article/artificial-intelligence-improves-lung-cancer-detection> [2018-05-15]
- [17] Imaging Tehnology News. (2018) *Body Vision Medical Receives FDA Clearance for LungVision Tool* <https://www.itnonline.com/content/body-vision-medical-receives-fda-clearance-lungvision-tool> [2018-05-14]
- [18] Nall, Rachel. Januari 2018. *Liver fibrosis*. Healthline. <https://www.healthline.com/health/liver-fibrosis#stages> [2018-05-12]
- [19] Februari 2018. *FDA permits marketing of clinical decision support software for alerting providers of a potential stroke in patients*. <https://www.fda.gov/NewsEvents/Newsroom/PressAnnouncements/> [2018-05-15]
- [20] Freiherr Greg, (2018). *Artificial Intelligence permeates RSNA exhibit floor. Diagnostic Imaging Europe*. (januari 2018), sida(19).
- [21] Gewefel, S. Hanan. Mars 2017. *Can the Smart detect<sup>TM</sup> in breast ultrasound provide a second opinion?* [E-bok]. The Egyptian Society of Radiology and Nuclear Medicine. [https://ac.els-cdn.com/S0378603X16301747-1-17471-s2.0-S0378603X16301747-main.pdf?\\_tid=f08613c9-1d42-4524-af55-419c442234af&acdnt=1525994674\\_45e856077078acf80a16671e4](https://ac.els-cdn.com/S0378603X16301747-1-17471-s2.0-S0378603X16301747-main.pdf?_tid=f08613c9-1d42-4524-af55-419c442234af&acdnt=1525994674_45e856077078acf80a16671e4)
- [22] Rajpurkar, P. Irvin, J. Zhu, K. Yang, B. Mehta, H. Duan, T. Ding, D. Bagul, A. Ball, L. R. Langlotz, C. Shpanskaya, K. Lungren, P. M. Ng, Y. Andrew. *CheXNet: Radiologist-Level Pneumonia Detection on Chest X-Rays with Deep Learning*. [pdf]. <https://arxiv.org/pdf/1711.05225.pdf>
- [23] U.S. Food & Drug Act.(2018-04-20) *510(k) Premarket Notification*. <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K180161> [2018-05-23]
- [24] Viz CTP Platform. Viz.AI. <https://www.viz.ai/viz-ctp/> [18-05-2018]
- [25] U.S. Food & Drug Act.(2017-05-01) *510(k) Premarket Notification*. <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K163253> [2018-05-10]
- [26] Siemens. FAST Integrated Workflow. <https://www.healthcare.siemens.com/computed-tomography/technologies-innovations/> [2018-05-16]
- [27] NURadiology, *Aortic 4D flow MRI - 3D blood flow visualization & flow quantification in aortic valve insufficiency* [Video] Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=yoyuG4zqSRk>
- [28] *Overfitting*. Techopedia. <https://www.techopedia.com/definition/32512/overfitting> [2018-05-18]
- [29] Rajamanickam Antonimuthu, *Eyes of Watson - Cognitive Computing & Radiology for Heart Disease* [video] Youtube. <https://www.youtube.com/watch?v=dW5rnnOFu7A> [2018-05-18]
- [30] Butterfly Network. 2017. *The technology behind the Butterfly iQ*[Video] Youtube <https://www.youtube.com/watch?v=oFQ43Z0qiqY> [2018-05-18]
- [31] Siversson, Carl; VD på Spectronic. Föreläsning 25 april 2018.
- [32] *Maxwell MRI revolutionises healthcare delivery with AI on GCP*. Maxwell MRI. <https://cloud.google.com/customers/maxwell-mri/> [2018-05-18]
- [33] Diagnostic Image Analysis Group, 2017. *Vacancy: Deep learning for Prostate MRI Diagnosis* [http://www.diagnijmegen.nl/index.php/Deep\\_learning\\_for\\_Prostate\\_MRI\\_Diagnosis](http://www.diagnijmegen.nl/index.php/Deep_learning_for_Prostate_MRI_Diagnosis) [18-05-2018]
- [34] Islam, J, Zhang, Y. December 2017. *An Ensemble of Deep Convolutional neuronal Networks for Alzheimer's Disease Detection and Classification*. Cornell University Library. <https://arxiv.org/abs/1712.01675> [2018-05-18]
- [35] King Jr, F. Bernard. 2017. *Artificial Intelligence and Radiology: What Will the Future Hold?* American College of Radiology. <https://www.acpsem.org.au/documents/item/347> [2018-05-18]
- [36] Sabour S, Frosst N, Hinton G, 2017. *Dynamic Routing Between Capsules*. <https://arxiv.org/abs/1710.09829> [2018-05-18]
- [37] *ImageNet*. Wikipedia. <https://en.wikipedia.org/wiki/ImageNet>
- [38] Tasci, T, Kim, K. Maj 2015. *ImageNet Classification with Deep Convolutional neuronal Networks*. [pdf]. [http://vision.stanford.edu/teaching/cs231b\\_spring1415/slides/alexnet\\_tugce\\_kyunghee.pdf](http://vision.stanford.edu/teaching/cs231b_spring1415/slides/alexnet_tugce_kyunghee.pdf) [2018-05-16]
- [39] Brownlee, Jason. December 2017. *A Gentle Introduction to Transfer Learning for Deep Learning*. Machine Learning Mastery. <https://machinelearningmastery.com/transfer-learning-for-deep-learning/> [2018-05-15]
- [40] *Preprocess Images for Deep Learning*. (2018). MathWorks. <https://se.mathworks.com/help/nnet/ug/preprocess-images-for-deep-learning.html>
- [41] 2013. *Global health workforce shortage to reach 12.9 million in coming decades*. World Health Organization. <http://www.who.int/mediacentre/news/releases/2013/health-workforce-shortage/en/> [2018-05-18]
- [42] Galeon, Dom. 2017. *A New Device Lets You Conduct an Ultrasound With a Smartphone*. <https://futurism.com/new-ultrasound-device/> [2018-05-18]
- [43] Nvidia. *GeForce 256*. <http://www.nvidia.com/page/geforce256.html>
- [44] *FDA.510(k) Premarket Notification* <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfpmn/pmn.cfm?ID=K122205> [2018-05-25]
- [45] U.S. Food & Drug Administration. 2018-05-24. *FDA permits marketing of artificial intelligence algorithm for aiding providers in detecting wrist fractures*. <https://www.fda.gov/NewsEvents/Newsroom/PressAnnouncements/ucm608833.htm> [2018-06-07]
- [46] Siversson, Carl; VD, Spectronic Medical. Intervju 5 juni 2018.
- [47] Investopedia. *AI winter* <https://www.investopedia.com/terms/a/ai-winter.asp> [2018-06-08]
- [48] Spectronic Medical. *MRI only radiotherapy planning using MriPlanner* <http://www.spectronic.se/wb/page-2/page6/index.html> [2018-06-08]
- [49] Olczak, J. Fahlberg, N. Maki, A. Razavian, A.S. Jilert, A. Stark, A. Sköldenberg, O. (2017-07-06) *Artificial intelligence for analyzing orthopedic trauma radiographs* <https://doi.org/10.1080/17453674.2017.1344459>

# Stegvinklestimering med gyroskop i Snubblometer för fallprevention

Lisa Swanberg (BME-15), Olivia Samuelsson (BME-15)

**Sammanfattning**—Fallolyckor är ett stort problem bland äldre och leder till många dödsfall. Idag finns metoder för falldetektion som analyserar hur själva fallet sker. Dock finns i dagsläget ingen produkt eller lösning på marknaden som analyserar stegförändringar i fallpreventivt syfte. Detta utvecklar företaget Infonomy och produkten har de valt att kalla för en Snubblometer. Infomys Snubblometer är en bärbar balansmätare som innehåller en accelerometer för att mäta och analysera förändringar i rörelsemönster vid gång. Några av parametrarna som är av intresse för Infonomy är steglängd och stegvinkel. För att mäta vinkeln för låret i förhållande till underlaget har en ny prototyp av Snubblometern tagits fram för denna studie. Denna prototyp är placerad på låret och innehåller, förutom en accelerometer, även ett gyroskop. Studiens syfte är att undersöka hur väl gyroskopet kan estimeras stegvinkeln. Med prototypen erhålls en god estimering av benvinkeln vid gång på löpband för friska personer. Vinkeln erhålls genom två olika metoder – integration av gyroskopdata samt en kombination av accelerometerdata och gyroskopdata med hjälp av Kalmanfiltrering. Slutsatsen är att endast genom att integrera vinkelhastighetsvärdena från gyroskopet erhålls en god vinkelapproximation för lårets vinkel vid gång. I och med det goda resultatet i denna studie har Infonomy infört ett gyroskop i deras senaste prototyp av Snubblometer. Genom en lårvinkelapproximation kan fallpreventionen förbättras och därmed också fall motverkas.

## I. INTRODUKTION

**B**ALANSEN är livsviktig för äldre personer. Varje dag dör i Sverige fyra personer i sviterna av en fallolycka. Detta är fyra gånger fler än dödsfallen i trafiken varje dag. Samtidigt blir befolkningen både äldre och större. För en gammal och skör person kan ett fall leda till att man aldrig reser sig igen. Perioder av sängliggande efter ett fall följs lätt av komplikationer såsom lunginflammation som kan ha en dödlig utgång.

Fallolyckor är således ett stort problem och leder inte bara till stort lidande för den drabbade och dess anhöriga, utan även enorma kostnader för samhället. Varje år kostar fallolyckorna i Sverige 25 miljarder kronor. Där inräknat vårdplatser, rehabilitering och insatt stöd [1].

I dagens hjälpmedel för falldetektion har man endast studerat information från själva fallet. Företaget Infonomy har kommit fram till att innan ett fall finns mängder av intressant data som kan användas för att förutsäga nedsatt balans. För



Figur 1. Infomys Snubblometer [2].

att bekämpa det ökande antalet fallolyckor har Infonomy tre strategier:

**Falldetektion** handlar om att detektera och informera om att ett fall har skett.

**Fallskydd** handlar om att skydda mot de fallolyckor som faktiskt sker. Detta genom algoritmer som analyserar sensor-data och aktiverar skydd när ett fall är på väg att ske.

**Fallprevention** handlar om att förhindra fall helt och hållet. Detta genom att samla och analysera stora mängder data från balanssensorer som kan bestämma när risken för fall förändras och utvärdera effekten av insatt balansträning [2].

### A. Snubblometer

Idén om att analysera data innan ett fall inträffar – fallprevention – tar sin form i Infomys produkt Snubblometer. Detta är en bärbar balansmätare som fästes på låret som i sin tur är kopplad till en mobilapp. Balansmätaren mäter och analyserar förändringar i gång, rörelsemönster och kan detektera när ett fall är på väg att ske. Produkten Snubblometer är en hårdvara med tillhörande mjukvara där Infonomy utvecklar algoritmerna som tolkar och analyserar rörelsemönster hos människan. Målet är att följa hur rörelsemönster förändras och på så vis kunna förutse olyckor, såsom fall [2].

Tanken med Snubblometern är att den ska bli en betydande del i arbetet med att förebygga fallolyckor inom sjuk/äldreboenden. Användningsområdena för en Snubblometer är många. Den främsta applikationen kan tänkas vara på äldreboenden, i synnerhet demensboenden. Detta för att kunna hålla uppsikt över vårdtagare som kanske inte kan kommunicera om hur deras tillstånd och balans är, för att följa upp effekten av nya mediciner eller för att se om en vårdtagare eventuellt är uppe och går på natten. Det sistnämnda detekteras idag med larmmattor och rörelsedetektorer, men dessa kan

Inlämnat den 5 juni 2018

E mejladress: {mte15lsw@student.lu.se, mte15osa@student.lu.se}

Teknisk handledare: Simon Bjerkborn, Infonomy

Teknisk handledare: Frida Sandberg, Inst. för Biomedicinsk Teknik, Lunds Universitet

Klinisk handledare: Eva Ekvall Hansson, Fysioterapi, Medicinska fakulteten, Lunds Universitet

komma att ersättas av Infonomys Snubblometer. Ytterligare ett användningsområde är för anhöriga som vill kunna se att allt är som det ska med en äldre släkting genom att själva ha appen till Snubblometern. För äldre personer som är tekniskt intresserade och vill ha kontroll över sin egna hälsosituation kan självfallet även de ha appen i sin egen eventuella smartphone. Ytterligare tänkbara applikationer av Snubblometern är kontroll och uppföljning av balansträning för rehabilitering efter fall eller sjukdomar, till exempel stroke. På så vis kan fysioterapeuten få en bild av hur träningen går och hur mycket mer balansträning som krävs för att komma tillbaka från skadan [3].

I den applikation vilken Snubblometern är kopplad till görs analyser av två typer:

**Gånganalys.** I Snubblometern sker kontinuerlig analys av steglängd, stegfrekvens, hållning, balans och svängparametrar.

**Detektering av diskreta händelser.** Snubblometern känner också igen fördefinierade rörelser som till exempel att gå upp ur sängen på morgonen, att snubbla till och att falla. Detta möjliggör mätning av aktivitetsnivåer samt sömnkvalitet [2].

En av parametrarna i Infonomys gånganalys är steglängd och därtill följer också stegvinkel som har kommit att bli fokus för denna studie. Då dagens prototyp av Snubblometer endast innehåller en accelerometer är det för studien av intresse att införa ett gyroskop i prototypen för vinkelbestämning [2].

### B. Accelerometer

En accelerometer mäter linjär acceleration i en, två eller tre riktningar. Alltså den hastighetsförändring sensorn utsätts för. Genom att integrera signalen två gånger erhåller man position för objektet. Accelerationskrafter kan vara antingen statiska (så som gravitationen) eller dynamiska (vid förflyttning eller vibration av sensorn). Genom att mäta den statiska accelerationen går det att hitta vinkeln som sensorn har i förhållande till marken. Medan den dynamiska accelerationen kan beskriva hur sensorn rör sig [4].

Ett problem med användning av accelerometer är att den är känslig för både jordens gravitationsfält och externa accelerationen, alltså accelerationen som sensorn utsätts för på grund av kroppsrörelse [5].

I denna studie analyseras accelerationen för benet som sensorn är fäst på. Mätningen sker i tre riktningar – höger/vänster (z), upp/ner (x) och fram/bak (y). Sensitiviteten för den accelerometer som används i dataloggern för studien är  $0,488mg/LSB$  (där  $g$  är tyngdaccelerationen  $9,82 m/s^2$  och  $LSB$  är least significant bit) [6].

### C. Gyroskop

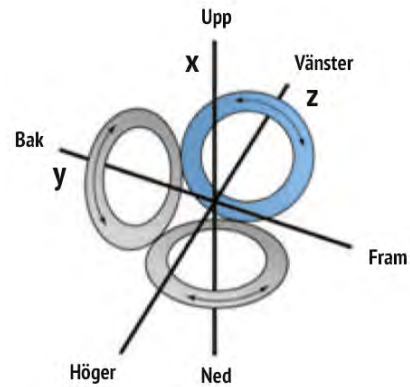
Ett gyroskop är en rotationssensor som mäter vinkelhastighet för tre ortogonala riktningssaxlar – höger/vänster (z), upp/ner (x) och fram/bak (y). Vinkeln kan i sin tur beräknas genom att integrera värdena erhållna från gyroskopet. Gyroskopet påverkas inte av jordens gravitation, men dock tenderar vinkelvärdena att ha en drift över tid på grund av ackumulering av brus [5].

Genom att införa ett gyroskop kan benets vinkel i förhållande till underlaget identifieras. Det gyroskop som

används i denna studie är ett mikroelektromekaniskt system (MEMS). Ett MEMS innehåller två vibrerande mekaniska element som undergår rotation. Vid rotation med vinkelhastighet  $\omega$  kommer en massa  $m$  som rör sig med hastighet  $v$  uppleva en så kallad Corioliskraft  $F_c$  [7].

$$F_c = -2 \cdot m(\omega \cdot v) \quad (1)$$

När vinkelhastigheten appliceras uppstår en ortogonal vibration på grund av Corioliseffekten. Detta resulterar i sin tur i en kapacitansförändring som är proportionell mot vinkelhastigheten [7]. Sensorn ger ett positivt vinkelhastighetsvärde för motursrotation kring den avsedda axeln. Sensitiviteten för gyroskopet som används i dataloggern för studien är  $8,75 mdps/LSB$  (där  $dps$  är degrees per second). [6].



Figur 2. Gyroskopets rotationsaxlar. Vid moturs rotation kring z-axeln erhålls positiva vinkelhastighetsvärden [9].

### D. IMU

En sensorintegrering mellan ett gyroskop och en accelerometer resulterar i en IMU (Inertial Measurement Unit). En IMU tar fördel av olika och kompletterande information från accelerometern och gyroskopet. Dessa kombineras för att skapa en mer noggrann och tillförlitlig mätning än vad sensorerna gör individuellt, till exempel genom att filtrera bort brus och drift. En sådan kombination är möjlig tack vare dagens sensorer som är relativt små och har låg kostnad samt låg energiförbrukning [5]. Detta är särskilt fördelaktigt för Infonomys Snubblometer som är en bärbar sensor.

### Frågeställning

Fokus i denna studie är att undersöka hur lårets vinkel i förhållande till underlaget, en av parametrarna i algoritmen för Snubblometern, kan uppmätas och hur den varierar. Som Snubblometern är konstruerad idag innehåller den en accelerometer. En accelerometer kan användas för att erhålla vinkelvärden när objektet är statiskt, vilket alltså inte är applicerbart på Snubblometern som mäter dynamiska rörelsemönster [10].

Syftet med studien är att undersöka om införandet av ett gyroskop i Snubblometern ger tillräckligt god vinkelapproximation vid gång. Detta kan i sin tur kan leda till större

noggrannhet i Snubblometers detektion av förändringar i gångmönster, vilket kan indikera nedsatt balans. Detta då minskade samt oregelbundna vinkelvärden för steg är en indikation på försämrad balans och därmed ökad risk för fall [3]. Studien baseras på två olika typer av vinklestimering – integration av gyroskopdata samt Kalmanfiltrering. Studien undersöker om endast integration av gyroskopdata ger ett tillräckligt tillförlitligt resultat eller om den mer avancerade Kalmanfiltreringen krävs.

För att utvärdera vinkelapproximationen beskrivs inledningsvis den datainsamling som utförts och därefter de metoder som använts för databehandling. Resultaten presenteras därefter och utvärderas avslutningsvis i sektionen för diskussion. Här diskuteras även hållbarhet och etik i ett avsnitt.

## II. DATA

Insamling av mätdata gjordes i rörelselaboratoriet på Health Science Centre tillhörande Lunds Universitet med handledning av Eva Ekvall Hansson, docent i fysioterapi vid Lunds Universitet, samt Simon Bjerkborn från Infonomy. Mätvärden samlades in från tre friska, unga testpersoner som bar en prototyp av Snubblometern (framtagen för denna studie) på utsidan av höger lår. Prototypen innehöll både en accelerometer som mätte accelerationen i x-, y- och z-led samt ett gyroskop som mätte vinkelhastigheten i samma riktningar. Testpersonerna gick på ett motionsband i två olika hastigheter: 1 km/h och 4 km/h. Vid den långsamma hastigheten togs små steg och vid den snabbare gick testpersonerna med större steg. Detta för att kunna undersöka såväl små som stora vinkelvärden och hur dessa varierar beroende på gånghastighet. En markering på löpbandet gjorde att testpersonerna gick med relativt jämnstora steg. Dessutom gjordes en manuell mätning med hjälp av en gradskiva för att erhålla vinkeln mellan lårbenets riktning och underbenet i en stillastående position. Denna stillastående position var ungefär i den steglängd som testpersonerna gick med för långsam gång.

Hela insamlingssekvensen filmades med en kamera på stativ för att i efterhand kunna verifiera uppmätta vinkelvärden från sensorn. På prototypen satt två lysdioder som bytte färg (röd, grön, blå) med en sekunds intervall för att kontrollera om sensorns interna klocka stämde överens med filmens klocka, som antogs vara den verkliga tiden.

## III. METOD

Datainsamlingen skedde med hjälp av en IMU som var kopplad till Arduino IDE, medan följande korrigering och signalbehandling genomförs i MATLAB.

### A. Korrigering

Vid datainsamling med dataloggern som används för studien erhålls för både accelerometern och gyroskopet heltalsvärden i varje mätpunkt. Dessa heltalsvärden är enhetslösa och måste korrigeras för att kunna relateras till verkligheten. Vid integration längre fram är det önskvärt om vinklarna uttrycks i grader. Accelerationen upplevs också enklare att relatera till om denna är av enhet  $m/s^2$  alternativt  $g$  (tyngdaccelerationen).

Studiens använda datalogger har ingen verklig klocka inbyggd utan endast en intern räknare. För att data från insamlingen ska kunna jämföras med vinklar som uppmäts i den film som spelades in under datainsamlingstillfället är det av intresse att omvandla de interna tidsstämplarna till korrekt tid, som antas vara tidsstämplarna i filmen.

1) *Datakorrigering*: Innan mätdata bearbetas korrigeras den för offset och sensitivitet för gyroskop respektive accelerometer. Offset för acceleration- och gyroskopvärdena i x-, y- och z-led urskiljs genom att låta sensorn ligga stilla. All mätdata kompenseras därefter för dessa offsetvärden. Gyrodata multipliceras dessutom med sensitiviteten för gyroskopet vilken är  $8,75 \text{ mdps/LSB}$ . Detta för att räkna om heltalsvärdena från gyroskopet till grader per sekund. Dessutom multipliceras värdena med sampelperioden, vilket är  $1/\text{samplingshastigheten}$ . För accelerometerdata multipliceras alla värden med accelerometersensitivitet vilken är  $0,488 \text{ mg/LSB}$  för att omvandla heltalsvärdena från accelerometer-mätningen till  $m/s^2$ .

2) *Tidskorrigering*: Lysdioderna på prototypen växlar färg med en sekunds intervall, enligt sensorns interna klocka. Detta innebär att det bör ta  $x$  sekunder i filmen för  $x$  antal färgbyten. Att  $x$  färgbyten sker tar längre tid än förväntat – att tiden är längre än  $x$  sekunder. Därför införs en korrigering faktor för tidsstämplarna i sensorns datalogger. Enligt beräkningar tar ett färgbyte 1,015 sekunder, medan förväntad tid för ett färgbyte är 1 sekund. Därav multipliceras alla tidsstämplar från dataloggern med  $1/1,015$ . Då denna korrigering utförts kommer vinklar som mäts upp i filmerna kunna jämföras med vinklar från samma tidpunkt i sensordatan. För att lättare kunna jämföra dessa vinklar synkas också tidens startpunkter i både videon och mätdata. Detta sker genom att en tidpunkt för en tydlig händelse hittas i både film och mätdata och matchas mot varandra. Denna händelse valdes som testpersonernas andra steg fram, vilket motsvaras av det andra positiva vinkelvärde som erhålls. Då har filmen och mätdata exakt samma tidsstämplar.

### B. Vinklestimering

För att estimerar lårvinkel i förhållande till underlaget används i studien två olika metoder – integration av vinkelhastighet samt Kalmanfiltrering. I denna studie används vinkelhastighetsvärden i z-led samt accelerometervärden i x-led och y-led då projektet begränsats till ett tvådimensionellt problem. Vinkelhastighet i z-led ger vid integration upphov till vinkelvärden runt höger/vänster axeln. Sidosvaj och höjdskillnad, som erhålls från gyroskopets två andra axlar, omfattas inte i denna studie.

1) *Integration av vinkelhastighet*: Genom att integrera vinkelhastighetsvärdena från gyroskopet i z-led erhålls vinkelvärden för rotation kring denna axel. Integration sker med hjälp av en kumulativ summering av mätpunkterna. När testpersonen tar ett steg fram med höger ben erhålls positiva vinkelvärden. Värdena är istället negativa när höger ben är

bakåt. Vid integration av vinkelhastigheterna skapas en drift över tid, alltså att vinkelvärdena ökar med tiden på grund av ackumulering av brus. För att eliminera driften skapas ett medelvärdesbildande lågpasfilter (se ekvation 2). Detta filter anpassas till att medelvärdesbilda över  $N = 40$  sampelpunkter för önskad effekt. Samplingshastigheten för mätningen är 20 Hz, vilket innebär att filtret medelvärdesbildar över två sekunder i mätningen. Medelvärdet fås genom att sampelpunkterna summeras och summan divideras med antal sampel.

$$y[n] = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} x[k] \quad (2)$$

Från medelvärdet ses en trend hos signalen, som i detta fall är driften hos vinkelvärdena. Denna drift subtraheras från vinkelvärdena så att de korrekta vinkelvärdena erhålls. Max-och minpunkter i signalen detekteras, och medelvärdena för dessa beräknas för att kunna jämföra med medelvärden från vinkeluppmätning i filmerna. Dessutom beräknas även ett medelvinkelintervall för varje testperson.

2) *Kalmanfiltrering*: I förhoppning om att reducera brus och drift testas även ett Kalmanfilter för att estimerar vinkelvärden med hjälp av både accelerometern och gyroskopet i Snubblometerprototypen. Kalmanfiltrering är en vanligt förekommande metod för sensorfusion av gyroskop och accelerometer. Ett Kalmanfilter är ett rekursivt filter som kan användas för att skatta tillståndet i ett dynamiskt system från brusig eller ofullständig mätdata. Filtret uppskattar tillståndet utifrån tidigare mätningar och föregående uppskattning [13]. Systemet beskrivs enligt ekvation 3 och 4 [12]:

$$x_k = Fx_{k-1} + Bu_{k-1} + w_{k-1} \quad (3)$$

$$z_k = Hx_k + v_k \quad (4)$$

$x$  – tillstånd

$u$  – insignal

$w$  – systembrus

$F$  – tillståndsövergångsmatris

$B$  – insignalkontrollmodell

$H$  – observationsmatris

$z$  – observationer (dvs. mätdata)

$v$  – mätbrus

Mer utförlig beskrivning av Kalmanfilter finns till exempel i *Adaptive Filter Theory* [8]. Vinkelhastigheten i z-led används som insignal  $u$  i Kalmanfiltret. Vinkeln utifrån gyroskopdata erhålls genom att integrera vinkelhastigheten precis som tidigare, medan vinkelvärden från accelerometerdata används som observation  $z$  i Kalmanfiltret, och beräknas med hjälp av trigonometri:

$$\theta = \arctan\left(\frac{-Acc_y}{Acc_x}\right) \quad (5)$$

Systemets tillstånd  $x$  beskrivs av vinkeln  $\theta$  samt driften  $\theta_b$  och skattas rekursivt med Kalmanfiltret. Karakteristiken för

mätbruset och systembruset är designparametrar i Kalmanfiltreringen [13]. Kovariansen för mätbruset påverkar hur Kalmanfiltret svarar på brus. Ett högre värde på denna parameter leder till att Kalmanfiltret blir mindre känsligt för brus. Om mätningen är bra, alltså om bruset är svagt, kan parametern  $v$  sättas till ett lågt värde. Ett rekommenderat värde på parametern  $v$  för en IMU är mellan 0,0001 till 0,001 [11]. I denna studie anses 0,001 vara den mest optimala uppskattningen på mätbruset efter att ha jämfört med andra värden på denna parameter.

Om systembruset  $w$  har ett högre värde är Kalmanmodellens osäkerhet högre. Detta betyder att det läggs större tilltro till sensorns mätningar. Ett högre värde på systembruset,  $w$ , leder till en snabbare förändring av systemet [5]. I denna studie används följande matris för parametervärdet  $w$  i enlighet med en rekommendation för användning av Kalmanfiltrering för en IMU [12]:

$$\begin{bmatrix} 0.001 & 0 \\ 0 & 0.003 \end{bmatrix}$$

### C. Verifikation av vinkel

För att verifiera trovärdigheten i prototypens uppmätta vinkelvärden görs en manuell mätning i ögonblicksbilder från filmen av datainsamlingen. Med hjälp av två lysdioder som sitter fast på prototypen kan koordinater utläsas för två punkter på låret. Koordinaterna uppmäts med hjälp av programmet PlotDigitizer. Vinklar mäts i fyra steg för långsam gång samt fyra steg för snabb gång. I varje steg mäts sex vinklar. Dessa vinklar ska komma att användas som referens att jämföra de erhållna vinkelvärdena med. Med uppmätta koordinater kan lår-vinkeln i förhållande till underlaget beräknas med hjälp trigonometri enligt:

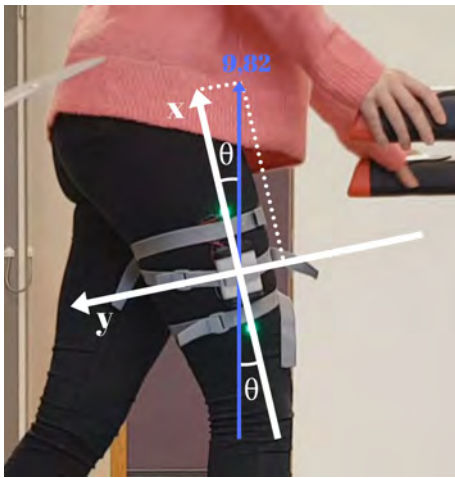
$$\theta = \arctan\left(\frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}\right) \quad (6)$$



Figur 3. Metod för uppmätning av vinklar i PlotDigitizer.

För att bekräfta att kameran inte har en eventuell linseffekt och att estimerade vinklar från ögonblicksbilder från

filmerna stämmer med verkligheten kontrolleras vinklarna med hjälp av accelerometerdata när testpersonerna står stilla och har höger ben fram. Om personen står helt rakt och ihop med båda fötter är alla accelerometervärden noll, förutom den uppåt/nedåtgående axeln (x-axeln) som då har värdet  $g$  – tyngdacceleration. När testpersonen istället står stilla i en position där höger ben är fram kommer resultanten av accelerometervärdena från x- och y-axeln vara tyngdaccelerationen, då det är den enda kraft som verkar på benet. Lite av tyngdaccelerationen har då fördelats över från x-axeln till y-axeln. Med hjälp av de två komponenterna i x- och y-led kan en vinkel för benet i stillastående position beräknas med hjälp av accelerometerdata. Ett medelvärde för 10 mätpunkter vid stillastående för acceleration i x-led respektive y-led beräknas. Med dessa medelvärden kan lårvinkeln erhållas på samma sätt som i ekvation 5.



Figur 4. Verifikation genom accelerometerdata vid stillastående. Vinkeln  $\theta$  beräknas genom ekvation 5.

#### IV. RESULTAT

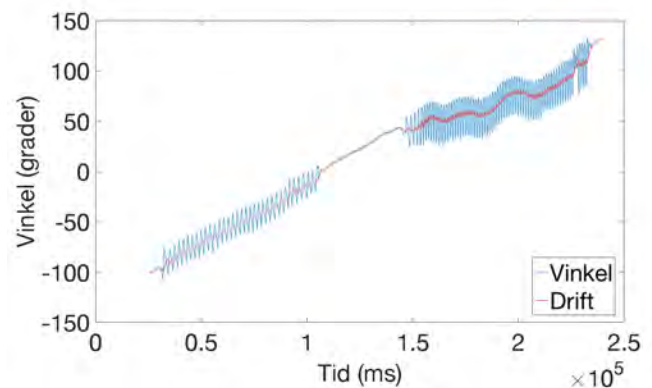
Resultatet från vinkelverifikationen i filmerna visas i tabell I. Dessa antas vara de sanna vinkelintervallen från datainsamlingen och används därför som referensvärden. Resultaten från testperson 1 redovisas i rapporten medan graferna för testperson 2 och 3 bifogas som bilagor.

I referensmätningen syns att långsamma steg har ett mindre vinkelintervall och snabba steg har ett större. Vinkelintervallen för steg vid långsam hastighet ligger mellan 19 och strax över 25 grader för de tre filmerna för respektive testpersoner. Medan intervallen för steg vid snabb gång pendlar mellan 37 och strax under 40 grader.

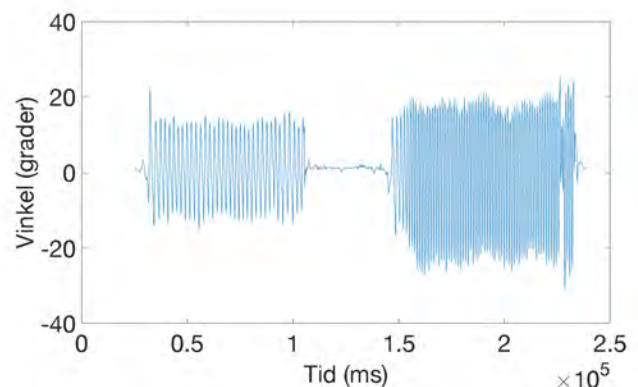
Vid endast integration av gyroskopdata erhålls som förväntat en drift. Driften gör att äkta vinkelvärden inte går att urskilja, vilket visas i figur 5. När driften sedan subtraheras från vinkeldata placeras vinkelvärdena som önskat runt noll och får verklighetstroga och relativt regelbundna vinkelvärden, se figur 6. Den första delen av graferna motsvarar lårvinkeln när testpersonen går med kortare steg i hastigheten 1km/h. Därefter följer ett parti då testpersonen står stilla för manuell uppmätning av vinkel med gradskiva

samt verifikationsmätning av vinkeln med hjälp av accelerometerspårerna. Sista delen av graferna motsvarar lårvinkeln när testpersonen går med längre steg i hastigheten 4km/h. Resultatet av medelvärdesberäkningar av vinkelvärden i dessa grafer sammanfattas i tabell II. Vinkelvärden från gyroskopdata pendlar mellan ett maximalt värde (steg fram med höger ben) och minimalt värde (steg bak med höger ben) för såväl långsamma som snabba steg. I denna studie jämförs skillnaden i vinkel från min till maxvärde, alltså amplituden för ett steg. Dessa vinkelintervall från gyroskopets mätdata visas i tabell II. Vinkelintervallet är 25 grader vid långsam gång för testperson 1 och 2 samt 33,5 grader för testperson 3. Vid de snabbare och större stegen ser man en tydlig detektion av större lårvinkel då vinkelintervallet är strax över 40 grader för alla tre testpersoner.

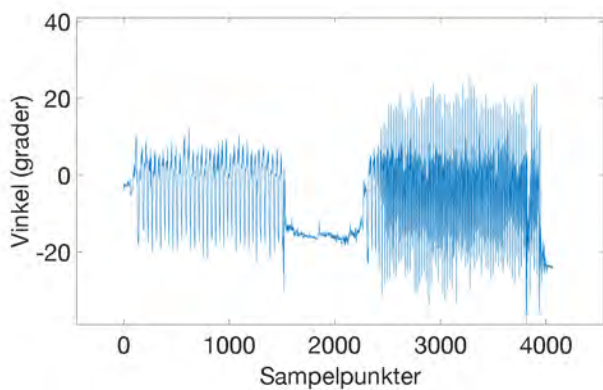
Kombination av gyroskopdata samt accelerometerdata med hjälp av Kalmanfiltrering eliminerar driften. Dock är vinkelvärdena inte regelbundna för de två olika steglängderna. Grafen för testperson 1 (se figur 7) och 2 (se figur 10 i bilaga) verkar ha en negativ offset som gör att de positiva vinkelvärdena vid långsam gång blir för små (under 10 grader).



Figur 5. Vinkel för testperson 1 erhållen från integration av gyroskopdata, med driften utmarkerad.



Figur 6. Vinkel för testperson 1 efter att driften filtrerats bort med medelvärdesbildande lågpasfilter.



Figur 7. Vinkelvärden för testperson 1 från Kalmanfiltrering, alltså när både accelerometerdata och gyroskopdata kombineras.

Tabell I  
MEDELVÄRDEN FÖR VINKELVERIFIKATION I FILMERNAS UTTRYCK I GRADER

		Testperson 1	Testperson 2	Testperson 3
Korta steg	Max	13,2	10,9	12,4
	Min	-6,3	-14,3	-10,6
	Vinkelintervall	19,5	25,2	23,0
Långa steg	Max	23,3	20,1	22,8
	Min	-16,3	-19,7	-14,5
	Vinkelintervall	39,6	39,8	37,3

Tabell II  
MEDELVÄRDEN FÖR VINKELVÄRDEN FRÅN GYROSKOP UTTRYCK I GRADER

		Testperson 1	Testperson 2	Testperson 3
Korta steg	Max	13,5	13,5	18,3
	Min	-12,0	-11,2	-15,2
	Vinkelintervall	25,5	24,7	33,5
Långa steg	Max	17,2	20,4	19,6
	Min	-23,5	-20,8	-22,7
	Vinkelintervall	40,7	41,2	42,3

Tabell III  
VINKEL VID STILLASTÅENDE FRÅN ACCELEROMETERDATA, FILM OCH GRADSKIVA

	Testperson 1	Testperson 2	Testperson 3
Vinkel från accelerometerdata	15,5	6,2	10,5
Vinkel från film	16,7	12,1	12,7
Vinkel mha gradskiva	16,0	9,0	11,0

## V. DISKUSSION

Eftersom testpersonerna går med konstant hastighet på löpbandet bör vinkelvärdena som erhålls efter integration eller Kalmanfiltrering vara regelbundna. Vinkelvärdena bör först vara små då testpersonerna går med långsam hastighet och sedan större då gånghastigheten ökar. När personen står stilla

förväntas vinkeln vara nära noll grader, och vinkelvärdena bör även svänga kring noll då personen går. För alla tre testpersoner erhålls relativt regelbundna vinkelvärden efter integration samt eliminering av drift, se figur 6, 9 (i bilaga) och 12 (i bilaga). Dessutom svänger alla vinkelgrafer ungefär kring noll grader. Integration med driftkompensation gav alltså ett önskvärt resultat. Något som kan verifieras med hjälp av denna studie är att ett gyroskop är användbart för att mäta vinkeln vid gånganalys och att gyroskopet tydligt detekterar en ökning av benvinkeln om personen tar större/snabbare steg. Med tanke på det goda resultatet har Infonomy beslutat att införa ett gyroskop i deras senaste prototyp av Snubblometer. Detta kommer ge information om hur användaren förändrar sin benvinkel och därmed steglängd, vilket i sin tur förbättrar detektionen av sämre balans och fallpreventionen.

Vinkelintervallen från filmerna, se tabell I, är dock mindre än vinkelintervallen från gyroskopdata i tabell II. Detta kan bero på att det fortfarande finns en drift eller offset i gyroskopvärdena efter integration. Dessutom finns det en risk att vinkeluppmätningen från filmerna inte representerar vinklarna i hela gångsekvensen. Medelvärdet för max- och minvärden från filmen beräknas ganska tidigt i filmsekvenserna för endast ett par steg. Då referensuppmätning görs för ett litet antal vinklar av mätningen ger det inte perfekt tillförlitlighet vid jämförelse med hela mätdatan från dataloggern. Det skulle förmodligen bli mer korrekt om det gjordes fler manuella mätningar i PlotDigitizer, alltså för fler steg från filmerna. Det finns också en sannolikhet för felaktig uppmätning i bilderna på grund av den mänskliga faktorn. Det mest optimala vore en mer exakt referensmätning av vinklarna med exempelvis ett rörelseanalysystem som använder ultraljud. Denna metod diskuterades i förstadiet till studien men uteslöts då den var mer tids- och logistikkrävande för att få den på plats till testlaboratoriet. För en bättre verifikation av studien bör ny data samlas in med en sådan referensmätning.

Dessutom kan kameran eventuellt ha en linseffekt som gör att de uppmätta vinklarna i bilderna inte stämmer helt. Kontroll av linseffekt, alltså jämförelse mellan accelerometerdata och vinkel från film vid stillastående (se tabell III), ger någon grads skillnad för testperson 1 och 3 samt nästan hälften så stor vinkel för accelerometerdata för testperson 2. Dock kan detta bero på brusig accelerometerdata snarare än linseffekt. Vinkeluppmätning med hjälp av gradskiva ger en grads skillnad jämfört med vinkeln från filmen när testperson 1 och 3 står stilla, medan värdet skiljer sig med 3 grader för testperson 3. Eftersom värdet som mäts med gradskiva är vinkeln i lårbenets riktning i förhållande till underbenet kommer denna vinkel i regel vara lite mindre än de som är uppmätta i filmerna, se tabell III.

En ytterligare faktor som kan ha påverkan vid användning av gyroskop i Snubblometer är att alla personer har individuell gångstil. I denna studie har gånganalys endast utförts på tre friska, unga personer med regelbunden gång under en kort tid. För ännu mer tillförlitlighet hade en större grupp testpersoner behövts samt en längre datainsamlingstid för att följa testpersonerna i deras vardagliga rörelsemönster. För att optimera undersökningen behövs dessutom en testgrupp bestående av Snubblometers målgrupp – äldre personer, både med normal

och nedsatt balans. Äldre personer har i regel mindre regelbunden gång samt kortare steg. För studiens omfattning anses det tillräckligt med friska, unga personer för att få en uppfattning om hur bra gyroskopet estimerar vinkelvärdena. Dessutom är regelbundna vinklar lättare att analysera och verifiera. Att ta in äldre (och eventuellt sjuka) testpersoner hade krävt en mer omfattande, kontrollerad datainsamling vilket hade varit mer tidskrävande.

Det finns en möjlighet att expandera algoritmen så att benvinkeln kan mätas i tre dimensioner, eller åtminstone vinkeln i sidled så att sidosvaj hos testpersonen kan mätas. Detta ger förmodligen väldigt små vinkelvärden, men är sannolikt ändå användbart för att få en uppfattning om hur stabil en äldre person är i sidled.

En fördel med Kalmanfiltreringen är att driften elimineras från vinkelvärden, se figur 7, 10 (i bilaga) och 13 (i bilaga). Dock är vinkelgraferna från Kalmanfiltreringen mer oregelbundna än vinkelvärdena från endast integration av gyroskopdata. Vinkelvärdena bör vara relativt jämnstora då testpersonerna går med konstant hastighet. Kalmanfiltrering kräver mer datorkraft och tid men ger i denna studie inte bättre resultat. Därför anses den avancerade Kalmanfiltreringen inte nödvändig för den data som har samlats in i just denna studie. Möjligtvis hade Kalmanfiltrering varit mer användbart för gång i verklig miljö till skillnad från gång på löpband. En mer omfattande analys av sensorerna och Kalmanfiltreringens algoritmer hade möjligtvis gett en bättre anpassning till Snubblometerprototypens accelerometer och gyroskop. Det valdes att inte innefatta denna analys i studien då resultatet från integration av gyroskopdata ansågs tillräckligt för syftet.

### Hållbar utveckling

Om vinkeluppmätningen integreras i Snubblometer förbättras förmodligen analysen av rörelsemönster och detektionen av sämre balans. Ett införande av Infonomys Snubblometer motverkar det stora antalet fallolyckor i dagens samhälle. Detta leder till färre vårdbesök och därmed mindre belastning på sjukvården och minskade sjukvårdskostnader. Dessutom kommer äldre och dess anhöriga känna en större trygghet. Därför bidrar Snubblometer till både ekonomisk och social hållbarhet i samhället. Gyroskopet i Snubblometerprototypen har låg energiförbrukning vilket gör att ett införande av gyroskopet inte har en märkbar miljöpåverkan ur energisynpunkt. Miljöpåverkan kan snarare minska med tanke på att exempelvis antalet vårdtransporter minskar då Snubblometer reducerar antalet fallolyckor.

### Etik

Då tanken med Snubblometer är att den sitter på dygnet runt och loggar data om hur patienten går och även i viss mån vad patienten gör (sover, sitter, går) är etiken en viktig aspekt. Vid all typ av övervakning är det viktigt att personen i fråga är medveten om vilken data som loggas och vad den ska användas till. En annan stor fråga är vem som får tillgång till all data. I Snubblometers fall kan man tänka sig att olika typer av vårdpersonal men även anhöriga har tillgång till datan, utöver patienten själv.

## VI. SLUTSATSER

Genom att införa ett gyroskop i Infonomys Snubblometer möjliggörs en vinkelstimering av lårbenet i förhållande till underlaget. Det visar sig att en tillräckligt god vinkelapproximation erhålls genom integration av gyroskopdata med anpassat lågpasfilter och att Kalmanfiltrering inte är nödvändigt för att uppnå goda resultat. Denna typ av vinkelstimering med hjälp av gyroskop har, efter studiens goda resultat, införts i Infonomys senaste prototyp av Snubblometer för att förbättra fallpreventionen.

## VII. EFTERORD

Vi vill rikta ett stort tack till vår tekniska handledare Simon Bjerkborn på Infonomy som gjort detta projektet möjligt genom att skapa prototypen till datainsamlingen och guida oss under hela projektets gång. Vi vill också tacka Eva Ekvall Hansson som varit vår kliniska handledare och bidragit med mycket värdefull information om hur Snubblometer kan komma att påverka den kliniska verksamheten. Också stort tack till Frida Sandberg som har hjälpt oss med frågor rörande signalbehandling och MATLAB.

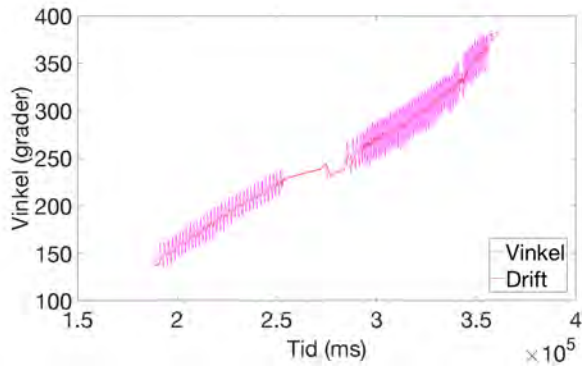
Under projektets gång har arbetet fördelats jämnt mellan de två författarna.

## REFERENSER

- [1] Y. Carlqvist Warnborg. 2017. *Den livsviktiga balansen – så kan den tränas upp*. Sveriges Radio.
- [2] Infonomy AB. 2018. Tillgänglig: <http://www.infonomy.com/> [2018-04-25].
- [3] E. Ekvall Hansson; docent vid Fysioterapi, Lunds Universitet. Intervju 7 mars 2018.
- [4] Dimension Engineering. *A beginner's guide to accelerometers*. Tillgänglig: <https://www.dimensionengineering.com/info/accelerometers> [2018-04-27].
- [5] G. Ligorio, A. Sabatini. *A Novel Kalman Filter for Human Motion Tracking With an Inertial-Based Dynamic Inclinometer*. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol.62, No.8. 2015.
- [6] STMicroelectronics. *L3GD20H MEMS motion sensor: three-axis digital output gyroscope*. 2013.
- [7] E. Grahn. 2017. *Utvärdering av MEMS accelerometer och gyroskop för rörelseavläsning av skruvdragare*.
- [8] S. Haykin. 2014. *Adaptive Filter Theory* (5. ed.). Pearson Education Limited.
- [9] M. Gustafsson. 2012. *Ersättning av mekaniskt lägesgyro med MEMS-teknolog*.
- [10] Hobbytronics. *Accelerometer*. 2018. Tillgänglig: <http://www.hobbytronics.co.uk/accelerometer-info> [2018-04-27].
- [11] H. Ferdinando, H. Khoswanto. 2012. *Embedded Kalman Filter For Inertial Measurement Unit (IMU) on the Atmega8535*. Tillgänglig: <https://ieeexplore.ieee.org/stamp/stamp.jsp?arnumber=6246978> [2018-04-27].
- [12] K. Lauszus. 2012. *A practical approach to Kalman filter and how to implement it*. Tillgänglig: <http://blog.tkjelectronics.dk/2012/09/a-practical-approach-to-kalman-filter-and-how-to-implement-it/> [2018-05-03].
- [13] F. Sandberg; docent vid institutionen för Biomedicinsk Teknik, Lunds universitet. Personlig kommunikation 16 maj 2018.

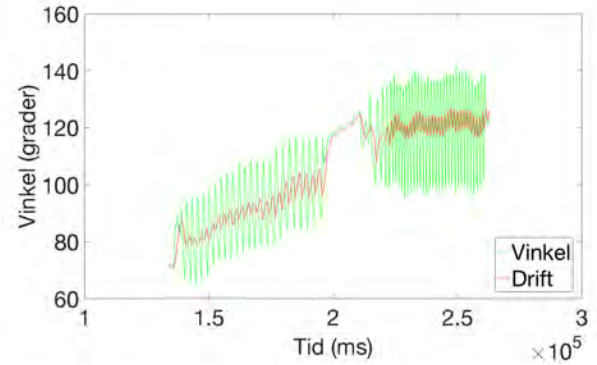


BILAGA  
Resultat, testperson 2

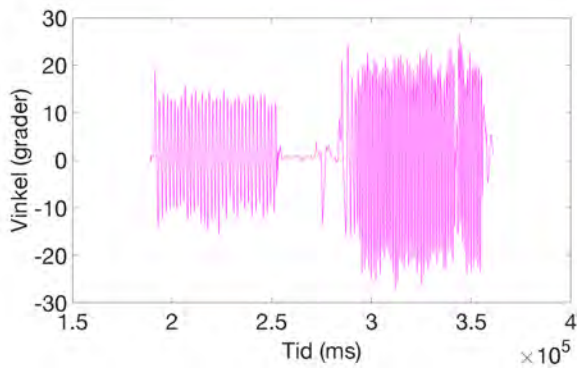


Figur 8. Vinkel för testperson 2 erhållen från integration av gyroskopdata, med driften utmarkerad.

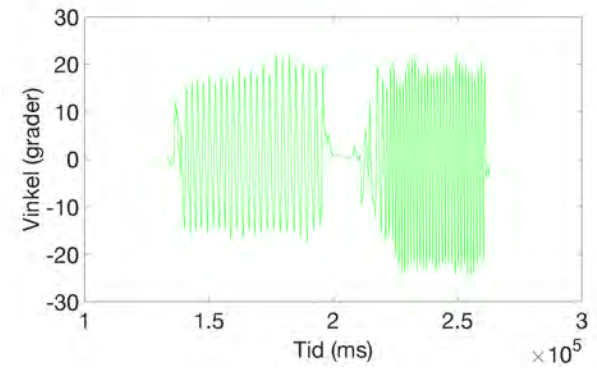
Resultat, testperson 3



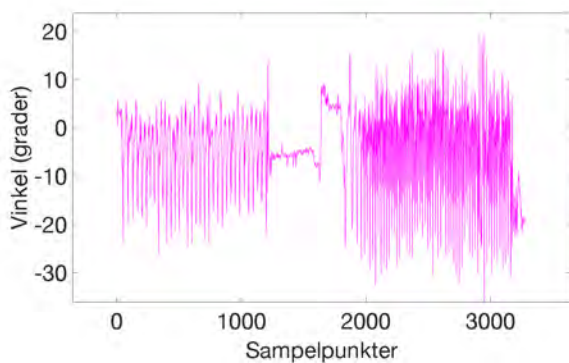
Figur 11. Vinkel för testperson 3 erhållen från integration av gyroskopdata, med driften utmarkerad.



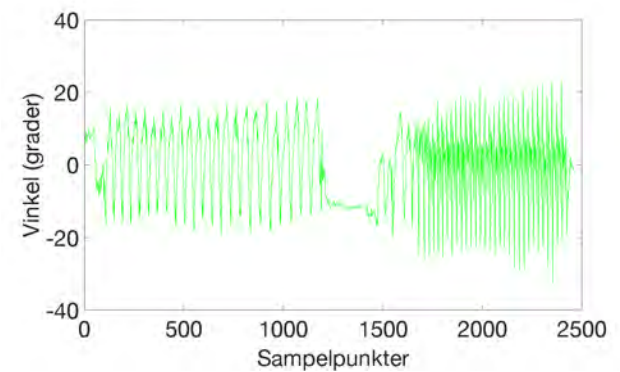
Figur 9. Vinkel för testperson 2 efter att driften filtrerats bort med medelvärdesbildande lågpasfilter.



Figur 12. Vinkel för testperson 3 efter att driften filtrerats bort med medelvärdesbildande lågpasfilter.



Figur 10. Vinkelvärden för testperson 2 från Kalmanfiltrering, alltså när både accelerometerdata och gyroskopdata kombineras.



Figur 13. Vinkelvärden för testperson 3 från Kalmanfiltrering, alltså när både accelerometerdata och gyroskopdata kombineras.

# Tryckfördelning i bröstet - en fallstudie

Rebecca Axelsson (BME-15), Ema Eminagic (BME-15)

**Sammanfattning**—I hopp om att förbättra bröstcancerdiagnostiken undersöks just nu sambanden mellan tryckfördelning i bröst och vävnadstyp i ett forskningsprojekt lett av Dr. Magnus Dustler. Studien bedrivs på mammografienheterna i Lund och Malmö, och planeras omfatta 1000 återkallade kvinnor. Denna artikel beskriver det kandidaterbete som tar del av Dustlers studie och omfattar ett färre antal patienter. Då det tidigare visats att malign vävnad är hårdare och därmed ger upphov till högre tryck, antogs att resultaten skulle visa på högre maximalt tryck i bröst med maligna fynd. Det antogs även att asymmetrier skulle vara vanligare i bröst med malign än benign vävnad. Datan samlades in med hjälp av en trycksensor som placerades på röntgenapparatusens undre tryckplatta. I samband med bildtagning gjorde röntgensköterskorna tryckinspelningar som senare kontrollerades visuellt. Det tittades även på skillnad i medelvärde, maximalt tryck och förhållande mellan maximalt och medeltryck mellan höger och vänster bröst. Det maximala trycket i enskilda bröst jämfördes också med olika diagnoser. Totalt studeras 16 patienters tryckdata. På grund av för få antal fall kunde inte de antagna sambanden påvisas med hjälp av statistiska modeller.

## I. INTRODUKTION

**B**RÖSTCANCER drabbar idag en av nio kvinnor i Sverige [1]. För att upptäcka cancer i tid erbjuds kvinnor i åldrarna 40-74 regelbunden screening [2]. Av dessa återkallas årligen 21 000 kvinnor [3] men majoriteten av fallen är falska positiva [4]. En lösning på detta skulle kunna vara att utforska de samband som har visats mellan tryckfördelning i bröstet och vävnadstyp.

### A. Tidigare studier kring förhållande mellan tryck och vävnadstyp i bröst

År 2010 utfördes ett examensarbete i elektrisk mätteknik, av Magnus Dustler och Patrik Fröjd, med syfte att undersöka förhållandet mellan tryckkraft, kompression av bröstet och bildkvalitet vid en mammografi, samt själva tryckfördelningen över bröstet. Arbetet visade på att kompressionen i många fall inte är optimal, vilket innebär onödigt smärta och obehag för patienten samt risk för att en tumör inte upptäcks i det tidiga stadiet. Resultaten ledde in Dustler på en doktorsavhandling inom samma område [5].

Senare år 2014 påbörjade Dustler en studie kring hur tryckfördelningen mellan maligna och benigna tumörer skiljer sig åt. Man hade funnit i en tidigare studie att det fanns en skillnad mellan de olika typerna av tumörer och var därför i Dustlers studie intresserad av ett möjligt gränsvärde i tryck mellan malignt och benignt [6].

I studien medverkade 155 patienter som hade blivit återkallade från screeningen för att verifiera möjlig malign vävnad. Två trycksensorer, Iscan model 9801 från Tekscan, kopplades till kompressionsplattan och användes för att se hur tryckfördelningen var i bröstet. Tryckfördelningen i bröstet undersöktes för både verifierad malign vävnad och benign vävnad som verifierats via biopsi.

Man fann att invasiv cancer hade en median på 3.0 RMPA ("relative mean pressure on the suspicious area"), det vill säga tre gånger bakgrundstrycket. För benigna fall som verifierats med biopsi låg medianen på 1.3 RMPA och för benigna fall utan biopsi låg medianen på 1.0 RMPA, vilket är en klar skillnad gentemot det maligna fallet. Den lägsta gränsen för invasiv cancer låg på 1.4 RMPA som hade verifierats med hjälp av 23 benigna fall verifierade med biopsi och 33 utan biopsi, som alla låg under denna lägsta gräns. Det uppmärksammades att om dessa kvinnor hade kunnat undgå den andra undersökningen, det vill säga verifikationen, skulle det innebära att andelen biopsier skulle minska med 32% och andelen återkallade minska med 36 % [7]. Även om antalet återkallade är litet i Sverige internationellt sett är det alltid önskvärt att kunna minska antalet falska positiva. Att bli återkallad från screening är ofta psykiskt påfrestande för patienterna [8].

Förra året 2017, startades ytterligare en studie av Dustler kring tryckförhållandet mellan malign vävnad och benign vävnad, dock med en större undersökningspool. Till skillnad från pilotstudien med 155 återkallade patienter ska 1000 återkallade patienter medverka. Insamlingen av data görs både på mammografimottagningen i Lund och i Malmö via Skånes Universitetsjukhus där de undersöker 500 patienter vardera. Tanken med en större undersökningspool är att kunna verifiera resultaten från pilotstudien med större statistisk säkerhet [4].

Ytterligare studier inom detta område har gjorts av Krouskop et al. då elasticitetsmodulen för olika typer av bröstvävnad undersöktes. Elasticitetsmodulen undersöktes via elastografi. Elastografi är en teknik som används för att skapa en bild av elasticitetsfördelningen i vävnad för att sedan kunna avgöra om vävnaden är mjuk eller stel. Resultaten för studien grundade sig i 142 vävnadsprover där fettvävnad, körtelvävnad, fibrös vävnad, intraduktalt carcinom (icke-invasiv abnormal vävnad) och infiltrerat duktalt carcinom (invasiv abnormal vävnad) undersöktes.

Det konstaterades att fettvävnads elasticitetsmodul var relativt konstant under den tid som vävnaden utsattes för kompressioner. Elasticitetsmodulen för både fibrös- och körtelvävnad var signifikant högre än för fettvävnad och blev hög vid hög belastning. För intraduktalt carcinom vid låga belastningar kunde det ej särskiljas från fettvävnad, dock vid höga belastningar blev elasticitetsmodulen större än för normal vävnad. Infiltrerat duktalt carcinom hade mycket högre elasticitetsmo-

Inlämnat den 4 juni 2018

Emejladress: {mte15eem@student.lu.se, mte15rax@student.lu.se}

Handledare: Dr. Magnus Dustler, Diagnostisk Radiologi, Institutionen för Translationell Medicin, Medicinska Fakulteten, Lunds Universitet, SUS Malmö

dul än alla andra vävnader oavsett låg eller hög belastning.

Också nämnvärt är att tumörer som utsattes för en belastning mer än 5% undergick en ickereversibel förändring i elasticitetsmodul, det vill säga deformation. Tumörvävnaden ändrades på så sätt att den blev mjukare efter mer än 5% belastning. Någon histologisk förklaring till detta kunde inte klargöras, dock kvarstår det faktum att en signifikant förändring av elasticitetsmodulen ägde rum [9].

### B. Riskfaktorer för bröstcancer

Flera riskfaktorer för bröstcancer har etablerats genom en rad olika studier. En faktor som har hittats är att ökad konsumtion av alkohol kan leda till ökad cancerisk. Likaså förhöjs risken av rökning. En liten andel tros även vara genetiskt orsakad, alltså arv av defekt gen från förälder till barn.

Dock är den viktigaste riskfaktorn ålder [10]. Ökande ålder ger ökad risk för bröstcancer. Detta beror till stor del på att fler tillfällen för genetiska mutationer uppstår ju längre vi lever, och kroppen blir allt sämre på att reparera dessa genetiska skador. Medelåldern för patienter diagnoserade med bröstcancer ligger idag på 60 år. Enligt Cancerfonden är cirka 80% av de som drabbas över 50 år medan färre än 5% är yngre än 40 år. Även Bröstcancerförbundet pekar på detta då enligt statistik 63% är över 60 år vid diagnostillfället [1]. Utöver den naturliga risken med att åldras kan en riskfaktor vara förändrade östrogennivåer som uppstår hos äldre som genomgår östrogenbehandling i samband med eller efter klimakteriet [11]. Dessa behandlingar har dock minskat drastiskt sedan sambandet mellan behandling och bröstcancer upptäckts [12].

### C. Tes

De resultat som har framförts via pilotstudien tyder på att man skulle kunna använda tryckdata som komplement till röntgenbilderna för att avgöra en tumörs karaktär.

Vi vill med detta kandidatarbete undersöka förhållandet mellan tryck och typ av bröstvävnad ytterligare för att se om vi kan få liknande resultat som i pilotstudien. Vi undersöker om det högst uppmätta trycket i bröstet är någon indikation på om ett fall är malignt eller benignt. Detta görs genom att jämföra de båda brösten hos en kvinna och se om det finns några asymmetrier. Anledningen till att vi jämför brösten med varandra är att bröst kan skilja sig mycket till sin inre struktur, vilket leder till att tryckets fördelning hos olika patienter kan variera. Vad som är högt tryck för en patient behöver inte vara högt för en annan vilket är varför man alltid måste jämföra tryckfördelningen relativt kvinnan som undersöks.

Vi har två hypoteser. Den första hypotesen är att ett högt "peak pressure", det vill säga ett högt värde för högst uppmätta tryck i bröstet, indikerar malign vävnad. Den andra, som vi var inne på i förra stycket, är asymmetrier. Med metoder som vi tar fram själva undersöker vi om stora asymmetrier mellan brösten kan tyda på bröstcancer.

Vi försöker påvisa dessa hypoteser genom att samla in data i samband med Magnus Dustlers senaste studie, som vi får vara en del av. Datan kommer analyseras och användas för att testa

hypoteserna. Om denna metod för att avgöra en vävnadstyps karaktär visar sig pålitlig kan det vara möjligt att med större sannolikhet kunna avgöra om vävnaden är benign eller malign i screeningen.

## II. DATA

Vid en mammografiundersökning komprimeras bröstet mellan två plattor varpå önskad röntgenbild tas. För att mäta tryckfördelningen över bröstet, som uppstår vid kompressionen, placerades en trycksensor (Tekscan CONFORMat 5350) på den undre plattan. Vid bildtagning satte röntgensjuksköterskorna igång en tryckinspelning via en handhållen kontroll, och efter att röntgenbildtagningen utförts avslutades inspelningen. Detta gjordes en gång på vardera bröst och samtliga inspelningar skedde under en CC-bildtagning (cranio caudal), det vill säga brösten komprimerades horisontellt vid inspelning.

Inom tidsramen för kandidatprojektet samlades tryckdata för 83 patienter in. Men eftersom en del inspelningsfiler var tomma eller defekta reducerades antalet fall till 68. Dock blev det inte möjligt att ta fram diagnoserna till samtliga 68 patienter inom projektets tidsram eftersom vi själva inte hade tillgång till sjukhusens journalsystem PACS och RIS. Av denna anledning utgår denna rapport ifrån 16 patienter vars tryckdata finns sammanställd i tabell I. För patienternas diagnos se tabell II.

Tabell I  
TRYCKFÖRDELNING I HÖGER RESPEKTIVE VÄNSTER BRÖST.

Patient (Ålder)	Medelvärde h. bröst [kPa]	Medelvärde v. bröst [kPa]	Peak h. bröst [kPa]	Peak v. bröst [kPa]
1 (48)	4	3	15	5
2 (49)	7	5	17	9
3 (46)	9	7	25	14
4 (41)	3	5	5	10
5 (51)	7	9	17	20
6 (56)	5	5	21	19
7 (40)	3	4	11	6
8 (41)	8	5	21	10
9 (47)	3	4	5	10
10 (54)	6	7	21	26
11 (55)	1	3	4	12
12 (41)	5	4	9	7
13 (40)	2	1	4	3
14 (48)	3	5	6	9
15 (44)	2	2	2	2
16 (50)	5	4	10	7

Tabell II  
DIAGNOS HOS PATIENTERNA.

Diagnos	Patienter
Malignt fynd i höger bröst	1 & 6
Malignt fynd i vänster bröst	-
Benigt fynd i höger bröst	8, 12 & 14
Benigt fynd i vänster bröst	3, 5, 9, 10, 11, 13, 15 & 16
Inget fynd	2, 4 & 7

### III. METOD

Första steget mot att sätta igång studien på mammografienheten i Lund och Malmö bestod i att sätta upp utrustningen och instruera de anställda. Utrustningen som krävdes var en bärbar dator, en handhållen kontroll samt trycksensorn som nämns i föregående avsnitt. På datorn fanns tillhörande mjukvara installerad som skötte inspelning och hantering av filerna. Kontrollen användes för att koppla samman trycksensorn med datorn, och det var via denna som sköterskorna skötte inspelningarna. För att sköterskorna skulle få in rätt handhavande och känna sig trygga med tekniken, instruerade och närvarade vi de tre första veckorna i Lund. Anledningen till den långa ”inkörningen” var att det inte fanns många selekterade patienter varje dag, samtidigt som sköterskorna hade ett roterande schema. Alltså fanns inte många träningstillfällen per sköterska.

#### A. Inklusionskriterier

Patienter som valts att selekteras till Dustlers studie är kvinnor som återkallats från screening. Utöver detta kriterium är det bestämt att kvinnor med implantat exkluderas eftersom det kan bli svårt att jämföra tryckdata i dessa fall med patienter som inte har implantat. Kvinnor som inte kan samtycka till patientinformationen utan tolk exkluderas av praktiska skäl. Till det här projektet valde vi att även exkludera patienter som genomgått mastektomi, det vill säga opererat bort det ena bröstet. Detta eftersom vi valt att fokusera på asymmetrier hos varje enskild patient.

Ytterligare inklusionskriterier, för kandidatarbetet specifikt, uppkom när diagnoserna skulle tas fram då vi ej hade möjlighet att få diagnos för alla fall. Därför valde vi att främst titta på patienter som vi utifrån tryckinspelningarna misstänkte ha malign eller benign vävnad. Utöver dessa togs fyra diagnoser slumpmässigt fram från de övriga fallen.

#### B. Trycksensorer

Det finns två typer av trycksensorer inblandade i datainsamlingen. Den ena är en Tekscan CONFORMat 5350 trycksensor (Tekscan Inc., South Boston, MA, USA). Denna sensor är gjord av ett deformerbart material, är mycket tunn och har flexibla egenskaper. Med tanke på dessa egenskaper är det möjligt att följa en ytas kontur när den utsätts för tryck vilket ger mer tillförlitligt resultat.

Tekscan CONFORMat 5350 består av 1024 individuella sensorelement. Sensorelementen är uppdelade i rader och kolumner och bildar ett rutnät [13].

Den andra sensorn är Evolution Sensor Handle och är kopplingen mellan den tunna trycksensorn och datorn med den aktuella mjukvaran. Den är mycket kompakt och har de nödvändiga komponenterna att omvandla den analoga datan från den tunna sensorn till digital data. När den digitala informationen når datorn bearbetas det sedan av det tillhörande mjukvaruprogrammet. Evolution Sensor Handle kopplas in till datorn via USB-porten [14]. I denna artikel benämns denna sensor som en handhållen kontroll.

#### C. Mjukvara för trycksensorerna

Den tillhörande mjukvaran för båda sensorerna är CONFORMat Research Software. Det finns en mängd olika funktioner tillgängliga som till exempel att beräkna masscentrum, medeltryck för objekt, högsta uppmätta tryck i ett objekt m.m. Likaså är det möjligt att spela in förloppet då trycksensorn utsätts för tryck. Denna inspelning kan sedan spelas upp om så önskas [15].

När en fil laddas in till mjukvaruprogrammet kommer trycket ej vara i en särskild enhet, till exempel kPa, utan tryckvärdena visas som 8-bitars rådata. För att gå från rådata till en särskild tryckenhet krävs kalibreringsfiler. Därför behövde vi utföra kalibrering innan sensorerna sattes i bruk. Detta gav oss även säkrare tryckvärden [16].

#### D. Från kallelse till användbara tryckbilder

I den återkallelse som skickas ut från de mammografimottagningarna där denna studie bedrivs, det vill säga både i Lund och i Malmö, görs det tydligt att det finns möjlighet att delta i en klinisk studie. Vid ankomst delas patientinformationen ut, varpå patienten får avgöra om den vill delta. Om patienten samtycker lämnar denna in sin underskrift och mammografiundersökningen kan påbörjas. Undersökningen går till precis som under vanliga omständigheter för återkallade patienter, med undantag för tryckbildinspelningarna. När de vanliga röntgenbilderna har tagits och godkänts, fästs CONFORMat-sensorn på kompressionsplattan med hjälp av handsprit. Det blir så pass mycket friktion mellan sensorn och materialet på kompressionsplattan att sensorn ligger kvar.

CONFORMat-sensorn kopplas ihop med den handhållna kontrollen, Evolution Sensor Handle, som i sin tur är kopplad till en bärbar dator. Sköterskan öppnar mjukvaruprogrammet CONFORMat Research Software och kontrollerar att sensorn reagerar som den ska. Detta kan lätt göras genom att lägga handen på trycksensorn och se att det blir utslag på skärmen via mjukvaruprogrammet. Efter detta steg placeras patientens högra bröst mellan kompressionsplattorna och inspelningen startas via den handhållna sensorn. Exakt när inspelningarna startas varierar från sköterska till sköterska. Vissa startar strax innan kompression, medan vissa startar vid fullt utvecklad kompression. Därefter tas en CC-bild med låg stråldosinställning, varpå inspelningen avbryts. Samma procedur genomförs för vänster bröst. När båda inspelningarna är utförda sparas filerna och namnges med patientens personnummer samt A för höger och B för vänster.

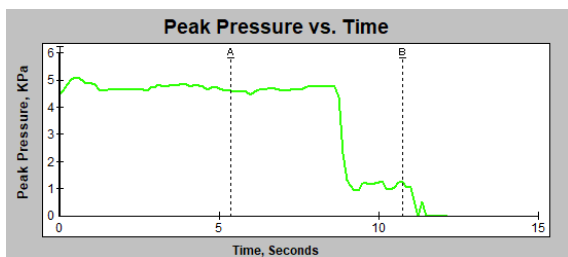
#### E. Kalibrering

Eftersom vi är intresserade av att undersöka det faktiska trycket, det vill säga omvandla rådatan till kPa, måste kalibreringsfiler användas. Därför kalibrerades de båda trycksensorerna innan studien initierades. Vi använde oss av en vakuumpump som vi kopplade till en särskild ”ficka” av plast. I denna ficka placerades trycksensorn. Fickan tillslöts ordentligt så att nästintill vakuüm skulle kunna uppstå, och vakuumpumpen drogs upp till max för att säkerställa att fickan inte läckte. I det här fallet kom pumpen upp i 170 mmHg av den totala kapaciteten på 180 mmHg, vilket var godtagbart.

För sensorns kontakt fanns en särskild utgång ur fickan så att den samtidigt skulle kunna kopplas till datorn, via den handhållna sensorn. Med hjälp av mjukvaran CONFORMat Research Software utförde vi därefter själva kalibreringen. Vi valde fem punkter mellan 10 mmHg och 170 mmHg med lite mer fokus på de låga värdena än de högre eftersom det är de låga värdena som brukar uppstå vid kompression under en mammografiundersökning. Värdena omvandlades från mmHg till kPa och det var dessa värden som användes till kalibreringsfilerna.

#### F. Dataanalys

Tryckinspelningarna innehåller oftast data för hela förloppet under vilket bröstet komprimeras. I vår undersökning är vi bara intresserade av tryckfördelningen i bröstet då kompressionen är som mest stabil. För varje inspelning tog vi därför fram en bild med tryckdata vid en tidpunkt då trycket är stabilt, se figur 1.



Figur 1. Tidsförlopp under en tryckinspelning. Kompressionen är stabil då den gröna linjen är nägorlunda rak.

Dessa bilder och data användes sedan till analysen. Denna bestod i att hitta asymmetrier samt jämföra "peak pressure" i förhållande till olika diagnoser. Eftersom bröstet kan ha väldigt olika sammansättning hos olika patienter är det just asymmetrier mellan höger och vänster bröst hos individen som kan ge goda indikationer på malign vävnad.

Det finns flera olika sätt att mäta asymmetri på eftersom det finns flera typer av asymmetrier. Det kan till exempel handla om asymmetrier såsom den fysiska formen mellan två objekt, eller hur vissa värden fördelar sig på objektet. I vårt fall har vi valt att fokusera på hur tryckfördelningen i bröstet skiljer sig från varandra som ett mått på asymmetri. Detta har vi gjort genom att jämföra medeltrycken i höger och vänster bröst samt göra en visuell bedömning. Vi har även jämfört skillnaden i "peak pressure" samt kvoten. Kvot i denna rapport innebär "peak pressure" genom medeltrycket, där "peak pressure" syftar på det maximala uppmätta trycket i bröstet. Intresset av att titta på kvoten ligger i att inkludera scenarier där det finns en liten tumör i bröstet.

Det är tidigare visat att tumörvävnad är kompaktare än normalvävnad och ger därmed upphov till högre tryck [6]. Om då tumören är liten och ger upphov till ett högt "peak pressure" så kommer denna inte påverka medelvärdet märkbart. Däremot kommer kvoten kunna beskriva hur "peak pressure" förhåller sig till medelvärdet. Om det dock finns tumörer av samma typ i båda bröstet kommer kvoten inte att skilja sig märkbart. Då kan man genom att granska bilderna visuellt avgöra om

det högsta trycket verkar befinna sig på samma plats eller inte i de båda bröstet. Det är nämligen högst osannolikt att tumörerna sitter på precis samma plats, därmed kommer de högsta tryckpunkterna befinna sig asymmetriskt ifall det rör sig om två tumörer.

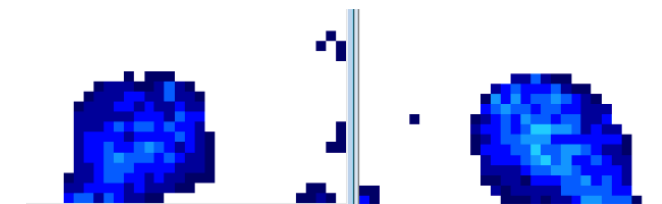
Som nämnt ovan ger malign vävnad upphov till högre tryck. Alltså skulle "peak pressure" kunna vara en indikator i sig. Därför har vi valt att även undersöka eventuella samband mellan diagnos och "peak pressure" oberoende av tryckfördelningen i patientens andra bröst.

Av intresse har vi även undersökt hur åldersfördelningen bland våra fall ser ut genom att sammanställa uppgifter kring ålder och diagnos enligt tabell III.

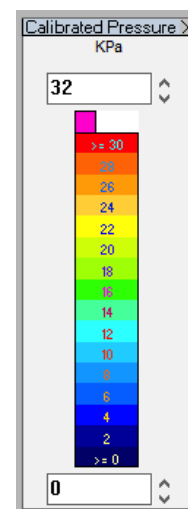
Den visuella kontrollen bestod i att "gissa" diagnos, vilket baserades på hur vi uppfattade asymmetrier i tryckbilderna samt tryckvärdena. Figurerna 2 och 3 är två exempel som illustrerar detta arbete.



Figur 2. Exempel på tryckbilder som gav upphov till misstanke om malign vävnad. Höger bild visar höger bröst, vänster bild visar vänster bröst. Diagnos bekräftar misstanke om malign vävnad i höger bröst.



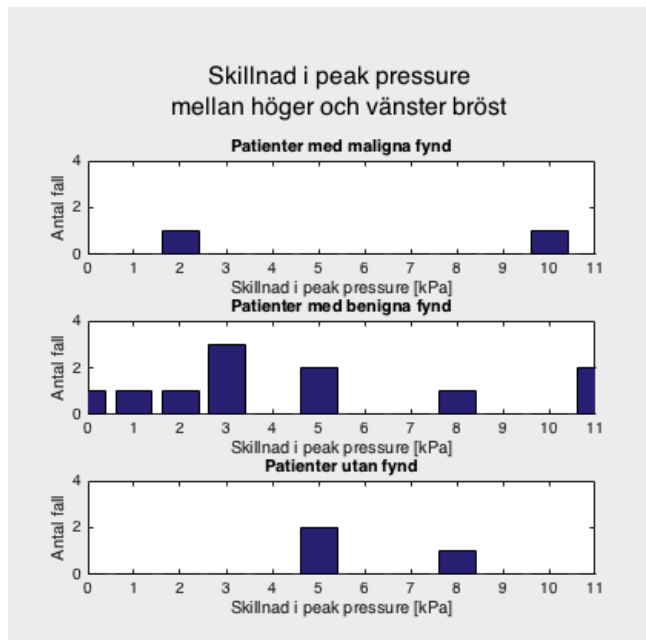
Figur 3. Exempel på tryckbilder som inte gav upphov till misstanke om benign eller malign vävnad. Höger bild visar höger bröst, vänster bild visar vänster bröst. Detta specifika fall hade fynd i form av en liten cysta i vänster bröst.



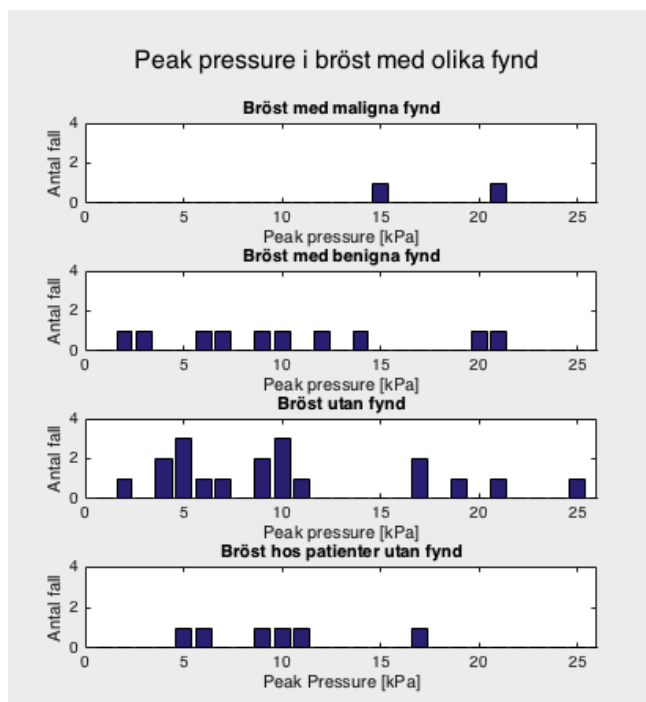
Figur 4. Tryckskala till figurerna 1 och 2.

## IV. RESULTAT

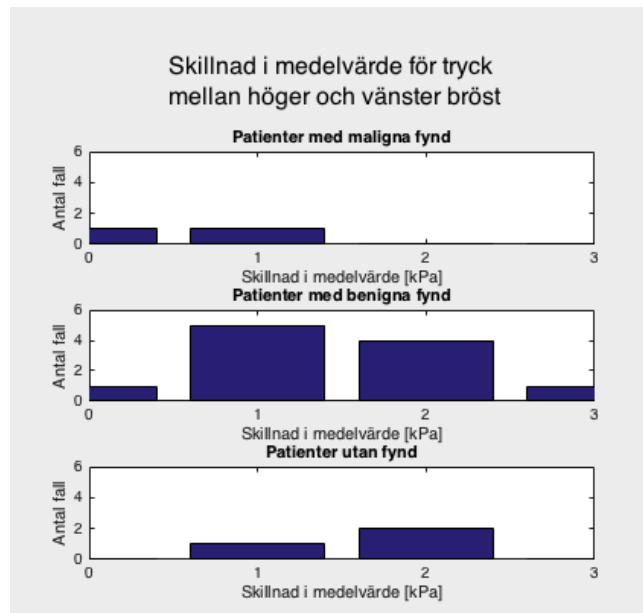
I MatLab plottades histogram över "peak pressure", skillnad i medelvärde, skillnad i "peak pressure" och skillnad i kvot. Se figurerna 5, 6 och 7. Tabell III visar åldersfördelningen bland fallen och tabell IV visar förhållandet mellan diagnos och de misstankar vi hade utifrån tryckbilderna.



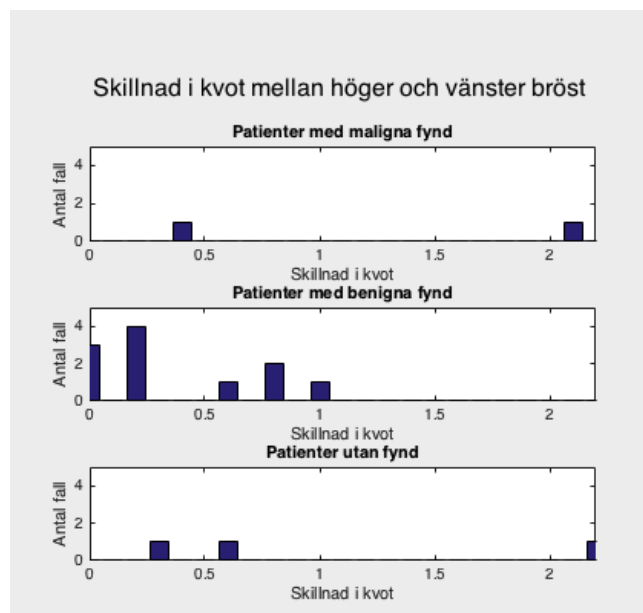
Figur 5. Stapeldiagram över skillnad i "peak pressure" mellan höger och vänster bröst, för olika fall.



Figur 6. Stapeldiagram över "peak pressure" i bröstet vid olika fynd.



Figur 7. Stapeldiagram över skillnad i medelvärde för tryck mellan höger och vänster bröst, för olika fall.



Figur 8. Stapeldiagram över skillnad i kvot mellan höger och vänster för olika fall.

Tabell III  
ÅLDERSFÖRDELNING

Ålder	Antal undersökta	Antal cancerfall bland dessa	Procentandel med cancer
40-44	6	0	0%
45-50	6	1	17%
51-56	4	1	25%

Tabell IV  
FÖRDELNING AV PATIENTER

	Antal	Andel av totalt antal patienter
Totalt antal patienter	16	100 %
Tryckbilder som stämmer med diagnos.	6	38%
Tryckbilder som inte stämmer med diagnos.	7	44%
Tryckbilder som kanske stämmer med diagnos.	3	19%
Maligna fall.	2	13%
Maligna fall som även upptäcktes på tryckbilderna.	2	13% (100% av maligna fall)
Benigna fall.	12	75%
Benigna fall som även klassades som benigna på tryckbilderna.	3	19% (25% av benigna fall)

## V. DISKUSSION

I figur 6 ser vi fördelningen av "peak pressure" för bröst med olika fynd. När vi studerar "peak pressure" för maligna, benigna samt inga fynd ser vi att fördelningarna överlappar varandra. Alltså kan det inte dras någon slutsats om att högre "peak pressure" indikerar maligna fynd. Detta verkar ej stämma överrens med vad som har konstaterats i studien av Fröjd där det klargjordes att malign vävnad ofta har högre tryck. En anledning som kan förklara varför även benigna fall kan ha lika högt tryck som ett malignt fall är fibroadenom. Fibroadenom är en godartad tumör som upptäcktes vid mammografi. Den kan ofta vara mycket hård [17] och på grund av detta ge ett högt "peak pressure".

För att mäta asymmetrier valde vi att studera och jämföra skillnad i kvot, medelvärde och "peak pressure". Vad som upptäcktes enligt datan för de 16 fallen är att stora asymmetrier inte verkar peka på högre grad av cancer. Hurvida detta sätt är en bra metod att mäta asymmetri på kan vi inte uttala oss om eftersom datamängden är för liten.

Den stora bristen i dataunderlaget är just antalet fall som studeras. Om antalet varit större, 100 fall eller mer, hade vi kunnat ta fram konfidensintervall för väntevärdena till de olika kategorierna och undersöka om de överlappar varandra. Först då hade påståenden om hurvida det finns skillnader mellan olika vävnader eller inte kunnat formuleras på ett statistiskt korrekt sätt.

Problematiken kring att försöka jämföra spridning och väntevärde genom att endast undersöka fördelningarna visuellt är att det blir missvisande då antalen fall skiljer sig åt för de olika kategorierna. Den stora spridningen inom den ena kategorin, jämfört med den andra, beror då på att det finns många fler fall i den kategorin. Likaså blir väntevärdet beroende av antalet fall. Antal fall är dock inget problem vid jämförelse av konfidensintervall då ett sådant bygger på datans sannolikhetsfördelning. När det bara finns två-tre fall, som för antalet patienter med maligna eller inga fynd, går det inte att anpassa någon sannolikhetsfördelning. Av detta skäl begränsades vi till att undersöka fördelningarna visuellt.

Ännu en brist i den insamlade datan är att patienterna

inte valts ut slumpmässigt. På grund av tidsbrist plockades i stort sett endast de fall ut som misstänktes ha cancer. Detta försämrar resultatens trovärdighet i stor grad.

För att se hur pålitlig metoden är i vår fallstudie valde vi att föra statistik över hur väl våra misstankar utifrån tryckdatan stämmer med de faktiska diagnoserna. I tabell IV kan man se att det finns en stor diskrepans mellan diagnos och våra misstankar. Till exempel ser vi att i ca 44% av fallen stämmer inte våra misstankar med diagnos.

Orsaker till detta är bland annat att bedömningen av vad som anses misstänkt eller inte är subjektiv. Eftersom vi inte har tidigare erfarenhet av att tolka dessa bilder påverkar subjektiviteten resultaten i stor grad. En annan orsak, som nämndes innan, är att det finns godartad vävnad som är hårdare än normalt och därmed kan ge upphov till falska misstankar. Ytterligare en faktor till diskrepans kan vara sensorns känslighet. Känsligheten påverkar upplösningen vilket innebär att mycket små förändringar inte alltid syns på tryckbilderna.

I tabell IV kan man även se att samtliga maligna fall upptäcktes på tryckbilderna, medan endast ett fåtal av de benigna upptäcktes. En förklaring till att de maligna fallen upptäcktes kan vara att gruppen valda patienter är väldigt liten, och endast de mest misstänkta fallen valdes ut. Dessutom misstänktes fler fall vara maligna än vad som bekräftades med diagnos och vad som kan förväntas rent statistiskt. Dock är det svårt att säga hur pålitlig metoden är då vi inte har diagnos på alla 68 patienter vars tryckdata vi gick igenom.

Vad gäller de benigna fallen kan det handla om att den benigna vävnaden inte är märkbart hårdare än omkringliggande vävnad. Denna spekulation stärks av studien gjord av Krouskop et al. där det konstaterades att intraduktalt carcinom vid lägre belastningar ej kunde särskiljas från fettvävnad. Likaså kan deformation vara en faktor som har påverkat hur vi har uppfattat tryckbilderna eftersom belastning över 5% kan medföra att tumörer blir mjukare, vilket i sin tur kan påverka det uppmätta trycket.

En intressant iakttagelse är att inga av de 16 patienterna var 60 år eller äldre, vilket hade kunnat förväntas med tanke på hur statistiken ser ut för bröstcancer. Samtidigt är det dock endast en liten andel av de återkallade som slutligen diagnosticeras med cancer. De patienter där maligna fynd hittades var i åldrarna 48 år respektive 56 år. Eftersom vår pool är väldigt liten kan man inte förvänta sig att se några större statistiska samband och därför är det inte konstigt att det inte riktigt stämmer med statistiken från Bröstcancerförbundet och Cancerfonden. Det vill säga att 80% av de som drabbas är 50 år eller äldre, samt att 63% är över 60.

Ur ett hållbart perspektiv har metoden krävt trycksensorer i plast, både vad gäller den tunna trycksensorn och den handhållna. Livstiden på den handhållna kontrollen, som är gjord i hårdplast, är mycket lång och den har använts i tidigare studier. Den tunna trycksensorn, som till skillnad från den handhållna är gjord i mjukplast, har inte lika lång livstid. Detta beror på att den lättare slits ut eftersom materialet är tunnare. Särskilt utsatt är det stycke man för in i den handhållna kontrollen eftersom detta stycke lätt viks när det kopplas in och ut.

Ur ett etiskt perspektiv har vi tänkt på att anonymisera

alla patientfall, så att diagnoserna inte ska kunna läsas av obehöriga. De är även helt anonymiserade i rapporten.

Hade tidsramen för detta projekt sträckt sig längre hade vi tagit fram diagnoserna för samtliga patienter med användbara tryckinspelningar, samt kontrollerat dessa diagnoser noggrannare. Vi hade även samlat in data från fler patienter. Slutligen hade vi då använt oss av bättre statistiska metoder så som konfidensintervall för väntevärde och multipel regression.

## VI. SLUTSATSER

De slutsatser som kan dras är att hypoteserna varken kunde bevisas eller motbevisas rent statistiskt på grund av bristande mängd data. Men bortser man från databristen kan slutsatsen dras att ingen av hypoteserna stämde. Vid fortsatta studier kring detta ämne bör antalet patientfall utökas.

## VII. EFTERORD

Vi tackar Dr. Magnus Dustler för hans vägledning och hjälp under hela projektets gång, samt röntgensköterskorna på mammografienheten i Lund och Malmö som utfört tryckinspelningar i samband med mammografiundersökningarna.

Rebecca Axelsson och Ema Eminagic har författat rapporten tillsammans och delat lika på arbetet under projektets gång.

## REFERENSER

- [1] Bröstcancerfonden. "Fakta om bröstcancer". Hämtad 2018-05-06. <http://www.bro.se/subpageA.asp?nodeid=74994>
- [2] Socialstyrelsen. "Bröstcancer, screening med mammografi". Hämtad 2018-05-07. <http://www.socialstyrelsen.se/riktlinjer/nationellascreeingprogram/brostcancer-screeningmedmammog>
- [3] Socialstyrelsen. "Värdet av populationsbaserad screening för bröstcancer - hälsoekonomisk analys", Hämtad 2018-05-07. <https://www.socialstyrelsen.se/SiteCollectionDocuments/nr-screening-brostcancer-halsoekonomi.pdf>
- [4] M.Dustler; Doktor, Post. Doc på Diagnostisk Radiologi, SUS Malmö. 2017.
- [5] M.Dustler, P.Fröjd. "Tryckfördelning över bröst i samband med mammografi", Elektrisk mätteknik, Lunds Tekniska Högskola, Lund, Examensarbete 2010.
- [6] D.Förnvik, I.Andersson, M.Dustler, R.Ehrnström, L.Rydén, A.Tingberg, S.Zackrisson, och K.Aaltonen. "No evidence for shedding of circulating tumor cells to the peripheral venous blood as a result of mammographic breast compression". *Medical Radiation Physics, Lund University*, 2013.
- [7] M.Dustler, D.Förnvik, P.Timberg, I.Andersson, H.Petersson, H.Brorson, A.Tingberg, och S.Zackrisson. "Can mechanical imaging increase the specificity of mammography screening?". *Medical Radiation Physics, Lund University*, 2014.
- [8] D.Khanjari. "Faktorer som bidrar till ökad oro och ångest hos kvinnor som återkallas till vidare utredning efter mammografiscreening". Lunds Universitet, Medicinska fakulteten, Kandidatarbete 2013. Hämtad 2018-05-07. <http://lup.lub.lu.se/luur/download?func=downloadFile&recordId=3973023fileId=3973024>
- [9] T.Krouskop, T. Wheeler, F.Kallel, B.Garra, och T.Hall. "Elastic Moduli of Breast and Prostate Tissues Under Compression". Pennsylvania State University. Hämtad 2018-05-16. <http://citeseerx.ist.psu.edu/viewdoc/download?doi=10.1.1.1025.4406rep=rep1type=pdf>
- [10] BFC Amazona. "Orsaker och riskfaktorer" 2017-01-02. Hämtad 2018-05-06. <https://www.amazona.se/orsaker-och-riskfaktorer/>
- [11] B.Hedefalk "Vanliga frågor om bröstcancer". 2014-05-23. Hämtad 2018-05-06. <https://www.cancerfonden.se/om-cancer/om-brostcancer>
- [12] Breastcancer.org. "Using HRT (Hormone Replacement Therapy)". Hämtad 2018-05-16. <https://www.breastcancer.org/risk/factors/hrt>
- [13] Tekscan. "Sensors". Hämtad 2018-05-07. <https://www.tekscan.com/products-solutions/systems/body-pressure-measurement-system-bpms-research?tab=sensors>
- [14] Tekscan CONFORMat User Manual. "USB-6008 Specifications", Tekscan Inc. 307 West First Street, South Boston, 2010, pp. 78-79.
- [15] Tekscan CONFORMat User Manual. "Software Components", Tekscan Inc. 307 West First Street, South Boston, 2010, pp.96 och pp.100
- [16] Tekscan CONFORMat User Manual. "Linear Calibration", Tekscan Inc. 307 West First Street, South Boston, 2010, pp.139-140
- [17] Medibas. "Bindvävsknuta i bröstet - fibroadenom", 2013-04-15, Hämtad 2018-05-07. <https://medibas.se/handboken/kliniska-kapitel/gynekologi/patientinformation/tumorer-och-cystor/bindvavsknuta-i-broestet-fibroadenom/>



# Träningsmodell för venpunktion

Madeleine Arkenius (BME-15), Andreas Bengtsson (BME-15)

**Sammanfattning**—Venpunktion i syfte att sätta perifer venkateter, PVK, eller att ta blodprov är idag den mest genomförda proceduren inom sjukvården världen över. Om venpunktion misslyckas innebär det att viktig behandling försvåras och att testresultat försenas. Extra personal kan behöva tillkallas och tidsåtgången blir större. Frekvensen av misslyckade venpunktioner är starkt beroende av vårdpersonalens färdighet och därför är den praktiska träningen av stor betydelse. Den träningsutrustning som idag används inom utbildningen simulerar få och enkla situationer, vilket ger en bristfällig representation av det vårdpersonalen ställs inför i sin yrkesroll. Dessutom är träningsutrustningen så dyr att tillfällen för praktisk träning ofta bortprioriteras. Det finns ett behov av en ny träningsmodell, som till ett bättre pris kan simulera fler och svårare situationer. I detta projekt har en sådan modell tagits fram. Genom litteraturstudier och kontakt med teknisk handledare och klinisk vägledare har en god kunskap om ämnet erhållits. Deltagare har tagits fram och med hjälp av prototyper har de kunnat utvärderas. Resultatet av projektet är en prototyp av en träningsmodell som består av en vävnadslignande polymer med tre parallella versioner av underarmens anatomi som möjliggör träning på flera olika situationer. Tack vare utbytbara komponenter kan dessa situationer varieras och användaren kan själv bygga upp det scenario som behöver tränas på.

## I. INTRODUKTION

### A. Bakgrund

VENPUNKTION i syfte att sätta perifer venkateter, PVK, eller att ta blodprov är idag den mest genomförda proceduren inom sjukvården, både i Sverige och i resten av världen [1]. Årligen sätts över en miljard PVK in världen över [2]. Perifer venkateter är en kateter som med hjälp av venpunktion kan föras in i en ven för att få direkt tillgång till blodcirkulationen. Dess syfte är bland annat att ge patienten vätska, näring och intravenös behandling med läkemedel [5]. Venpunktion genomförs även vid blodprovstagning i diagnostiskt syfte. Vid misslyckande av venpunktion kommer viktig behandling att försvåras och testresultat försenas. Lyckad venpunktion är av yttersta vikt vid behandling av patienter inom akutsjukvården, där 90% av patienterna är i behov av en perifer venkateter och livsnödvändig behandling inte får försenas [6].

Att ta blodprov ur en perifer venkateter är inte optimalt, då provet kan drabbas av exempelvis hemolys, som gör att de röda blodkropparna går sönder, vilket kan påverka testresultatet [3]. Därför bör man genomföra ytterligare venpunktion i syfte att ta detta blodprov [5]. För patienter inlagda med PVK och i behov av dagliga blodprov, innebär detta alltså flertalet stick per dag. Om dessutom patienten är svårstucken, kan detta innebära mycket onödigt tid och obehag. Det finns många olika faktorer som påverkar hur lätt en venpunktion kan genomföras.

Svårigheter vid venpunktion kan bland annat bero på ödem, kroniska sjukdomar, rullande kärl, övervikt, djupt liggande kärl och ålder [7], [8]. Om fallet är att en patient är svårstucken och venpunktion misslyckas, tar detta längre tid. Detta kan dessutom innebära att extra personal behöver tillkallas, ibland till och med från andra avdelningar. Denna extra tid och personal tillägnas en och samma patient för denna annars enkla procedur. Vid tillräcklig färdighet hos personalen hade dessa resurser istället kunnat fördelas bättre och mer effektivt.

I en studie genomförd av Howanitz et al. studerades tiden det tog att lyckas med ett blodprov. I 50% av fallen, var den genomsnittliga tiden 6 minuter, men i 10% av fallen visade det sig att det tog mellan 21 minuter och upp till en timme att lyckas. I samma studie upplevde en tredjedel av patienterna en större smärta och stress än vad de förväntade sig innan proceduren [9]. En annan studie som genomfördes av Jacobson et al. studerade vilka faktorer som påverkar med vilken frekvens insättning av perifer venkateter lyckas. Det visade sig att 77% av försöken lyckades, vilket alltså innebär att i 23% av fallen misslyckades insättning av PVK [7].

Frekvensen av lyckade venpunktioner är starkt beroende av personalens färdighet [10]. Personalens färdighet är i sin tur beroende av den praktiska träning som genomförs under utbildningen. Att inneha en god färdighetsnivå innebär att 99% av alla venpunktioner som genomförs, lyckas vid första försöket [11]. Flera studier visar att en optimal grundläggande praktisk utbildning i venpunktion bör vara 5-6 månader lång. Däremot, att nå den önskade färdighetsnivån med frekvensen av lyckade venpunktioner på 99%, tar upp emot ett år [10]. Om detta år av träning inte genomförs på, för ändamålet lämplig, träningsutrustning kommer den istället att ske ute i verksamheten på patienterna. Misstag som annars skulle skett på träningsutrustningen, kommer att drabba patienterna.

### B. Dagens träningsmodeller

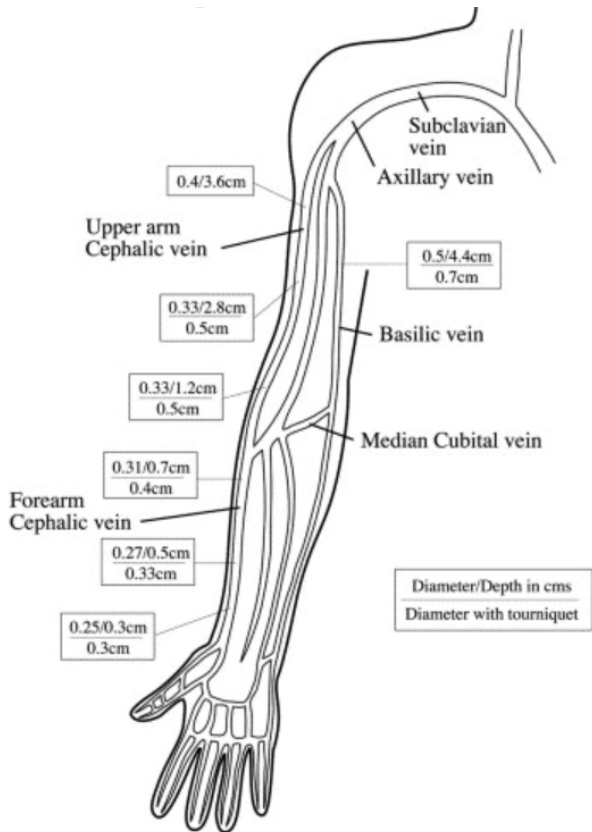
Den träningsutrustning som finns och används idag har tyvärr många brister och verksamheten är i behov av ett nytt träningsverktyg. En väletablerad leverantör, Laerdal, tillverkar i nuläget en träningsarm som syftar till praktisk träning av venpunktion och köps in av sjukhus som verktyg vid utbildning. Denna träningsarm simulerar enbart en enkel situation där venen ligger ytligt och dess diameter är stor. Venen är synlig då man tittar på träningsarmen och träningsverktyget erbjuder därför inte någon utmanande träning. Träningsarmen kostar cirka 6000 kronor och alla komponenter är specialtillverkade för just denna modell [4]. Vid byte av slitna och använda komponenter, blir användaren därför bunden till att köpa in alla delar från denna leverantör. På vissa kliniker anses denna kostnad vara så hög att träningsarmen sällan används. Det resulterar i att de praktiska momenten

Inlämnat den 11 juni 2018

Emejladress: {mte15abe@student.lu.se, mte15mar@student.lu.se}

Teknisk handledare: Sandra Sjöstrand, Biomedicinsk Teknik, LTH

Klinisk vägledare: Margareta Troeng, Hematologiavdelningen, SUS



Figur 1. Karta över venernas anatomi i armen. Här syns *vena cephalica*, *vena basilica* och *mediana cubiti*. Bilden visar på vilket djup venerna ligger samt dess diameter [13].

av utbildningen bortprioriteras och antalet träningstillfällen på lämplig träningsutrustning är få. Hjälpmedel likt denna träningsarm, har en låg svårighetsgrad och i verkligheten är många patienter betydligt mer svårstuckna än så. Detta gör i sin tur att nyutbildad personal inte har fått träna på vad de faktiskt står inför i sin yrkesroll.

### C. Venanatomi

Vanligast är att venpunktion sker i armvecket. Här finns tre vener som tillåter tillgång till blodbanan; *vena cephalica*, *vena basilica* och *vena mediana cubiti* [12], se figur 1. Venpunktion beror på flera faktorer, där huden är en av de mest betydande. Beroende på ålder och hudtyp kan elasticiteten, och därmed känslan att sticka, variera. Huden i underarmen har en elasticitetsmodul mellan 50 och 150 kPa [14]. Medelvärdet på diametern hos dessa vener varierar från 0,25 cm till 0,50 cm, beroende på placeringen utmed armen. För att underlätta venpunktion kan ett tryck tillföras med hjälp av en stas som placeras runt armen och spänns åt. Detta gör att venens diameter ändras och medelvärdet ökar till 0,3 - 0,7 cm. Djupet som venerna ligger på, kan även det variera från patient till patient, medelvärdet för de tre venerna varierar mellan 0,3 cm och 4,4 cm [13]. Värt att notera är att värden mot övre gränsen av intervallen gäller för överarmen, där man vanligtvis inte sticker och värden i de nedre delarna av intervallen motsvarar anatomin där venpunktion sker.

Biologiska skillnader mellan olika patienter gör att venpunktion inte kan standardiseras. Det behöver inte krävas ett sjukdomstillstånd för att dessa variationer ska uppstå, utan parametrar så som vendiameter och djup varierar från person till person. Eftersom variationen är stor hos patienterna, måste träningsverktygen inkludera dessa variationer för att ge en rättvis representation av verkligheten.

### D. Tes

Syftet med projektet är att ta fram en träningsmodell för venpunktion där verklighetstroga scenarion kan simuleras, till ett pris som tillåter att modellen kan inkluderas i den praktiska utbildningen för sjukvårdspersonal. Modellen ska kunna simulera rullande kärl, kärl på olika djup och kärl med olika diameter och styvhet.

### E. Agenda

Flera olika tillvägagångssätt har använts för att kunna ta fram den mest optimala träningsmodellen. För att säkerställa att återkoppling och resultat av utvärdering på arbetet vägs in i utformningen av modellen, har designprocessen färgats av kontinuerlig kontakt med teknisk handledare och klinisk vägledare. Varje dellösning har tagits fram var för sig för att sedan sättas ihop till en enhet, där funktioner och principer har testats genom framtagandet av prototyper. Rapporten beskriver de metoder som använts och de former och prototyper som tagits fram. Dessa utvärderas och diskuteras. Slutprodukten är en träningsmodell som tillåter träning på flertalet situationer, till ett överkomligt pris.

## II. METOD

För att kunna ta fram en väl fungerande träningsmodell har arbetet genomförts i olika delmoment, som innefattat identifiering av behovet på marknaden, framtagning av material och framtagande av träningsmodellens design. Varje delmoment av denna designprocess har inkluderat teknisk handledare och klinisk vägledare för feedback och återkoppling.

### A. Informationsinsamling

För att få en uppfattning av hur marknaden ser ut idag och varför detta medför ett problem som behöver lösas med ett nytt träningsverktyg, har bland annat litteraturstudier gjorts. För att få en övergripande bild av problemet med dagens verktyg, konsekvenserna av detta och svårigheterna med att sticka i armen, studerades vetenskapliga artiklar och tidigare genomförda studier. På samma sätt har information om det tänkta materialet SEBS, underarmens anatomi och hudens egenskaper samlats in. För att nå ökad förståelse om området har intervjuer med klinisk vägledare genomförts. Dessa intervjuer har genomförts i form av diskussion om ämnet.

### B. Material

Vid projektets start var materialet för modellen redan bestämt. Styren-Etylen-Butylen-Styren (SEBS) är en billig polymer som när den blandas med paraffinolja, kan smältas ner

och bilda en transparent gel. Olika koncentrationer av SEBS ger gelen olika elasticitiska egenskaper. SEBS används sedan tidigare i kärlfantomer ämnade för utvärdering av ultraljuds-metoder [15]. Med rätt koncentration är SEBS en bra representation av huden och mjukvävnaden i underarmen. SEBS med koncentrationen 10% har elasticitetsmodulen 26 kPa [15]. Ökar koncentrationen SEBS, ökar även elasticitetsmodulen för materialet. Eftersom hudens elasticitet varierar mycket mellan patienter och även mellan olika åldrar finns inget exakt värde för hudens elasticitetsmodul, utan bara det tidigare nämnda intervallet, 50-150 kPa [14]. Då elasticitetsmodulen för SEBS är av samma storleksordning kan detta material användas som motsvarighet till huden i modellen. Proportionerna av oljan och SEBS varierades för att få fram koncentrationerna 8%, 10%, 12%, 15% och 18% SEBS. Då en annan form av materialet önskas, hålls lösningen över till en behållare med den önskade formen, eller, då behållarens material tillåter, gjuts direkt i behållaren [16]. De olika proportionerna gjorde att gelen hade olika styvhet. Gelerna med olika styvhet testades av klinisk vägledare så att den koncentration som var mest lik hud kunde väljas.

SEBS-pulver (KRATON G1650 E Polymer) och paraffinolja (Trikem Vet) mäts upp i önskade proportioner för att få rätt volymprocent SEBS. Pulvret och paraffinoljan blandas i en bågare som placeras i en ugn med temperaturen 130°C i 3-4 timmar. För ökad koncentration SEBS behövs en något längre tid i ugnen för att lösningen ska bli homogen och fri från luftbubblor. Bågaren togs ut ur ugnen och materialet stelnade då det svalnat.

Tabell I

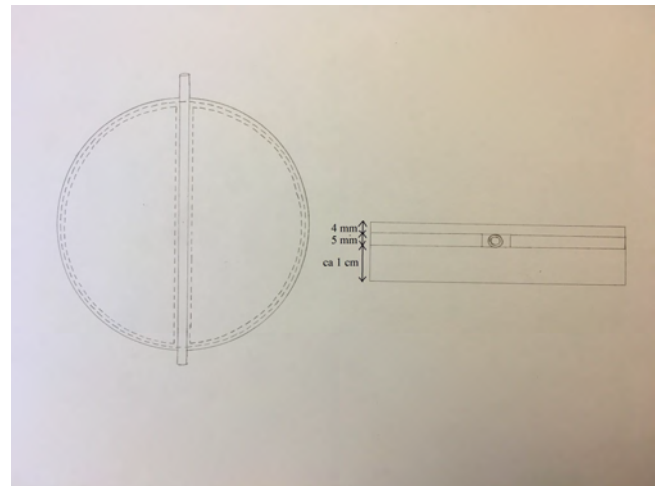
TABELL SOM BESKRIVER DE SLANGAR SOM TESTADES AV KLINISK VÄGLEDARE FÖR ATT AVGÖRA VILKA SOM KUNDE JÄMFÖRAS MED EN VEN I UNDERARMEN.

Material	Slangar som testades	
	Ytterdiameter (mm)	Tjocklek (mm)
Silikon	3	1
PVC	4	1
Polyuretan	3	0,5
Latex	7	1
Silikon	4	1
Silikon	2	0,5

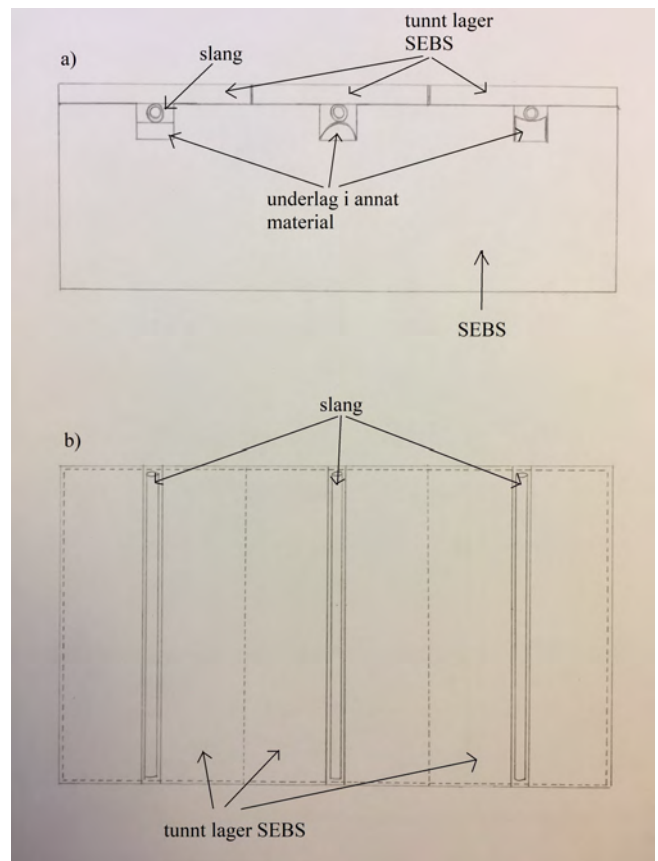
Med hjälp av handledare och klinisk vägledare erhöles en rad olika slangar som alla kunde jämföras med en ven i underarmen, se tabell 1. Parametrarna som var av intresse att undersöka var diameter, tjocklek, styvhet och slangens material. Slangarna testades av vägledaren som bedömde vilka värden som var lämpliga på de olika parametrarna, och dessa användes då slangar valdes till modellen.

### C. Utformning av modell

I början av processen fanns en grundidé av ett rätblock gjort av SEBS, med en slang placerad inuti. Hålrummet där slangens skulle placeras i skulle skapas genom att en metalcylander fanns placerad i mitten av rätblocket gjuts, och sedan togs bort och ersattes av en slang. Detta rätblock skulle användas från olika håll för att simulera olika situationer, utan att ändra modellens utformning. Processen har baserats på denna grundidé som genom feedback och



Figur 2. Skiss av första prototypen som togs fram. Denna prototyps syfte var att testa funktion snarare än utformning. Den har en botten som är ca 1 cm tjock, ett andra lager som är 5 mm tjockt, där ett hålrum för slangens finns, samt ett övre lager med tjockleken 4 mm.



Figur 3. Skiss av den andra prototypen som togs fram. Dess syfte var att testa både funktion och utformning. a) Prototypen sedd från sidan. Den undre delen består av en stor enhet SEBS med tre hålrum. I dessa hålrum finns en platta och en slang placerad. Ovanpå ligger ett tunnt lager SEBS, motsvarande huden på en patient. b) Prototypen sedd från ovasidan. Tre versioner av underarmens anatomi kan simuleras parallellt i modellen.

återkoppling har kunnat utvecklas till den slutgiltiga utformningen av modellen. För varje del av modellen har olika lösningar vägs mot varandra för att hitta den mest optimala. För varje lösning har olika aspekter, såsom användarvänlighet,

funktion och kostnad, tagits hänsyn till för att ett beslut skulle kunna tas. Denna grundidé har under projektets gång bytt utformning och koncept för att främja modellens funktion och användarvänlighet. Lösningarna diskuterades med teknisk handledare och klinisk vägledare och ytterligare förändringar av lösningarna eller till och med byte av koncept gjordes för att nå bästa resultat. På så sätt har varje enskild dellösning av modellen tagits fram separat.

Under arbetets gång har två prototyper tagits fram. Syftet med prototyperna har varit att utvärdera både funktion hos modellen och dess utformning. Prototyperna har varit olika i komplexitet då deras huvudsakliga syfte varit olika. Den första prototypen som tillverkades, se figur 2, togs fram i syfte att utvärdera modellens grundläggande funktion, med fokus på att efterlikna känslan av att genomföra venpunktion på en patient. Prototypen var således enkelt utformad, med begränsat fokus på utseende. Den kliniska vägledaren utvärderade prototypen och feedback kunde användas för vidare utveckling av modellen. Parametrar som diskuterades under denna utvärdering var slangens och SEBS egenskaper och hur olika verklighetstroga situationer skulle kunna simuleras.

Mot projektets slut togs även en andra, och slutgiltig prototyp fram, se figur 3. I denna prototyp presenterades alla lösningar som tagits fram under arbetets gång. Den är mer komplex och är en prototyp för hur den verkliga modellen kommer se ut. För att ta fram prototypens dimensioner användes kunskap om underarmens anatomi, såsom vilken ven som är aktuell, dess diameter och djup. För att kunna simulera flera situationer samtidigt, beslutades det att placera flera slangar parallellt och modellens mått anpassades efter detta.

#### D. Konstruktion av modell

För att skapa denna prototyp behövde en skraddarsydd ugnsfast form tillverkas. Materialet som denna form tillverkades av behövde vara värmetåligt och släppa lätt från gelen. För att på ett enkelt men hållbart sätt kunna tillverka formen valdes ett material som var lödbart, mässing.

Utav detta material togs två former fram; en för modellen och en för det tunna lager SEBS, motsvarande huden. Trots att man bara sticker genom det tunna lagret och det är det lager som behöver efterlikna känslan av att sticka på en patient, tillför även den stora enheten SEBS, som slangarna ligger placerade på, en funktion. Kärlen i kroppen ligger omringade av mjukvävnad och upplevelsen av venpunktion påverkas av denna mjukvävnad. Därför valdes denna stora enhet SEBS att tillverkas, för att efterlikna anatomin i underarmen och känslan av att genomföra venpunktion.

Formen ämnad för det tunna lagret SEBS utformades på sådant vis att SEBS kan gjutas med olika tjocklekar, så att modellen kan anpassas efter olika kärldjup. Bitar av mässingen togs fram i önskade mått och dessa löddes ihop för att skapa kanterna till den stora formen. Botten till formen tillverkades separat, och de ingående komponenterna skruvades ihop. På liknande sätt kunde den mindre formen skapas, men kanterna och botten löddes ihop.

Slangarna i modellen placerades på plattor för att undvika vidhäftning till underlaget. För att låta användaren själv välja

svårighetsgrad och för att simulera olika situationer, designades plattorna med olika former så att slangarnas underlag kan varieras. De tillverkades i tre former, för att tre olika underlag skulle kunna användas samtidigt i modellens tre hålrum. En rak platta sågades ut ur plexiglas och en konkav och en konvex tillverkades i plast. Den konkava plattan gör det lättare för kärlet att smita undan åt sidan och kan därför användas vid träning på rullande kärl. Vill man däremot träna på något annat moment och kärlet ska ligga helt stilla, kan den konkava plattan användas och hålla slangens på plats. Den platta plexiglasplattan används dels för tidigare nämnda problem med att slangens fastnar vid direkt kontakt med SEBS, men också som justering vid olika storlekar på slang. Vid användning av en mindre slang kan underlaget byggas upp med flera plattor i lager på varandra, för att slangens ska vara i kontakt med det ovanliggande SEBS-lagret.

Den konkava och den konvexa plattan behövde tillverkas med mått anpassade efter modellen. Därför valdes de att designas i ett CAD-program, där tredimensionella strukturer kan skapas. Programmet som användes var Fusion 360 och plattorna kunde utformas med önskade mått. Dessa plattor 3D-printades sedan i en FDM-skrivare (Ultimaker 2+).

När alla komponenter till den andra prototypen var tillverkade, kunde SEBS smältas i separata behållare och gjutas i formarna. När SEBS hade stelnat i den större formen, kunde plattorna och slangarna placeras i modellen. SEBS som gjutits i den mindre formen placerades överst på modellen och när alla komponenter var på plats hade den slutliga prototypen tagits fram.

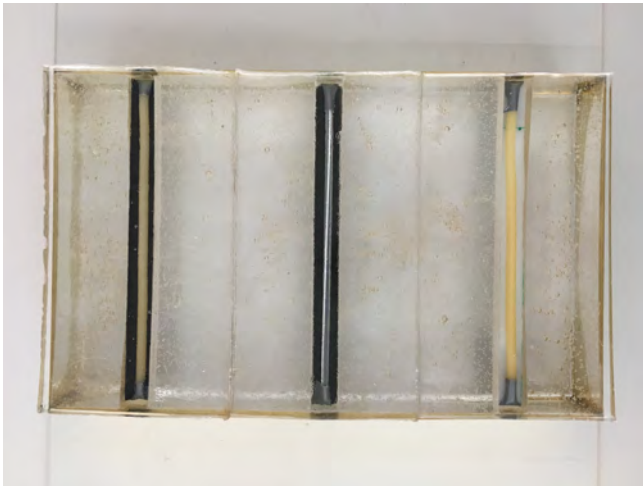
#### E. Utvärdering

För att utvärdera prototypens funktion och utformning bokades, med hjälp av klinisk vägledare, ett möte in på Hematologiavdelning vid Skånes Universitetssjukhus i Lund. Där fick flertalet sjuksköterskor testa modellen. Efter de praktiska försöken hölls en diskussion om hur modellen upplevdes. Till en början ställdes inga frågor, utan sjuksköterskorna fick berätta om deras tankar angående modellen. På så sätt undveks deras uttalande att påverkas av ledande frågor och deras första intryck kunde framkomma. Därefter ställdes frågor om de parametrar som under projektets gång varit i fokus.

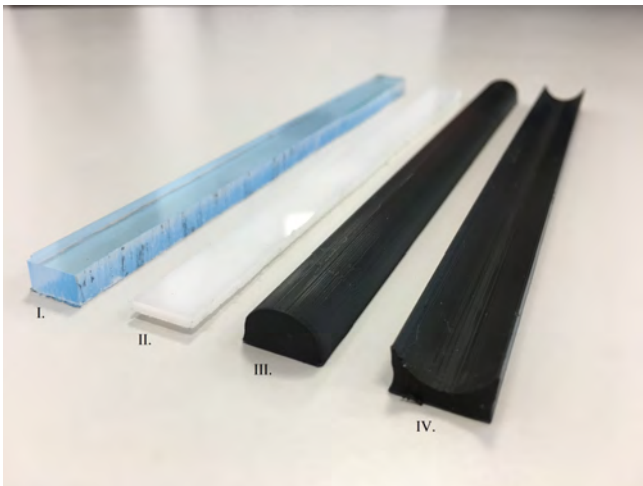
### III. RESULTAT

Projektet har resulterat i en väl fungerande träningsmodell som fungerar utmärkt för sjuksköterskor att träna på att genomföra venpunktion, se figur 4. Modellen är unik så tillvida att den kan simulera tre verklighetstroga scenarion samtidigt, tack vare tre parallellt placerade slangar. De scenarion som modellen kan simulera är bland annat rullande kärl, djupt liggande kärl, ytliga kärl och kärl med olika diameter och styvhet.

Slangarna i modellen är utbytbara och kan därför ändras efter önskat scenario. Slangarna som användes i denna prototyp av modellen är en latexslang med ytterdiameter 5 mm och tjocklek 1 mm och en silikonslang med ytterdiameter 4 mm och tjocklek 1 mm. För att simulera andra egenskaper hos 'kärlet' kan slangens bytas ut och dess egenskaper ändras.



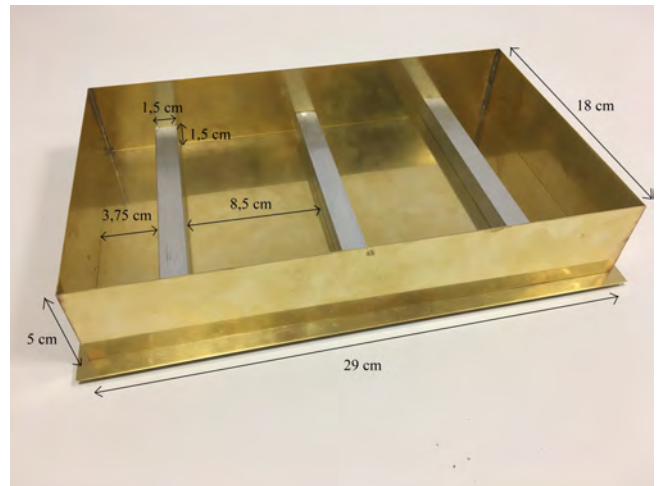
Figur 4. Den andra prototypen som togs fram, sedd från ovasidan. Den består av fyra väggar tillverkade av mässing. Inuti är SEBS gjutet. Tre slangar är placerade parallellt i modellen för att simulera tre olika scenarion. Slangarna är placerade på olika plattor för att undvika vidhäftning till SEBS. Två av plattorna (svarta) är 3D-printade i plast för att få önskad form och en är tillverkad av plexiglas (vit). Slangarna som användes i prototypen var en latexslang (gul) och en silikonslang (vit).



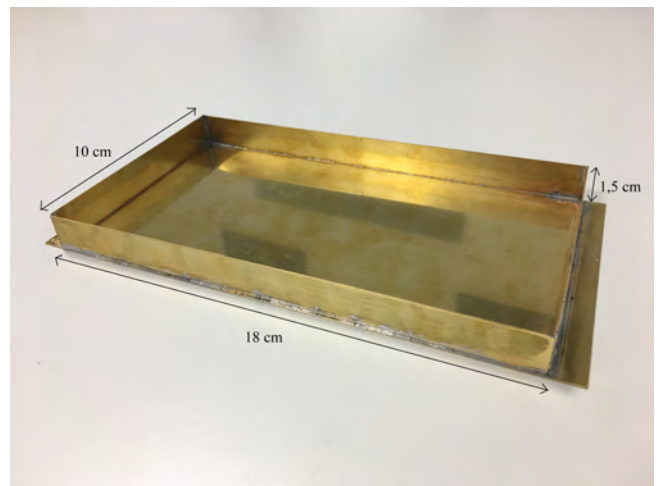
Figur 5. De fyra plattorna som tillverkades till den andra prototypen. De placerades under slangarna för att undvika vidhäftning till SEBS. I. Rak platta med höjden 6 mm utsågad ur plexiglas. II. rak platta med höjden 2 mm utsågad ur plexiglas. III. konvex platta med höjden 8 mm, 3D-printad i plast. IV. konkav platta med höjden 10 mm, 3D-printad i plast.

Slangarna är placerade på plattor gjorda av plast och plexiglas med olika former, se figur 5. Plattorna finns i tre olika former; en konkav, en konvex och en platt. Alla plattor har längden 17,5 cm och bredden 1,4 cm.

För att efterlikna huden placeras ett tunt lager av 18% SEBS, som var den mest verklighetstroga koncentrationen, ovanpå slangerna. Lagret överst på modellen är indelat i tre lika stora delar, för att underlätta hanteringen av det. Varje bit är 18 cm lång och 10 cm bred. Detta lager kan variera i tjocklek och kan då erbjuda träning på kärl som ligger olika djupt under huden. Det är genom detta lager av SEBS som nålen penetrerar och därför enbart denna del som efter en viss tid kommer behöva smältas om. Färdigblandad är SEBS transparent och kan därför i detta fallet innebära att träning kan genomföras med visuell



Figur 6. Den stora formen som användes för att gjuta prototypen i. Den är till största del tillverkad av mässing och består av fyra väggar med längden 29 cm, bredden 18 cm och höjden 5 cm. Botten till formen har tre kvadratiska rätblock med sidan 1,5 cm. De är placerade 3,75 cm från formens kortsidor och med avståndet 8,5 cm mellan sig.



Figur 7. Den mindre formen som användes för att gjuta de tunna lagren SEBS, motsvarande huden. Den är tillverkad av mässing och har längden 18 cm, bredden 10 cm och höjden 1,5 cm.

feedback, vilket i dagsläget är unikt.

Slangarna är placerade i en fördjupning av en större sammanhängande enhet SEBS. Denna bit är av 15% SEBS, då denna koncentration är något lättare att ta fram, men fortfarande jämförbar med mjukvävnad. Då användaren ej sticker genom denna del, är det inte lika noggrant med den exakta koncentrationen och den behöver inte heller smältas om. Vid behov kan den smältas om.

Prototypen av modellen har gjutits med hjälp av två formar, en stor form som träningsmodellen har gjutits i, se figur 6, och en mindre där de tunna SEBS-lagren, som är placerade överst i modellen, har gjutits, se figur 7. Alla delar till formerna är gjorda utav mässing, då SEBS enkelt lossnar från det materialet, förutom tre kvadratiska rätblock av aluminium.

Den stora formen är en rektangel med längden 29 cm, bredden 18 cm och höjden 5 cm. Till denna tillhör två bottnar; en platt och en med tre kvadratiska rätblock (den senare syns i

bilden). Den platta botten används som botten vid användning av modellen, för att skydda den från underlaget. Dess exakta mått var därför inte i fokus vid framtagning av denna prototyp. Botten med rätblocken var inte heller den i exakt samma mått som formens kanter, då detta inte påverkar hur SEBS gjuts. De tre parallella rätblocken ger modellen dess hålrum där slangarna sedan placeras. Rätblocken har sidorna 1,5 cm och ligger på ett avstånd på 8,5 cm ifrån varandra, och de yttersta rätblocken ligger 3,75 cm från kanten. Denna botten används då SEBS gjuts i formen, och tas sedan bort vid användning. Den mindre formen har längden 18 cm, bredden 10 cm och höjden 1,5 cm.

När modellen gjuts, används botten med rätblocken, och SEBS hålls i formen. Efter att SEBS har stelnat, placeras den platta botten på toppen av formen. Hela modellen vänds sedan upp och ner, och botten med de kvadratiske rätblocken avlägsnas. Då har de hålrum som slangarna ska placeras i skapats, tack vare rätblocken. De tunna lagren SEBS, som placeras överst i modellen för att efterlikna huden på patienten, skapas med hjälp av den mindre formen. SEBS smältes i den, och när den har stelnat lossas den enkelt för hand. När den stora enheten av modellen har skapats, ska de resterande komponenterna adderas till modellen. Önskade plattor placeras i hålrummen och slangarna fästes i formen. Till sist placeras tre tunna lager av SEBS parallellt ovanpå modellen.

Den uppskattade kostnaden av materialet i den framtagna prototypen, inklusive gjutformar, är ungefär 700 kronor. Vid produktion av modellen i större skala kan gjutformarna återanvändas och kostnaden för varje enskild modell blir därför mindre än för prototypen.

#### A. Utvärdering

Under projektets gång har alla delmomentet färgats av kontinuerlig feedback och inför alla beslut har för- och nackdelar vägts mot varandra. Detta gjordes även inför tillverkningen av prototypen av modellen.

Modellens fördelar är:

- Simulerar flera olika situationer samtidigt
- Ger visuell feedback
- Är billig
- Är återanvändbar
- Simulerar svårare situationer
- Slangarna som är utbytbara behöver inte vara specialtillverkade för modellen

Modellens nackdelar är:

- Ser ej ut som en arm
- Begränsad hållbarhet på SEBS och behöver återskapas

När prototypen var klar, testades och utvärderades den av en grupp sjuksköterskor vid Hematologiavdelningen på Skånes Universitetssjukhus i Lund, se figur 8. Överlag var bemötandet positivt och samtliga sjuksköterskor ansåg att ett träningsverktyg likt detta hade kommit till stor nytta. Den gemensamma åsikten var att venpunktion på modellen var verklighetstroget och att modellen känns mer realistisk än befintlig träningsarm. Sjuksköterskorna sade att SEBS kändes



Figur 8. När den andra prototypen var tillverkad, utvärderades den av sjuksköterskor vid Hematologiavdelningen på Skånes Universitetssjukhus i Lund. På bilden syns en sjuksköterska träna på venpunktion på den framtagna prototypen av träningsmodellen.

mjukt att sticka igenom och att det uppkom en “klickande” känsla när kärlet punkterades.

Då tjockare lager av SEBS användes, upplevde sjuksköterskorna att insättningen av PVK, efter kärlet punkterats, gick betydligt trögare än på en verklig patient, men att det fungerade bra för tunna lager av SEBS. Däremot, kan insättning av PVK med de tjocka lagren av SEBS användas för träning då det är huden som är problematisk snarare än kärlet. En av sjuksköterskorna upplevde att just detta var väldigt likt en patient de har på avdelningen, vars hud är väldigt seg och svår att sticka igenom.

Vid venpunktion av olika djupt liggande kärl behöver man sticka med olika vinklar, vilket sjuksköterskorna upplevde att man kunde träna på med denna modell, då SEBS är transparent och tillåter användaren att se vad som sker. Erfarna sjuksköterskor ogillade den visuella feedbacken då de tränade på relativt enkla situationer, men uttryckte att de trodde att visuell feedback kunde vara bra för mindre erfarna sjuksköterskor.

Slangen som låg på den konvexa plattan upplevdes röra sig betydligt mer än de andra slangarna, men för att iscensätta rullande kärl hade det behövt flytta sig ytterligare i sidled vid venpunktion. Slangen på den konkava plattan upplevdes ligga väldigt stilla, men även ganska djupt.

Gällande modellens utformning var det en sjuksköterska som saknade formen av en arm, då man kan hålla i patientens arm för att underlätta insättningen av PVK.

Under utvärderingen av modellen fick en person som aldrig tidigare genomfört venpunktion testa modellen. Med vägledning av en erfaren sjuksköterska kunde denna person lyckas med insättning av PVK, tack vare att båda två kunde se vad som hände under huden.

#### IV. DISKUSSION

Modellen som tagits fram kan simulera rullande kärl, djupa och ytliga kärl och kärl med olika styvhet och diameter. Att genomföra venpunktion på modellen upplevs som att

genomföra det på en patient. Modellen är beräknad att kosta betydligt mindre än vad liknande träningsmodeller gör idag. Materialkostanden för prototypen i detta projekt har uppskattats till 700 kr, vilket trots tillkommande kostnader gör att försäljningspriset kommer vara betydligt billigare än det tidigare nämnda priset hos Laerdal på ungefär 6000 kr. Projektet har alltså resulterat i en träningsmodell som kan simulera svårare situationer, till ett pris som tillåter att den inkluderas i den praktiska träningen för vårdpersonal.

Tidigt i projektet presenterade handledare en grundidé om modellen. Denna idé inkluderade både vilket material den skulle vara gjord av, samt generell utformning. Nackdelen med att få detta presenterat tidigt i processen är att det hindrar nya fristående idéer från att uppkomma, då den uppfattning man fått av modellen begränsar fantasin. Dessutom presenterades idén från experter med mycket erfarenhet, vilket resulterade i mycket tillit till denna grundidé. Utan en tidig bild av resultatet hade fler skisser kunnat tagits fram tidigt i processen, där olika dellösningar hade kunnat vägas mot varandra, för att ta fram den slutliga utformningen av modellen. I samband med start av projektet presenterades vilket material som modellen skulle bestå av, vilket gjort att inga andra material har övervägts. Därför har inte utgångspunkten varit att hitta egenskaperna hos vävnaden i armen och ett material som matchar dessa. Fokus har istället legat på att hitta den koncentration som får SEBS att vara så likt vävnaden i armen som möjligt.

Under projektets gång har litteraturstudier och samtal med klinisk vägledare skett för att få en uppfattning av problemet och behovet. Den kunskap som genererats om detta har alltså begränsats till en sjuksköterskas erfarenhet och det man kan läsa sig till i litteraturen. För att få en bredare bild av detta hade fler intervjuer med verksamma inom vården kunnat genomföras. Detta hade kunnat ge fler synvinklar på problemet och en bredare kunskapsbas. Dessa intervjuer hade även kunnat beröra den praktiska utbildningen som vårdpersonalen får innan de examineras, för att kunna få en bättre bild av vilken utrustning som används och till vilken grad. Detta hade kunnat stärkas med ett mer omfattande studiebesök till de lokaler där den praktiska utbildningen är förlagd.

Viktigt att poängtera är att resultatet presenterat i denna rapport är enbart en prototyp av den tänkta produkten. Detta innebär att flera dellösningar är provisoriska, av flera anledningar. För det första är inte denna prototyp tillverkad för att kunna återanvändas på ett smidigt sätt, vilket gör att flertalet lösningar ej är praktiska då de bara behövde fungera vid detta tillverkningstillfälle. Till exempel är slangarna i denna prototyp fästa i modellen med tejp, vilket inte är den tänkta lösningen i slutprodukten. Den permanenta lösningen ska vara utformad på ett sådant sätt att när en slang klippts till, kan den direkt fästas till formen utan vidare behandling, för att möjliggöra användning av valfri slang. Fästet skulle kunna vara någon typ av klämma, så att slangarna enkelt och ofta kan bytas ut.

För det andra så är denna prototyp den första av väldigt många iterationer som behövs för att nå den slutgiltiga produkten. Därför är en del av lösningarna i modellen ej uppdaterade och förbättrade efter utvärderingen. Vid flertalet iterationer och tillverkning av flera prototyper, kommer

en mer optimal produkt växa fram. Generellt i framtagningen av denna prototyp har dellösningarnas bekvämlighet och användbarhet kompromissats bort på grund av tidsbegränsningar och det faktum att prototypen bara skulle tillverkas en gång. Vid produktion i större skala av den slutgiltiga produkten kommer dessa områden stå i större fokus för att förbättra användarvänligheten.

Vid litteraturstudier av underarmens anatomi, kunde det konstateras att det finns en stor variation gällande kärlets egenskaper, såsom djup och diameter. För att kunna simulera träning på en så bred patientgrupp som möjligt, valdes därför extremvärdena som intervallgränser för dessa kärlegenskaper. Detta innebär att flera olika komponenter tillkommer modellen, men fördelen är att fler situationer kan simuleras på en och samma modell.

Vid framtagning av modellen har fokus legat på venpunktionen och inte fortsättningen av insättning av PVK. Att sjuksköterskorna upplevde att venpunktion kändes likadant på modellen som på en patient är ett bra betyg på modellen. Den följande rörelsen efter kärlets punktion som tillåter katetern att föras in i kärlet, kändes inte lika verklighetstrogen för de tjockare SEBS-lagren. Denna rörelse har inte tagits hänsyn till vid framtagning av prototypen, men är något som skulle inkluderas i framtida utveckling av modellen. Så som modellen ser ut för tillfället fungerade denna rörelse bra då SEBS-lagret var tunt, vilket innebär att modellen i nuläget bara tillåter denna typ av träning för ytliga kärl.

När sjuksköterskorna utvärderade modellen ansåg de att det var relativt lätt att penetrera huden, och att en "klickande" känsla uppkom först då kärlet punkterades. Detta sa de var en bra representation av hur det känns att sticka på en äldre patient. De sa att det även uppkommer en liknande "klickande" känsla då man sticker genom huden hos en yngre patient. Detta skulle kunna utvecklas på modellen, genom att exempelvis placera ytterligare en yta ovanpå modellen, som tillför ett större motstånd.

Under utvärdering kunde det noteras att samtliga sjuksköterskor valde att sticka på modellen i närheten av kanten. Detta ledde till att då insättningen av PVK skulle ske, var metallformen i vägen och förhindrade sjuksköterskorna från att få rätt vinkel på rörelsen. När proceduren istället genomfördes i mitten av modellen uppkom inte detta problem. Någon detalj i modellens utformning eller sjuksköterskornas tidigare erfarenheter inbjuder användaren till att sticka i kanten. En sjuksköterska nämnde att hon saknade något att greppa tag i vid insättning av PVK, och att detta kanske är anledningen till att venpunktion sker i kanten av modellen där man kan hålla fast i formen. Huruvida detta kan kopplas till det tidigare nämnda beteendet kan bara i nuläget spekuleras kring och bör undersökas vidare.

Kommentarerna gällande modellens utformning var att det var för lätt att sticka på grund av att man kunde se, att kärlet låg i väldigt tydliga håll, vilket de inte gör i verkligheten och avsaknaden av något att hålla tag i. Den visuella feedbacken kan fräntas genom att blanda det tunna lager SEBS, placerad ovanpå modellen, med glycerol. Det resulterar i att materialet blir grumligt och man kan inte längre se kärlet, vilket gör att svårighetsgraden ökar. Detta har inte gjorts för denna

prototyp. Att kärnen ligger i väldigt tydliga hål beror på formens utseende och dessa skarpa kanter skulle kunna rundas av för att inte vara lika markanta. Gällande att ha något att hålla fast i vid insättning av PVK, skulle modellen kunna delas upp i tre delar, en för varje slang. Man kan då hålla i kanterna av formen, likt man kan hålla runt patientens arm.

När prototypen utvärderades fick, som tidigare nämnt, en person som aldrig tidigare stuckit en patient testa att sticka på modellen. Tack vare möjligheten att se vad som händer kunde denna person lyckas med insättning av PVK. En sjuksköterska satt bredvid och instruerade personen och tack vare visuell feedback kunde instruktionerna anpassas efter vad som faktiskt skedde. Detta var ett tydligt bevis på hur modellen skulle kunna vara till stor nytta till både förståelse av vad som sker vid venpunktion, likväl den praktiska träning som krävs i vården.

En träningsmodell likt den som tagits fram i detta projekt skulle varit till stor nytta inom sjukvården. Sjuvårdspersonal hade fått bättre möjligheter till praktisk träning, både med avseende på utrustning och möjlighet till fler tillfällen. Detta skulle förbättra vårdpersonalens praktiska färdighet och öka frekvensen lyckade venpunktioner. Detta innebär att testresultat och viktig intravenös behandling kan påskyndas och förenklas. Detta ökar patientsäkerheten och minskar patientens lidande.

#### A. Hållbar utveckling

Materialet som modellen huvudsakligen är uppbyggd av, SEBS, är återanvändbart, eftersom det kan placeras i en vanlig ugn och smältas om. Detta gör att då modellen behöver återskapas på grund av slitage så behöver inget nytt material tillverkas, utan det befintliga materialet återanvänds. Detta är snällt mot både miljön och ekonomin. SEBS är ett ofarligt material och framtagning och hantering av materialet innebär ingen fara för miljön. Formen som SEBS gjuts i är tänkt att vara den form som modellen ligger i vid förvaring och användning. Alltså behövs bara en form produceras för flera ändamål, och materialåtgången blir minimal.

#### B. Etik

I dagsläget är träningsverktygen dyra och den praktiska träning bortprioriteras. Detta gör att den förläggs på patienter istället för på lämplig träningsutrustning. Om venpunktion misslyckas, kan viktig behandling försenas, vilket leder till minskad patientsäkerhet och ökat lidande för patienten. Ur ett etiskt perspektiv bör patientsäkerheten och patientens välmående prioriteras, vilket den inte gör med dagens träningsrutiner. Därför behövs en ny träningsmodell, där personalen på ett bättre sätt förbereds för de praktiska utmaningar de ställs inför i yrket. Med en sådan träningsmodell kommer patientsäkerheten förbättras och patientens lidande minska.

### V. SLUTSATSER

Venpunktion är den mest genomförda proceduren inom sjukvården. För att nå god färdighet i venpunktion krävs tillräcklig praktisk träning och en träningsmodell som

möjliggör verklighetstrogen träning. Modellen som har tagits fram i detta projekt erbjuder detta och komponenterna är utbytbara för att kunna simulera träning på olika scenarion. Utvärdering av prototypen visar att venpunktion på denna modell är likvärdig med venpunktion på en patient. Materialet som modellen är gjord av är billigt och modellen är därför ekonomiskt hållbar att inkludera i både utbildning och i kliniken.

### VI. EFTERORD

Vill vill rikta ett stort tack till vår tekniska handledare Sandra Sjöstrand, doktorand vid Avdelningen för Biomedicinsk teknik och vår kliniska vägledare Margareta Troeng, sjuksköterska vid Hematologiavdelningen på Skånes Universitetssjukhus i Lund. Deras kunskap och feedback har varit av stor betydelse för projektets framgång. Vi vill även tacka Tomas Jansson, avdelningschef vid Medicinsk Teknik i Lund för vägledning och hjälp vid framtagning av prototypen. Vi vill också rikta ett tack till Mikael Evander, forskare vid Avdelningen för Biomedicinsk Teknik, för hjälp vid 3D-printing. Slutligen vill vi tacka den vårdpersonal vid hematologiavdelningen på Skånes Universitetssjukhus som utvärderade prototypen.

Arbetet har delats lika mellan författarna och rapportskrivningen har skett gemensamt.

### REFERENSER

- [1] R. Helm, J. Klausner, J. Klemperer, L. Flint and E. Huang , "Accepted but Unacceptable: Peripheral IV Catheter Failure", *The Art and Science of Infusion Nursing*, vol 38, number 3.
- [2] E. Alexandrou, G. Ray-Barruel, P.J. Carr, S. Frost, S. Inwood, N. Higgins, F. Lin, L. Alberto, L. Mermel, CM. Rickard, "International prevalence of the use of peripheral intravenous catheters", *Journal of Hospital Medicin*, 2015 August, 10(8):530-533.
- [3] Nationalencyklopedin, Hemolys. <http://www.ne.se/uppslagsverk/encyklopedi/lång/hemolys> (hämtad 11-05-2018)
- [4] Laerdal, Produktbeskrivning, <https://www.laerdal.com/se/item/270-00001>, (hämtad 14-05-2018)
- [5] K. Skov-Poulsen (2017), Blodprov, venös provtagning: Provtagning ur PVK, SVP eller CVK *Vårdhandboken*, <http://www.vardhandboken.se/Texter/Blodprov-venos-provtagning/Provtagning-ur-PVK-SVP-eller-CVK/> (hämtad 26-04-2018)
- [6] JB. Santolucito, "A Retrospective Evaluation of the Timeliness of Physician Initiated PICC Referrals: A Continuous Quality Assurance/Performance Improvement Study", *The Journal of the Association for Vascular Access*, 2001 vol 6, number 3, Pages 20-26.
- [7] AF. Jacobson, EH. Winslow, "Variables influencing intravenous catheter insertion difficulty and failure: an analysis of 339 intravenous catheter insertions", *Heart and Lung: the journal of acute and critical care*, 2005 vol 34, number 5
- [8] G. Egan, D. Healy, H. O'Neill, M. Clarke-Moloney, P. A. Grace, S. R. Walsh, "Ultrasound guidance for difficult peripheral venous access: systematic review and meta-analysis", *Emergency Medicine Journal* 2013 vol 30, number 7
- [9] P.J. Howanitz, G.S. Cembrowski, P. Bachner, Laboratory phlebotomy. College of American Pathologists Q-Probe study of patient satisfaction and complications in 23,783 patients", *Archives of Pathology and Laboratory Medicine* 1991 vol 115, number 9
- [10] T. Vuk, V. Cipek, I. Jukic, Blood collection staff education in the prevention of venepuncture failures and donor adverse reactions: from inexperienced to skillful staff", *Blood Transfusion*, 2015 April, 13(2): 338-339.
- [11] C. Ialongo, S. Bernadini, Phlebotomy, a bridge between laboratory and patient", *Biochemia Medica* 2016 vol 26, number 26
- [12] J. Genden, "Common Venipuncture Sites", <https://www.livestrong.com/article/122036-common-venipuncture-sites/> (hämtad 26-04-2018)



- [13] P.W.G. Brown, Preoperative Radiological Assessment for Vascular Access”, *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery* 2006 vol 31, number 1
- [14] X. Liang, S.A. Boppart, Biomechanical Properties of In Vivo Human Skin From Dynamic Optical Coherence Elastography”, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering* 2010 vol 57, number 4
- [15] L.C. Cabrelli, F.W. Grillo, D.R.T. Sampaio, A.A.O. Carneiro, T.Z. Pavan, Acoustic and Elastic Properties of Glycerol in Oil-Based Gel Phantoms”, *Ultrasound in Medicine and Biology*, 2017 September, vol 43, number 9.
- [16] R.A. Mrozek, B. Leighliter, C.S. Gold, I.R. Beringer, J.H. Yu, M.R. VanLandingham, P. Moy, M.H. Foster, J.L. Lenhart, The relationship between mechanical properties and ballistic penetration depth in a viscoelastic gel”, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 2015, vol 44, pages 109-120

# Utveckling av ett användarvänligt sätt att behandla mätdata vid ergonomimätning med inklinometri

David Dashti (BME-15), Hoang Ngo (BME-15)

**Sammanfattning**—Med en ny generation av trådlösa inklinometrar öppnas nya möjligheter upp för mätning av ergonomi. Ett mått som tidigare varit beroende av kvalitativ bestämning. Utav 12000 arbetsskador år 2016 var 40 % attribuerade till ergonomiska belastningsskador, vilket visar på ett tydlig behov för kvantitativa mätningar av ergonomi. Trådlösa inklinometrar är smidiga och bekväma då de tar bort behovet för en stor mängd kablar på användaren. Databehandling av mätdata är däremot komplicerad och svårlärd. För att motverka detta och underlätta för övergången till trådlösa inklinometrar, har vi byggt om databehandlingsprogrammen. Genom att modifiera redan existerande Matlab kod för databehandling, integrera denna kod i Excel med hjälp av add-ins och skapa makron med VBA kod för att kalla på de kompilerade Matlab funktionerna, har vi byggt ett helt nytt användargränssnitt. Ett användargränssnitt som tillåter användare att utföra databehandling av mätvärden på ett smidigt och intuitivt sätt, med åtgärdsnivåer som enkelt kan jämföras med resultat från den egna mätningen. Eftersom allt sker i Excel, ett program många användare är vana vid, hoppas vi att denna nya produkt kommer underlätta marknaden att se hur smidigt det är att utföra ergonomiska mätningar. Med hjälp av denna teknik kan företag spara pengar från utgifter som är relaterade till arbetsskador och vi ser ett stort potentiellt nationellt/internationellt intresse när tekniken väl etablerat sig.

## I. INTRODUKTION

UNDER mer än 20 år har Arbets- och miljömedicin Syd (AMM Syd) undersökt sambandet mellan fysisk belastning och risk att utveckla besvär i muskler och leder. De mest välkända riskerna är obekväma arbetsställningar som hålls långvarigt eller ofta upprepas, arbete med lyft eller manuell hantering, kraftkrävande arbete, ensidigt repetitivt arbete och arbete med vibrerande verktyg. Exempel på obekväma arbetsställningar kan vara arbete med armarna över axelhöjd vilket kan orsaka besvär i axlarna och arbete i böjda samt vridna positioner vilket kan orsaka besvär i nacke, skuldror samt ländrygg. Ensidigt repetitivt arbete leder till brist på återhämtning för muskulaturen, vilket i sin tur orsakar skador. Arbete med vibrerande verktyg är ett stort problem som ökar varje år. AMM Syd tar emot ca 100 patienter per år. De vanligaste skadorna från vibrerande verktyg är kärlkramp i fingrarna s.k. "vita fingrar" och nervskador som nedsatt känsel samt försämrad gripkraft i händerna. [1]

Enligt Arbetsmiljöverket anmäldes år 2016 ca 12000 arbetsskador, varav 40% orsakades av ergonomiska belastningsfaktorer [2]. Trots den stora andelen och de välkända riskerna saknas det reglering om hur ergonomi på arbetsplatser ska

bedömas. Bedömningen består idag av inspektioner från t.ex. fackombud och företagshälsovården, i form av observationer. Dessa är totalt subjektiva [1]. I arbetsmiljölagen står det att "arbetsgivaren ska vidta alla åtgärder som behövs för att förebygga att arbetstagaren utsätts för ohälsa eller olycksfall" [3]. För att arbetsgivaren ska kunna fullgöra sin plikt så räcker det inte med observationer. Det behövs en objektiv metod som ger ett mer konkret mått för hur förebyggande arbete ska kunna genomföras.

### A. Inklinometer

AMM Syd har utvecklat en teknisk metod för att mäta arbetsställningar samt rörelser för huvud, nacke, rygg och armar. Den senaste generationen av denna metod är små inklinometrar (se figur 1) som är treaxliga accelerometrar med integrerat minne. De är både billiga och lättanvända. Inklinometrar fungerar så att de registrerar position i relation till ett internt koordinatsystem och lagrar värdena i en .csv fil. Filen hämtas genom att ansluta inklinometern till en dator via USB-kontakt. [4]

Personer som mätningen utförs på ska ha på sig dessa inklinometrar i minst en arbetsdag. 4 stycken inklinometrar ska fästas med dubbelhäftande tejp på kroppen. En på pannan, en på nacken och en på varje överarm.



Figur 1: Bild som visar hur och var inklinometrarna fästs på kroppen.

Inlämnat den 5 juni 2018

E mejladress: {Dashti.dat@hotmail.com, hoaang.ngo@gmail.com}

Teknisk handledare: Henrik Enquist, Arbets- och Miljömedicin, Lund

Klinisk handledare: Inger Arvidsson, Arbets- och Miljömedicin, Lund

## B. Åtgärdsnivåer

Med denna metod har AMM Syd registrerat arbetsbelastningen i många olika yrken och samtidigt kartlagt besvärsförekomsten i dessa grupper. Tekniska mätningar ger exakta värden i siffror, såsom grader för kroppsställningar t.ex. armvinklar, ryggböjningar relativt lodlinjen och grader per sekund för rörelser. Med hjälp av detta har forskningsgruppen på AMM Syd kunnat beräkna samband mellan arbetsbelastning och besvär i rörelseorgan. Med dessa samband har åtgärdsnivåer för fysisk belastning definierats. Det innebär att om dessa nivåer överskrids anses det att exponeringen är oacceptabelt hög och det föreligger hög risk för belastningsskada. Därmed krävs åtgärder för att minska belastningen. Åtgärdsnivåer delas in i två kategorier; medianbelastning och toppbelastning. Medianbelastning anger det högsta tillåtna värdet för halva arbetsdagen. Toppbelastning anger det högsta tillåtna värdet för en tiondel av arbetsdagen. [4]

## C. Analysmetod (Expertsystemet)

Hittills har analysen av mätningarna skett med hjälp av två program vid namn "CSV to DatLog" och "INC". I denna rapport refereras de två programmen som "expertsystemet".

"CSV to DatLog" konverterar .csv fil till en .dat fil och en .log fil; .dat fil innehåller all mätdata och .log fil innehåller information om själva mätningen såsom serienummer, antal ingångar, sampelfrekvens, antal sampel m.m. I "CSV to DatLog" kalibreras även mätdata.

I "INC" sker resten av analysen i ett antal steg. Först skapas det en .txt fil och en .v03 fil genom att användaren fyller i personrelaterade uppgifter och information för inklinationsregistreringen. Sådan information är t.ex. tid och datum för mätningens start. Sedan skapas det en .eve fil genom att användaren själv markerar tidsintervall på mätserien för referenser såsom när kroppsdelens är i 0 grad och 90 grader relativt lodlinjen. Efteråt normaliseras mätdata. Resultatet av normaliseringen är en .nor fil som innehåller koordinattransformerade värden av mätdata. I nästa steg skapas det en till .txt fil genom att användaren fyller i start- och stopptider för olika arbetsuppgifter under mätningen samt kodbeteckningar för arbetsuppgifterna i fråga. Den skapade .txt filen används därefter i sista steget av analysen. Användaren får välja om hen vill eller inte vill generera plottar och spara dem som .png filer. Hen får även välja i vilket filformat resultatfiler ska vara t.ex. Matlab, Excel eller .csv. Användaren får även ut en stor mängd av resultatfiler med avseende på olika parametrar som AMM Syd mäter utöver arbetsställningar och kroppsörelser.

## D. Beskrivning av signalbehandlingsterminologi

- **Vikning:** När en signal samplas, får man en rad sampelvärden efter varandra. Dessa sampel ger dock ingen information om vad för värden som ursprungligen fanns mellan dem. Man måste därför passa in en kurva för att kunna återge den ursprungliga signalen. Om kurvan som passas in har samma frekvens som samplingsfrekvensen, kommer den att passa in med sampelvärdena. Kurvor som

har multiplar av samplingsfrekvensen kommer däremot också att passa in till sampelvärdena. Det går således att återskapa den samplade signalen med flera olika kurvor som skiljer sig med multiplar av samplingsfrekvensen. Detta fenomen kallas vikning och är ett vanligt problem inom signalbehandling, då man självklart vill återskapa den samplade signalen med korrekt frekvens. För att motverka vikning används ofta olika typer av filter, beroende på vilken samplingsfrekvens som har valts. Genom att använda filter, filtrerar man bort frekvenser som är multiplar av samplingsfrekvensen och får på så sätt en korrekt bild av den samplade signalen. [7]

- **Butterworthfilter:** Ett bandpass filter d.v.s. att det filtrerar bort frekvenser som inte är inom ett givet intervall. Detta gör att vikning motverkas då frekvenser andra än samplingsfrekvensen inte ingår i intervallet. Vidare har Butterworthfiltret syftet att minimera brus i signalen. Eftersom Butterworthfiltret även fungerar som ett lågpasfilter filtreras högfrekvent brus bort och det som återstår är en signal med minimalt brus. [8]
- **Blackman 31 fönster:** En fönsterfunktion som sätter signal utanför ett givet intervall till noll och förstärker signalen mer ju närmare mitten av intervallet man kommer. Fönstret följer den matematiska formeln under där  $N = 31$  i detta fall. [9]

$$w(n) = 0.42 - 0.5\cos\left(\frac{2\pi n}{N-1}\right) + 0.08\cos\left(\frac{4\pi n}{N-1}\right),$$

$$0 \leq n \leq M-1$$

- När mätdata samlas in i USB inklinostrar skrivs informationen in i ett s.k. SD, Secure Device, minne där det permanent sparas för senare bruk. För att göra detta används ett buffertminne vilket är en temporär lagringsplats för informationen som ska skrivas in. Under en mätningens gång överförs sampel till buffertminnet som sedan skriver in informationen i SD minnet. Buffertminnet har dock begränsad lagringsplats och bortser från inkommande sampel när det är fullt. Detta leder till att sampel förloras under inskrivningen till SD minnet. Så fort sampel överförs till SD minnet kommer nya sampel in i buffertminnet och som regel har buffertminnet god överföringshastighet. [10]
- **Linjär interpolering:** Ett sätt att fylla ut tomrum i en mätserie där det saknas mätvärden. Detta för att skapa en kontinuitet i mätserien. Interpoleringen utförs genom att det bildas en rät linje mellan två kända mätvärden, därav namnet linjär interpolation. Operationen utförs i alla tomrum tills mätserien är kontinuerlig. Ju större avståndet är mellan de två kända mätpunkter desto större blir sannolikheten att felet blir stort då det är okänt vilka värden som mätserien egentligen skulle haft i tomrummet. [11]

### E. Syfte

Expertsystemet har ansetts vara för avancerat för att branscher utanför forskningsvärlden ska kunna använda den. Dessutom ger den överflödigt med resultatfiler. Den användargruppen som är tänkt att få nytta av hela mätningen är exempelvis företagshälsovården. De vill egentligen bara få ut några värden som de kan jämföra med åtgärdsnivåer.

Syftet med detta projekt är att skapa en lättanvänd och användarvänlig analysmetod i form av Excel [12] Add-Ins, som använder sig av samma beräkningar som i expertsystemet med samma resultat. Med den lättanvända analysmetoden ska användaren slippa gå mellan olika användargränssnitt dvs. de två programmen "CSV to DatLog" och "INC", slippa trycka på många knappar och slippa välja olika inställningar. Analysmetoden ska alltså låta användare genomföra hela analysen i ett och samma ställe, från ifyllning av information till utskrivning av resultat. Resultatet som visas ska enbart vara några värden som är relevanta och lättolkade.

Rapporten kommer visa hur det går till att skapa en sådan lättanvänd analysmetod och vad resultatet blir. I avsnittet Metod beskrivs alla steg i analysen, från rådata till slutresultat samt motivering för varje steg. Därefter följer avsnittet Resultat, som visar hur det färdiga användargränssnittet ser ut. Under rubriken Diskussion diskuteras sedan användbarhet hos det färdiga användargränssnittet och problem samt framtida aspekter kring det.

## II. METOD

Matlab-funktionerna [13] extraherades från koder i expertsystemet. Dessa funktioner modifierades sedan så att de kan hämta data och returnera resultat i Excel. Användargränssnittet skapades med Excels egna programmeringsspråk Visual Basic for Applications [14], "VBA". För att Matlab-funktioner ska fungera med VBA kompilerades de som Excel Add-Ins. När Matlab-funktionerna har kompilerats, utnyttjades makron i Excel för att skapa användarvänliga knappar för att kalla på dessa funktioner. Makron kodades i VBA vilket tillåter automatisering av processer som upprepas ofta. De makron som skapades kopplades sedan till varsin knapp. När en knapp trycks aktiveras makron en kompilerad Matlab-funktion d.v.s. Excel Add-Ins. Vidare returnerar denna makro output av en Matlab-funktion i en eller flera valda Excel-celler.

Tre olika makron skapades för att uppnå de tre olika funktionerna som behövs för en total analys. De tre funktionerna var val av datafil, analys av mätdata och plottning av resultat.

### A. Val av datafil

Den första funktionens uppgift är att hämta information om .csv filen såsom namnet och sökvägen för filen. Det görs inte mycket i denna funktion. Syftet är att ge analysen av mätdata ett input.

För att hämta själva mätdata används en av matlabs egna funktioner vid namn "uigetfile", vilket skapar en dialogruta som tillåter användaren att välja en specifik fil i hårddisken. När filen är vald returneras två värden, sökvägen t.ex.

"C:\Data\Inc4\" och filnamnet t.ex. "50100\_John\_Doe.csv" för filen. Tillsammans bildar dessa en komplett sökväg för mätdata filen d.v.s. "C:\Data\Inc4\50100\_John\_Doe.csv" som används i nästa funktion. Denna kompletta sökväg visas även i en Excel cell för att ge återkoppling till användaren att rätt fil är vald.

### B. Analys av mätdata

Denna funktions uppgift är att hantera all mätdata och göra de beräkningar som krävs för att få ut resultat från mätningen.

I expertsystemet skapades ett antal filer såsom .dat fil, .log fil, .eve fil, .v03 fil, .txt fil och .nor fil under analysens gång. När Excel används behöver inte alla dessa filer skapas. Det är på grund av att all information som användare fyller i ska ligga i Excelbladet och behöver därför inte sparas i någon annan fil. Enbart .dat fil och två stycken .nor filer som innehåller mätdata blir kvar eftersom analysen inte kan utföras utan dessa. En ny Excelfil skapas även som underlag för plottning av mätdata.

1) *Inhämtning av data:* Första steget i arbetsflödet av analysen är att hämta information om vilken inklinometer som använts och dess mätdata. Den information som behövs om denna inklinometer är modellnummer och serienummer, vilket behövs till kalibreringen av mätdata. Sökvägen till filen med mätvärden läses in från Excelbladet som "uigetfile"-funktionen returnerat.

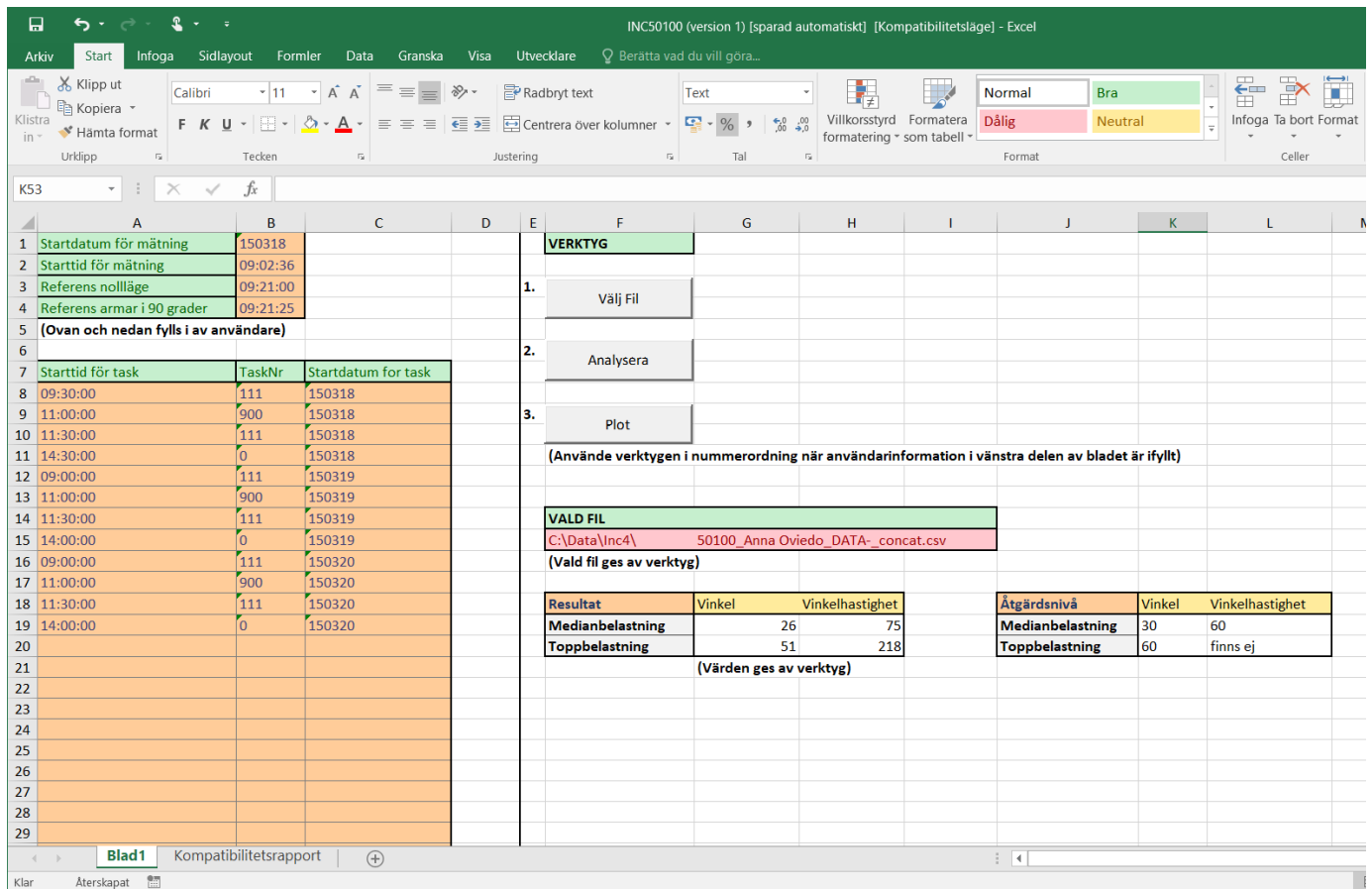
Under mätningens gång samlas mätvärden in med en standardinställning på 25 Hz som samplingshastighet. Vid analysen läses dessa mätvärden in i en datamatrix i Matlab. I detta steg används en samplingshastighet på 20 Hz eftersom det är den samplingshastigheten som traditionellt använts för databehandling på AMM Syd.

Vid samplingen skrivs mätvärden över till inklinometer SD minnet. Det används ett buffertminne som mellansteg. Ibland hinner inte alla sampel skrivas över från buffertminnet till SD minnet vilket innebär att nya inkommande sampel kastas. Detta betyder att det uppstår tomrum i mätserien som måste linjärt interpoleras då ett flertal funktioner i analysen utgår från en komplett mätserie.

I detta steg används också Butterworthfilter för att ta bort vikning och brus.

2) *Kalibrering:* Mätdata måste kalibreras för att rätta till det interna koordinatsystemet hos inklinometrar. Värdena som används vid kalibreringen varierar mellan varje inklinometer. Därför framtas de individuellt av ergonomi gruppen vid AMM Syd och sparas i olika filer. Värden som tillhör inklinometrar med samma modell sparas i samma fil. Färdigskrivna kalibreringsfil läggs sedan in i inklinometer minnet för att finnas tillgängliga vid analys.

När mätdata kalibreras justeras alla mätvärden till att vara inom ett intervall från -1 till 1, där låga värden är närmare 0 och stora värden närmare +/- 1. För att göra detta divideras en koordinat med amplituden av signalen i filen för kalibrering för att sedan subtraheras med medelvärdet för mätserien.



Figur 2: En skärmbild av Excelbladet med alla funktionknappar och ifyllningsfält

3) *Konvertering*: För att analysen ska kunna genomföras måste antalet sampel i datamatrixen sluta i en hel minut. Om datamatrixen inte gör det fylls den på med nollor. Anledningen är att datamatrixen ska kunna vara kompatibel med koder från expertprogrammet.

För enkel datahantering i vidare analys omvandlas alla mätvärden till ett intervall där maximum är 4095 och minimum 1. Denna matris exporteras sedan till en .dat fil vilket innehåller alla mätvärden färdigbehandlade.

4) *Normalisering & Derivering*: Den skapade .dat filen läses in i detta steg. Normaliseringen består av två transformationer av koordinatsystem för mätvärdena. Den första transformationen är från det egna koordinatsystemet i inklinometer till koordinatsystemet av den kroppsdel som denna inklinometer är monterad på. Transformationen använder de två referens positionerna d.v.s. kroppsdelens vinkelrätt med golvet och kroppsdelens parallell med golvet. Kroppsdelens vinkelrätt mot golvet ger koordinatsystemet en referens för var nolläge är och kroppsdelens parallellt med golvet används för en kontroll av koordinatsystemets riktighet. Efter transformationen filtreras all data med ett Blackman 31 fönster för att ta bort toppar som oftast är felaktiga sampel i mätningen. Den andra transformationen är från kartesiskt koordinatsystem till sfäriskt koordinatsystem för att få position i vinklar. Detta gör underlag för resultatet då åtgärdsnivåerna är givna i vinkel och

vinkelhastighet. All normaliserad data sparas sedan i en .nor fil.

Efter normaliseringen, deriveras all data för att få vinkelhastighet av rörelser. Dessa sparas i en annan .nor fil. Resultatet av hela delmomentet blir två stycken .nor filer med mätdata som är normaliserat och uttryckt i vinklar, varav ena .nor filen även är deriverad för att ge vinkelhastighet och den andra enbart vinklar.

5) *Hämtning av data baserad på användarinformation*: Användarinformation om de olika arbetsuppgifter och motsvarande tider används här för att skapa en matris. Matrisen innehåller med andra ord information om start sampel och stopp sampel för olika arbetsuppgifter. Denna matris används sedan på data från de två .nor filerna för att skapa två slutmatriser som innehåller data för en specifik arbetsuppgift. Detta innebär att alla sampel som ligger utanför intervallet för den specifika arbetsuppgiften sätts till NaN vilket står för "Not a Number". Dessa sampel har alltså inget värde.

Slutmatriserna sparas sedan i en ny Excelfil vid namn "result" som används senare vid plottning av resultat. Detta beror på att plot-funktionen är en separat funktion. När plot-funktionen körs, kan den inte hämta en datamatrix som skapats under analys-funktionen. Ytterligare innan slutmatriserna sparas sätts alla NaN värde till 0 på grund av att Matlab inte tar med NaN värden vid plottning.

6) *Percentil beräkning*: Sista steget av analysen är att beräkna 50:e och 90:e percentilen av data. 50:e percentilen motsvarar medianbelastningen och 90:e percentilen motsvarar toppbelastningen. Beräkningen utförs med hjälp av en av Matlabs egna funktioner vid namn "prctile". Därefter skrivs dessa värden in i Excelbladet som användaren interagerar med. Nu kan resultatet jämföras med åtgärdsnivåerna för att dra slutsats.

### C. Plottning av resultat

Denna funktion hämtar data från Excelfilen "result" för att plotta vinklar och vinkelhastigheter med avseende på tiden. För att undvika onödig påfrestning på användarnas hårdvara och fortfarande få ut samma kvalitet på plotten, väljs endast var 20:e sampel i datamatrixen att plottas. Varje fönster visar 30 minuter av datamatrixen och det finns en slider som hjälper användarna att navigera i hela mätserien. Andra standardfunktioner som ingår i alla plottar i Matlab såsom "spara" eller "zooma" finns också med.

## III. RESULTAT

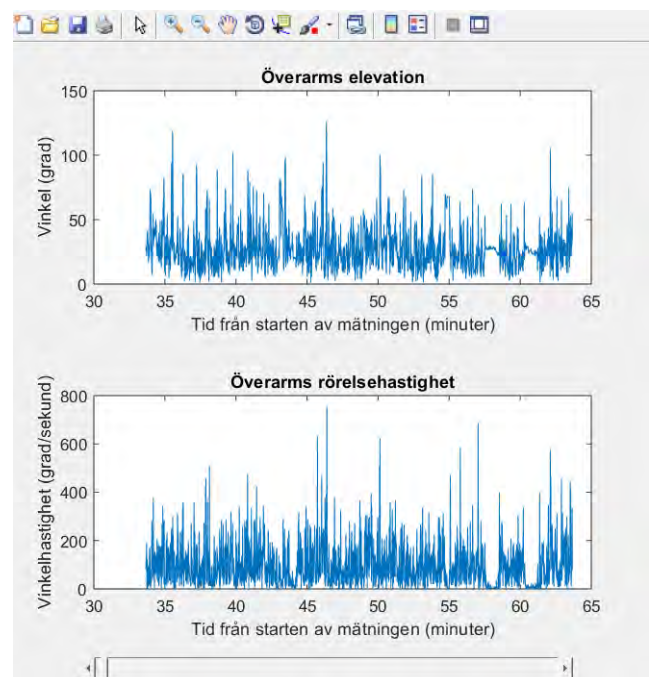
Resultatet är en Excelfil som finns med i varje inklinometer. Layouten i excelbladet ser ut som i figur 2. Till vänster om excelbladet fyller användarna i relevant information. För att ha kunskap om vad som ska noteras, hur inklinometern ska hanteras och hur mätningen utförs, utbildas alla användare i dessa moment på AMM Syd i Lund. För att användare ska kunna köra Excel Add-Ins på sina datorer som inte har Matlab installerat, måste användare installera ett s.k. Matlab Runtime. [15]

### A. Information från användaren

- Startdatum och starttid för inklinometern: Startdatum ges i formen YYMMDD (år, månad och dag) och starttid i formen HH:MM:SS (timme, minut och sekund).
- Referenstid för nolläge av mätningen: Referenstiden ges i formatet HH:MM:SS och är tidpunkten då användaren står upp rakt med armarna avslappnade parallellt med sidan av kroppen.
- Referenstid för armarna i 90 grader: Denna referenstid ges i HH:MM:SS och är när användaren har armarna parallellt med golvet.
- Tid för uppgift, uppgiftsnummer och datum: Tid för uppgift ges i HH:MM:SS och noterar vilken vid vilken tid en viss typ av uppgift påbörjas. Uppgiftsnummer ges i XXX, där X är ett positivt heltal och noterar vilken typ av uppgift som utförs t.ex. 900 för vila. Datum för uppgift ges i YYMMDD.

### B. Funktionsknappar

- *Välj fil* knapp: Trycker användaren på knappen i excel tas hen till en dialogruta där användaren väljer sin fil med mätdata. När användaren har valt sin fil returneras sökvägen för filen till Excelbladet. Det kommer även upp en dialogruta som instruerar användaren att granska sökvägen för vald fil, för att garantera att användaren verkligen kontrollerar att rätt fil är vald.
- *Analysera* knapp: När användaren interagerar med denna knapp hämtas mätdata från den valda csv-filen och kombineras med användarinformation från excel. Informationen behandlas och returnerar resultat i ett designerat område. Resultaten är median samt toppbelastning. I fältet "åtgärdsnivåer" hittar man referensnivåer för dessa belastningar och kan enkelt jämföra om man överskrider dessa. Under hela analysens gång visas det en förloppsmätare som ger återkoppling till användaren.
- *Plot* knapp: Detta är en extra funktion till de användarna som är intresserade att se mer än bara några värdesiffror. När användaren trycker på denna knapp kommer en interaktionsruta upp där mätningen är plottad i två grafer. Det övre grafen visar vinkelförändring. Den nedre grafen visar vinkelhastighetsförändring. Interaktionsrutan har en slider som användaren kan använda för att fokusera på de delarna av mätningen hen är intresserad av.



Figur 3: Exempel på hur en plot ser ut. Slider finns längst ner i interaktionsrutan.

## IV. DISKUSSION

### A. Användbarhet

Expertsystemet var svårt att utbilda eftersom det innehöll ett flertal delmoment. När användare lärde sig hela processen med analys av mätdata var det inte ovanligt att delmoment var förvirrande och processen blev på så sätt onödigt ansträngande. Expertsystemet var något helt nytt för användaren och det var troligtvis roten till förvirringen. Eftersom produkten som vi utvecklat är baserad på Excel är användaren redan i en bekant miljö när utbildningen påbörjas. Att arbeta i en miljö som användaren känner igen sig i skapar en trygghet och förenklar inlärningsprocessen. Detta borde minska utbildningstiden markant vilket innebär en effektivare utbildningsprocess för både utbildare och användare.

Det är onekligen en stor fördel att använda Excel Add-Ins som användargränssnitt. Det beror på att de flesta användare redan har Excel installerat på sina datorer. Detta ökar produktens tillgänglighet. Dessutom underlättar det för arbetsminnet att allting görs i ett och samma Excelblad. Användaren kan se alla steg samtidigt samt kan hela tiden kontrollera om hen har skrivit fel någonstans utan att gå fram och tillbaka mellan olika ställen.

Därutöver ger layouten på Excelbladet ledtrådar för användaren om hur interaktion med produkten ska ske. De ställen där information ska fyllas i är markerade med färger och alla tre knappar är stora och tydliga. Den naturliga mappningen utnyttjas även här, man börjar längst upp från vänster och fortsätter nedåt till höger.

Ytterligare finns det återkoppling vid varje knapptryck. Det är antingen en dialogruta eller en förloppsmätare. Dessa hjälper användaren att förstå att någonting händer och att man ska vänta eller göra det som beskrivs i dialogrutan. Återkoppling är speciellt viktig när användaren inte är van vid människa-teknik interaktionen.

Som helhet kan produkten anses uppnå många användbarhetsmål. Den är ändamålsenlig att använda genom att den ger lika trovärdiga resultat som expertsystemet. Den är effektiv att använda genom att den sparar tid för användare vid användning och inläring. Den är säker att använda genom att den är ett väldigt enkelt och lättolkat system som är svårt att göra fel i.

### B. Kompatibilitetsproblem

Ett stort problem med Excel Add-Ins är kompatibilitetsproblem. Även om Matlab Runtime är installerat kan olika mjukvarukomponenter saknas i operativsystemet för att få Add-Ins att fungera. Det är svårt att isolera vilka komponenter det är som saknas och det varierar mycket mellan olika versioner av operativsystem. T.ex. kan Add-Ins fungera för Windows 10 men inte Windows 7. Det går inte heller att utgå från att alla användare har samma operativsystem eller att de har alla nödvändiga uppdateringar installerade. För att ta reda på exakt vilka komponenter som måste vara installerade måste man pröva Excel-filen på alla operativsystem. Detta är enormt tidskrävande och ofta utförs av grupper av mjukvaruutvecklare. Vi har därför inte utfört kompatibilitetskontrollen utan överlämnat denna uppgift till vår handledare enligt instruktion.

Om vi hade fått mer tid att utföra projektet skulle kontrollen självklart kunnat utföras. Målet var dock inte att få fram en fungerande modell på alla typer av operativsystem, utan enbart att få fram en fungerande Excelfil på ett operativsystem. Det är helt enkelt en för stor uppgift för vår arbetsgrupp under given tid.

### C. Server-klient lösning

En av de ursprungliga lösning modellerna för detta projekt var att en server med Matlab-funktioner skulle sättas upp, tillsammans med en hemsida som klient. Användaren skulle gå in på hemsidan med sin webbläsare och ladda upp filen med mätvärden. Därefter hanterade servern all beräkning samt analys av mätvärden och skickade tillbaka ett resultat till hemsidan för användaren att granska. Det fanns en rad fördelar med denna typ av modell. Installation av Matlab Runtime skulle inte behövas då alla Matlab funktioner skulle varit implementerade i servern. Servern skulle även ha mer processorkraft jämfört med användarens dator vilket betyder att alla beräkningar hade skett snabbare. Modellen hade dock krävt tillgång till internet av användaren. Visserligen är det inte ett så stort krav på användaren då många har internet-tillgång i dagsläget, men den lösningsmodell som används nu fungerar helt utan internet. Licens för server hade även behövt införskaffas av AMM Syd samt hårdvara. Matlab kräver nämligen licens för att köra deras mjukvara på servrar. En annan viktig aspekt att ta i hänsyn hade även varit den nya dataskyddsförordningen då användarinformation hade lagrats på servern. Med den Excel baserade lösningen är detta inte ett problem eftersom användaren själv lagrar denna information.

### D. Framtida aspekter

Även om användargränssnittet som har skapats i Excel både är färgkodad och har förklarande kommentarer har denna produkt inte testats i fält. Det betyder att vi egentligen inte vet hur intuitivt systemet är för en användare som aldrig bemött det. Givet att fälttester skulle utföras så hade feedbacken från ett sådant test kunnat vara grunden för vidare designutveckling. Sådana tester låg inte inom arbetsuppgifterna givna från AMM Syd men det är tillika ett stort och relevant steg för att produkten ska evolvera. Rent konceptuellt fanns det till och med planer på att implementera mer funktioner såsom knappar för att rensa resultat och användarinformation. Knapparna skulle i så fall tillåta användaren till att rensa filen för återanvändning på ett smidigt sätt. Det finns egentligen mycket som skulle kunna vidareutvecklas men begränsningar var tvungna att göras p.g.a. brist på tid.

Förhoppningen för framtiden är att denna typ av mätningar får både nationellt och internationellt intresse. Det är ett helt nytt sätt att mäta arbetsmiljön och det enda som egentligen hållit denna typ av mått från att vara industristandard, är att det inte varit praktiskt att utföra med trådbundna inklinometrar. Genom att skapa denna produkt kommer förhoppningsvis trådlösa inklinometrar att bli standard för ergonomi mätning vilket i sådant fall öppnar upp för marknaden att tillämpa tekniken. Det ligger onekligen i företags intressen att minska kostnader för arbetsskador och denna teknik ger dem möjligheten att göra just det.

## V. SLUTSATSER

En lättanvänd och användarvänlig analysmetod för mätning av ergonomi har tagits fram i form av Excel Add-Ins. Den låter användaren fylla i nödvändig information till analysen samt få tillbaka svaret på ett och samma ställe. Den lättanvända analysmetoden använder exakt samma beräkning som i expertsystemet. Dessutom visas endast de resultaten som är relevanta och lättolkade för den tänkta användargruppen, vilket är företagshälsovården. Plottning av resultatfunktionen ingår även som en extra funktion och är för användare som vill studera mätningen ytterligare. Förhoppningsvis kommer denna lättanvända analysmetod kunna sprida AMM Syds teknik till en större mängd användare med olika tekniska nivåer.

## VI. EFTERORD

Vi skulle vilja tacka vår tekniska handledare Henrik Enquist som har hjälpt oss otroligt mycket med allting genom hela projektets gång, speciellt med programmering i Matlab. Vi skulle även vilja tacka vår kliniska handledare Inger Arvidsson som har gett oss massvis med material om ergonomi för att vi ska kunna förstå och sätta igång med projektet. Sist vill vi tacka alla i ergonomigruppen på AMM Syd som har varit extremt trevliga under den tiden som vi har spenderat på AMM Syd och vår kursansvarige Tomas Jansson, som hjälpte oss att hitta ett riktigt bra projekt till sist trots problemet med första projektet som vi valde.

## REFERENSER

- [1] Inger Arvidsson, 2018, *Belastningsergonomi*, föreläsninganteckning, Arbets- och miljömedicin Syd, gavs 2018-02-28.
- [2] Arbetsmiljöstatistik Rapport 2017:1, *Arbetssskador 2016, Occupational accidents and work-related diseases*, 2017, Arbetsmiljöverket. Tillgänglig: <https://www.av.se/globalassets/filer/statistik/arbetssskador-2016/arbetsmiljostatistik-arbetssskador-2016-rapport-2017-1.pdf> [2018-05-13].
- [3] Arbetsmiljölagen (AML) 1977:1160, Arbetsmarknadsdepartementet ARM.
- [4] Inger Arvidsson, Camilla Dahlqvist, Henrik Enquist, Catarina Nordander, Rapport nr 18/2017, *Åtgärdsnivåer mot belastningsskada*, 2017, Arbets- och miljömedicin Syd. Tillgänglig: <http://fhvmetodik.se/wp-content/uploads/2015/01/C383E28A6tg383C2A4rdsnivC383C2A5er-mot-belstningsskada.pdf> [2018-05-13].
- [5] CSV to DatLog. (2018). Arbets- och miljömedicin Syd.
- [6] INC. (2018). Arbets- och miljömedicin Syd.
- [7] 'Convolution', John G. Proakis och Dimitris G. Manolakis, *Digital Signal Processing*, 4th edition: Principles, Algorithms, and Applications (New Jersey: Prentice Hall, 1996), pp. 72-82.
- [8] Giovanni Bianchi och Roberto Sorrentino, *Electronic Filter Simulation & Design*, (McGraw-Hill Professional, 2007), pp. 17-20.
- [9] Mathworks MATLAB Documentation, "Blackman window". Tillgänglig: <https://se.mathworks.com/help/signal/ref/blackman.html> [2018-06-05]
- [10] Henrik Enquist, teknisk handledare, Arbets- och miljömedicin, intervju 2018-05-07.
- [11] Pedro L. D. Peres, Ivanil S. Bonatti, Walter C. Borelli, *The Linear Interpolation Method: A Sampling Theorem Approach*, (Campinas: Universidade Estadual de Campinas, 2003).
- [12] Microsoft Excel. (2016). Microsoft.
- [13] MATLAB. (2017). The MathWorks, Inc.
- [14] Visual Basic for Applications. (2013). Microsoft.
- [15] Mathworks MATLAB Documentation, "MATLAB Runtime". Tillgänglig: <https://se.mathworks.com/help/compiler/deployment-process.html> [2018-05-18]



# Utvärdering av pneumatiska ventiler för växelvis syrgastillförsel under mCPR

Agnesa Halipi (BME-15), Andreas Thoft (BME-15)

**Sammanfattning**—Plötsligt hjärtstopp är ett tillstånd där hjärtat förlorar sin pumpfunktion och därmed slutar fungera, ett tillstånd som drabbar 10 000 svenskar årligen. För att överleva krävs att korrekt hjärt- och lungräddning genomförs omedelbart. LUCAS HLR är ett system utvecklat på Igelösa Life Science i Lund för att ge mekanisk HLR till hjärtstoppspatienter. Nu vill Igelösa Life Science vidareutveckla produkten med växelvis syrgastillförsel till lungorna under LUCAS bröstkompressioner, då studier på detta har visat att överlevnadschansen ökar markant. Syftet med detta arbete är att undersöka hur denna syrgastillförsel skulle fungera med hjälp av en ventil och om det idag finns passande ventiler på marknaden som klarar de krav som ställs på produkten. De parametrar som undersöktes var främst tryck, flöde, ventilens dimensioner, och energiförbrukningen. Efter litteraturstudier och marknadsundersökning hittades två ventiler från företagen Camozzi och Asco, som uppfyllde kraven. Tester på ventilerna visade att de klarar kraven för flöde, tryck, storlek samt energiförbrukning med god marginal. Sammanfattningsvis går det att dra slutsatsen att en sådan produkt är möjlig och att Camozzi-ventilen är att föredra utifrån storlek och energiförbrukning. Ytterligare studier och undersökningar skulle kunna genomföras för att hitta ventiler med ännu mindre dimensioner och lägre energiförbrukning.

## I. INTRODUKTION

Vid plötsligt hjärtstopp hamnar hjärtat i kammarflimmer, hjärtat får en abnormal rytm och tillståndet kan närmast likna ett elektriskt kaos. De elektriska signalerna är inte längre synkroniserade och hjärtat flimrar. Hjärtat kan då inte pumpa och slutar omedelbart att fungera, vilket leder till att man startar hjärt- och lungräddning [1]. I Sverige drabbas cirka 10 000 personer av hjärtstopp varje år och endast 600 av dem överlever [2]. Dödsrisken vid ett hjärtstopp ökar med 10 % för varje minut, det är därför livsavgörande att man startar HLR tidigt och på ett korrekt sätt.

Systemet LUCAS HLR som utför mCPR, mekaniska bröstkompressioner, är utvecklat av forskningscentret Igelösa Life Science i Lund med syftet att förbättra dagens HLR [3]. Vid mCPR kan även syrgas tillföras via en trakealtub införd i patientens luftstrupe. Trakealtuben består av en central kanal med en diameter på 6-10 mm och har flera små kanaler i tubens väggar. Dessa kanaler används för att tillföra syrgas till bronkerna för att patienten ska få tillräckligt mycket syre. Genom volymförändringarna som utvecklas när torax komprimeras samt genom att eliminera det "döda utrymmet" i ventilationen förs tillräckligt mycket koldioxid bort från patienten [4].

Artikeln "Continuous intratracheal insufflation of oxygen improves the efficacy of mechanical chest compression-active decompression CPR" visar på tydliga förbättringar av mCPR med CIO, kontinuerlig inblåsning av syrgas, jämfört med Intermittent Positive Pressure Ventilation, IPPV, under HLR med LUCAS. IPPV innebär att man expanderar lungorna genom att blåsa in en konstant volym av luft. Under studien använde man sig av 16 grisar som vägde kring 23 kg var, där ventrikelflimmer, VF, framkallades elektriskt. Efter 8 min av VF startades mCPR med CIO respektive IPPV på grisarna i grupper om 8, varefter defibrillering påbörjades. Där CIO användes lyckades man återskapa spontan cirkulation hos grisarna i 8 fall av 8. Med IPPV lyckades man endast i 4 av 8 fall [7]. Att återfå spontan cirkulation, ROSC, innebär att patienten visar tecken på hosta, andning eller rörelse samt återfår en kännbar puls. Detta kan uppnås med hjälp av HLR men det behöver inte nödvändigtvis innebära att patienten kommer att överleva [6].  $PaO_2$ , partialtrycket av syrgas i blodet, samt CPP, skillnaden mellan det diastoliska trycket i aorta och vänstra ventrikeln, var signifikant högre i grisarna med CIO. Trycket i luftstrupen hos IPPV-grisarna var negativt i varje dekompressionsfas trots 6 mmHg av PEEP. PEEP är en inställning vid respiratorbehandling som ska ge ett positivt andningstryck i slutet av utandningen. Grisarna med CIO hade ett positivt tryck i trakea under hela mCPR med lägsta värdet på 8 mmHg under varje dekompressionsfas. Sammanfattningsvis nåddes resultatet att mCPR med CIO gav en adekvat ventilation, signifikant bättre oxygenation och CPP jämfört med mCPR kombinerat med IPPV [7].

CPP var som tidigare nämnt betydligt högre i grisarna med CIO. Att ha ett högre värde på CPP har enligt artikeln "Coronary Perfusion Pressure and the Return of Spontaneous Circulation in Human Cardiopulmonary Resuscitation" visat sig vara kopplat till om man lyckas återfå ROSC. I studien, som gjordes på 100 patienter med hjärtstopp, fann man att CPP var betydligt högre ( $13,5 \pm 8,5$  mmHg jämfört med  $1,6 \pm 8,5$  mmHg, medelvärde  $\pm$  standardavvikelse) hos patienter med ROSC. Studien stöds även av data från djur som också visar på vikten av CPP under hjärt- och lungräddning [8].

Tidigare studier samt ej ännu publicerade studier visar tydligt på att tillförsel av syrgas under HLR effektiviserar metoden och leder till att patientens tillstånd förbättras samt ökar överlevnadschansen. För att kunna tillföra syrgas och uppnå detta växelverkande flöde krävs rätt utformning av produkt och ingående teknik. En sådan produkt skulle kunna bestå av en pneumatisk ventil som kontrollerar det växelverkande syrgasflödet. Syftet med arbetet är att undersöka ventiler som styr flödet till lungorna på ett sådant sätt att man kan uppnå

Inlämnat den 4 juni 2018

Mailadress: {mte15aha@student.lu.se, mte15ath@student.lu.se}

Teknisk handledare: Tomas Jansson, Lunds Tekniska Högskola

Klinisk handledare: Audrius Paskevicius, Igelösa Life Science AB

likvärdigt resultat från studierna ovan. Val av rätt parametrar för ventilen är av största vikt för den totala produktens utformning. Det gäller att ventilen inte tar för mycket plats eller drar för mycket ström. Två andra viktiga faktorer är att produkten har en effektiv syrgasanvändning för att vara resurssnål så att den inte kräver stora syrgastuber i ambulanser, ett utrymme som redan idag lider av platsbrist. Viktigast av allt är att kunna stänga av och sätta på syrgastillförseln så snabbt som möjligt för att hinna fylla lungorna samt ventileras dem innan LUCAS komprimeras respektive dekomprimeras. Konceptet är att när LUCAS komprimerar bröstet ska lungorna vara fyllda och under dekompressionen ska de vara ventilerade, vilket resulterar i ökad slageffektivitet hos LUCAS.

Undersökning av befintliga ventiler på marknaden begränsas till magnetventiler, detta eftersom denna sorts ventil är det mest använda kontrollelementet inom pneumatik och därmed mest specialiserat utefter uppställda krav på produktens utformning. En magnetventil är en ventil som manövreras elektromekaniskt och styrs av en elektrisk ström som går igenom en spole. Magnetventiler kan ha olika antal öppningar, här undersöks ventiltyperna 3/2 och 2/2 då fler ventilöppningar inte krävs för denna produkts utformning. En 2/2 kan antingen vara öppen eller stängd medan en 3/2 har en tredje öppning. Trakealtuben kommer att vara kopplad till en ventil på ena sidan och gå ner till luftstrupen på andra sidan. Syrgasen kommer att gå från ventilen, genom trakealtuben och ner till lungorna. När syrgastillförseln stängs av och ska ventileras ut med en 2/2-ventil kommer syrgasen att strömma ner via de små kanalerna i trakealtuben till lungorna och vidare ut till atmosfären. Detta innebär att syrgasen som är i trakealtuben måste ner till lungorna och sedan ut, innan luften i lungorna kan ventileras fullständigt. Med en 3/2-ventil kommer syrgasen i trakealtuben ut en tredje väg istället för att behöva gå ner via lungorna vilket ventilerar bort syrgasen snabbare.

Rapporten ska även undersöka om direkt- eller pilotdrivna ventiler är att föredra med tanke på snabbhet, energiförbrukning samt ventilernas dimensioner. En pilotdriven ventil använder sig av en lägre elektrisk signal och ett externt medium som sedan aktiverar ventils öppning. Detta gör att en liten ström kan ge en större aktiveringssignal och på så sätt blir den mer strömeffektiv. De är dock långsammare och slår inte om lika fort som en direktdriven. För att upprätthålla en effektiv energiförbrukning skall även lämplig drivspänningskurva för ventilerna undersökas.

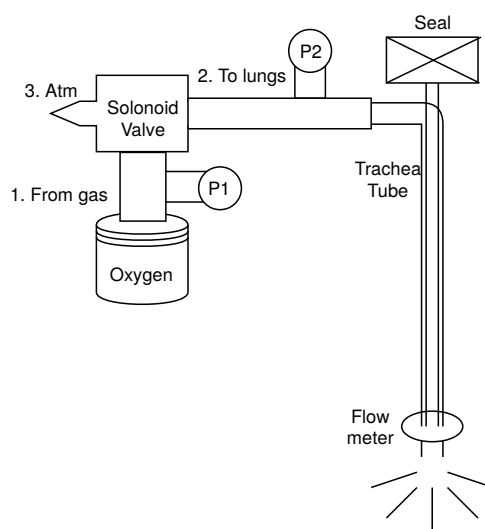
## II. METOD

### Mätningar för att undersöka ventilparametrar

För att styrka val av 3/2- eller 2/2-ventil samt göra en kravspecifikation över volymflödet genomfördes tryck- och flödesmätningar över en befintlig ventil som användes under arbetets initiala tester av forskningscentret på Igelösa. Ventilen sammankopplades med en gaskälla som levererade 4,5 bar syrgasträck, enligt svensk sjukhusstandard, samt till en trakealtub av typen InTube™ tracheal tube cuffed, se Figur 1. Trakealtuben var kopplad till en två meter lång slang som tidigare använts av Igelösa för att koppla samman testutrustningen.



Figur 1. InTube™ tracheal tube cuffed med tillkopplad två meters lång slang



Figur 2. Uppställning för ventilernas syrgastestrigg. 1,2 och 3 anger 3/2 ventils olika anslutningsportar. P1 och P2 är respektive tryckmätare

Trycket mättes, med hjälp av två tryckmätare, mellan ventil och gaskälla samt mellan ventil och trakealtub för att få fram tryckfallet över ventilen. En flödesmätare placerades över trakealtuben enligt Figur 2 och den övre anslutningen förseglades, se *seal*, så att endast syrgasflödet från gastanken uppmättes. Mätningarna för tryck och flöde genomfördes sedan under konstant tillförsel av syrgas för att med dessa resultat uppskatta det motstånd som trakealtuben orsakade på luftflödet.

För att komma fram till om ventilen borde vara av typ 3/2 eller 2/2 behövdes tiden det tar att tryckutjämna trakealtuben. Då trycket har återställts till atmosfärtryck kommer trakealtuben att sluta tillföra syrgas till lungorna och de tillåts ventileras. Denna tid undersöktes genom att använda sig av analoget Ohms lag,  $U = RI$ . Tryckskillnaden mellan trakealtuben och atmosfärtrycket utanför är en sorts lagrad potential och jämfördes därför med den elektriska spänningen  $U$ . Elektrisk ström,  $I$ , är ett flöde av elektriska laddningar i ett tvärsnitt och i denna analogi blir det därför det volymetriska flödet. Syrgasflödet i trakealtuben kommer likt en ström i en krets att uppfatta ett visst motstånd  $R$  i trakealtubens förträngning. Med hjälp av denna analogi kunde flödets motstånd i testerna uppskattas till ett beräknat värde. När trakealtuben är trycksatt kommer denna att lagra en viss volympotential. Testernas utformning kunde därför jämföras

med hur en uppladdad kondensator i en RC-koppling laddas ur. Tiden för denna urladdning i kondensatorn blir den tid det tar för att tryckutjämna trakealtuben enligt analogin till Ohms lag [9]. Tryckutjämningen kunde därför beskrivas enligt ekvation 1.

$$P(t) = P_0 * e^{-\frac{t}{RC}} \quad (1)$$

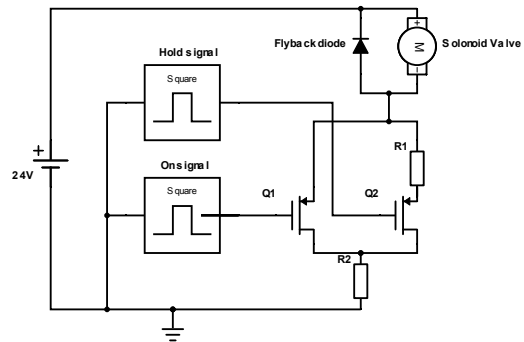
Den elektriska kapacitansen,  $C$ , motsvarar den upplagrade volymen syrgas,  $Q$ , i trakealtuben dividerat med tryckskillnadspotentialen  $U$ . Detta i enlighet med  $C = Q/U$  i en elektrisk krets. Mätningar för att få fram volymen i trakealtuben och slangen genomfördes genom att använda en spruta med vatten, på så sätt kunde mängden vatten som fyllde trakealtuben och slangen representera volymen. Genom att använda sig av tidskonstanten  $\tau = RC$ , har trycket minskat till 0,7 % av initialvärdet då tiden  $5 \cdot \tau$  har passerat. Uppskattningsvis har därför trakealtuben tryckutjämnat efter denna tid vilket är den tid som vidare undersöktes för att avgöra val av 2/2- eller 3/2-ventil. Enligt ovanstående utformning ventilerades den lagrade volymen syrgas genom trakealtuben. Denna tid motsvarade därmed tiden det hade tagit att tryckutjämna med hjälp av en 2/2-ventil och utvärderades om det var tillräckligt fort för att kunna anpassas till LUCAS slagfrekvens. Denna utvärdering gjordes först för hur befintlig utrustning var utformad. I enlighet med att framtida utrustningen ska vara så liten som möjligt uppskattades sedan en trakealtub- och slangvolym till 5 ml, vilket ansågs vara ett rimligt värde för den slutliga produktens volym. I denna uppskattning antogs att den överflödigt två meter långa slangen kunde förkortas. Därefter gjordes beräkningar för denna 5 ml stora slangvolym, vilket slutligen blev ett referensvärde för att avgöra om 3/2- eller 2/2-ventil är lämpligast.

### Litteraturstudier och marknadsundersökning

Vidare undersöktes ifall ventilen skulle vara pilot- eller direktdriven genom litteraturstudier och marknadsundersökning för ventiler. Parametrar som ventilstorlek, vikt, energieffektivitet, volymflödes hastighet och genomloppsdiаметer undersöktes för att avgöra valet. Genomloppsdiаметern beräknades genom att använda det tryckdrivna flödet över ventilen. Genom litteraturstudier undersöktes om ventilernas öppning bör vara normalt öppen eller stängd, hur stora de kan vara, hur stor genomloppsdiаметer som krävs för rätt flöde samt vilken spänning och effekt som är vanlig.

### Undersökning av energiförbrukning

För att undersöka energiförbrukningen hos de slutligt valda ventilerna kopplades mätningen enligt kopplingsschemat i Figur 3. Eftersom direktdrivna ventiler kräver en hög startspänning men inte lika hög spänning för att hållas i ett öppet läge användes två MOSFET-transistorer och två funktionsgeneratorer för att styra spänningen. Först skickades en hög spänning in med ena funktionsgeneratorn och sedan en lägre med den andra för att hålla fast magnetspolen i ventilerna. På så sätt kunde ventilens energiförbrukning effektiviseras. Ett oscilloskop användes för att visualisera hur signalerna



Figur 3. Kopplingsschema för mätning av ventilernas effekt över tiden, samt schema för styrsignalens uppställning

som skickades till ventilerna såg ut. LUCAS slår med en frekvens på 100 slag per minut, vilket blev referensfrekvensen för testerna. Detta motsvarar en frekvens på 1,667 Hz som ställdes in på de två funktionsgeneratorerna som styr transistorerna, se motsvarande blockschema, hold- och on-signal, i Figur 3. För att försäkra sig om att funktionsgeneratorerna fortsättningsvis triggade i fas kopplades de samman så att hold-funktionsgeneratorn triggade på on-funktionsgeneratorn.

Pulskvot, den andel tid som signalerna från funktionsgeneratorerna är i på-läge av periodtiden, samt spänningsamplitud laborerades fram för att erhålla den mest effektiva styrsignalen. Pulskvoten valdes till 50 % av periodtiden för hold-funktionsgeneratorn, den som styr transistorn för den lägre spänningen. Pulskvoten för den högre spänning som öppnade ventilen laborerades fram genom att testa olika värden och se vad ventilerna klarade, därigenom avgjordes tiden för den totala på-signalen. Spänningsamplituden för på-signalen begränsades till 24 V enligt ventilernas specifikationer. För hold-signalen undersöktes lägsta möjliga spänningsamplitud så att ventilernas magnetpole håller sig kvar i öppet ventilläge. Genom att erhålla ett syrgasflöde 50 % av tiden för LUCAS periodtid och inget flöde resterande tid, samt kontrollera signalerna på oscilloskopet, avgjordes om signalen styrde ventilen korrekt. Testerna gjordes samtidigt som ventilerna var trycksatta för att erhålla en hold-signal som klarar att användas under rätt förhållande. Sammanfattningsvis kunde en så kort på-signal som möjligt och en så låg spänning på hold-signalen som möjligt erhållas. Dessa värden för sammanlagda på-signalen användes fortsättningsvis som styrsignal under testerna. Uppmätta värden för styrsignalen är endast anpassade efter valda ventiler och anpassas efter ventilvariation och slitage i framtiden. För att sänka spänningen i hold-signalen användes ett motstånd, R1 i Figur 3, som sänkte spänningen över ventilen enligt spänningsdelning hos seriekopplade motstånd. Eftersom magnetventiler använder sig av en spole för att slå om användes en diod för att hindra de spänningsspicar som uppkommer då en induktiv last snabbt stängs av.

För att mäta strömmen som går genom ventilen seriekopplades ett motstånd på 1 ohm, R2 i Figur 3, och spänningsfallet över motståndet mättes med hjälp av ett oscilloskop. Därefter beräknades strömmen som går igenom venti-

len. Enligt strömdelning för seriekopplade motstånd kommer den ström som går igenom det kända motståndet, R2, att vara densamma som den som går igenom ventilen. Spänningen över ventilen mättes samtidigt kontinuerligt med hjälp av oscilloskopets andra kanal. Då spänning och ström över tid erhållits för ventilen kunde momentana effektutvecklingen beräknas genom sambandet  $P = UI$ . Genom att sedan beräkna arean under grafen för ventilen erhålls energin för totalt antal cykler under mätningen. Först beräknades energin för en slagcykel och sedan multiplicerades värdet med antal slag LUCAS genomför på en timme. Då erhålls ventilens energianvändning över en timme och detta dividerades sedan med antalet sekunder på en timme för att få detta uttryckt i Watt.

LUCAS använder sig idag av ett litium-jon polymer batteri och denna typ av batteri användes därför som referens för hur stort batteri som ventilen kommer att kräva. LUCAS har en uppskattad körtid på 45 minuter och därför uppskattades ventilerna att köra under en timme, med 15 minuters säkerhetsmarginal [10]. Måttet för ett batteris energidensitet, wattimmar per volym, samt specifik energi, wattimmar per kilogram, givet ett typiskt litium-jon batteri, användes för att beräkna volym och vikt av det batteri som krävs för att driva vald ventil under en timme.

### Tryck- och flödesmätningar

Ventilerna kopplades i testriggen enligt Figur 2. Då ventilen är i av-läge är koppling ett stängd och koppling två samt tre är sammankopplade, detta tillåter utsläpp av den upplagrade syrgasvolymen i trakealtuben ut genom koppling tre till atmosfären. När ventilen får en på-signal kommer koppling tre att stängas och ett och två sammankopplas vilket tillåter syrgas att flöda till lungorna.

Tryck- och flödesmätningar gjordes enligt Figur 2 där tryckgivarna är placerade före (P1) respektive efter (P2) ventilerna för att erhålla det tryckfall som fås över ventilernas förträngning. Trycket som funktion av tiden ger även ventilernas responstid där stigtid och falltid anger hur snabbt ventilen sätts på respektive stängs av och speglar hur snabbt flöde till lungorna upprättas. Stigtid räknades, även här med hjälp av oscilloskopet, som tiden från 10 % av tryckamplituden till dess att trycket överstiger 90 % av tryckamplituden och falltiden som tiden från 90 % till 10 % av amplituden.

Flödesgivaren var placerad på trakealtuben så att endast flödet från gastanken mättes och inte eventuell venturieffekt, som trakealtuber använder sig av. Venturieffekten innebär att ett flöde genom en förträngning, under konstant mekanisk påfrestning och mot en stillastående kropp, kommer leda till en ökning av flödets hastighet och en minskning av trycket [11]. För att bortse från venturieffekten förseglades trakealtubens övre del enligt Figur 2, *seal*. Flödet mättes tidskontinuerligt för de utvalda ventilerna och maximala flödet antecknades. Tiden för att uppnå detta maxflöde samt återgå till noll undersöktes på samma sätt för tryckflankerna, genom att titta på stigtid och falltid.

All data som insamlades med hjälp av oscilloskopet och flödesgivaren analyserades i Matlab och med detta verktyg kunde diagram för effekt, tryck och flöde erhållas.

## III. RESULTAT

### Mätresultat för undersökta ventilparametrar

Resultatet av tryck- och flödesmätningarna i trakealtuben, för befintligt system på Igelösa, gav mätvärdena i Tabell I. Tryckfallet i den längre slangen som var kopplad till trakealtuben uppmättes till cirka 0,25 bar, då detta var ett väldigt lågt värde försumrades denna slang-resistans och tryckfallet antogs endast bero på trakealtuben. Trakealtubens volym uppmättes till 1 ml och slangens volym till 25 ml vilket gav en total volym på 26 ml. Samtidigt visade volymflödes hastigheten på befintlig utrustning att systemet klarade 25 l/min vilket blev en referensparameter för ventilens marknadsundersökning.

Tabell I  
MÄTNINGAR FÖR FLÖDE, TRYCKSKILLNAD, SAMT VOLYM SOM GJORDES PÅ BEFINTLIG UTRUSTNING SAMT FÖR UPPSKATTAD VOLYM TILL SLUTPRODUKTEN. DETTA FÖR ATT KUNNA AVGÖRA 3/2- ELLER 2/2-VENTIL.

Trakealtub	Befintlig uppställning	Uppskattad slutprodukt
Tryckskillnad (Bar)	3,7	3,7
Volym (ml)	26	5
Flöde (l/min)	25	25

Tabell II  
BERÄKNINGAR FÖR RESISTANS, TRYCKSKILLNAD/FLÖDE OCH KAPACITANS, VOLYM/TRYCKSKILLNAD SAMT BERÄKNAD TID FÖR ATT MINSKA TRYCKET I TRAKEALTUBEN TILL 0,7 % AV INITIALTRYCKET.

	Trakealtub med slang	Trakealtub
Resistans R (kg/m <sup>4</sup> s)	8,888*10 <sup>7</sup>	8,888*10 <sup>7</sup>
Kapacitans C (m <sup>4</sup> s <sup>2</sup> /kg)	7,027*10 <sup>-10</sup>	1,351*10 <sup>-10</sup>
Tidskonstant $\tau$ (s)	0,062	0,012
5* $\tau$ (s)	0,312	0,060

Följande beräkningar i Tabell II gav värden på resistansen i trakealtuben och kapacitansen enligt analogin till Ohms lag. Uträkningarna är baserade på värden i Tabell I . På så sätt kunde tidskonstanten och tiden det tar för ventilen att minska ner till 0,7 % av startvärdet beräknas.

### Resultat av litteraturstudier och marknadsundersökning

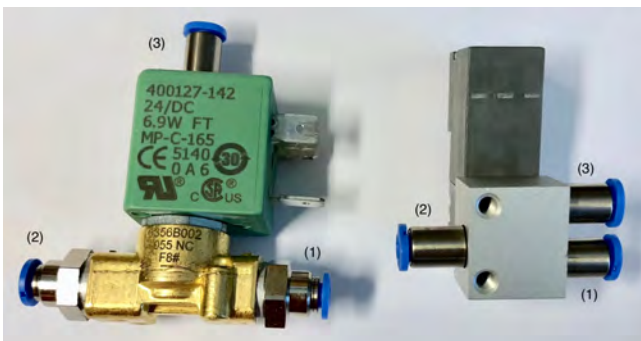
Efter litteraturstudier och kontroll av marknaden nåddes beslutet om att direktdrivna ventiler passar bäst. Detta eftersom de pilotdrivna ventiler som undersöktes på marknaden inte hade de dimensioner som krävs. De ventiler som klarade flödet för korrekt syrgastillförsel var för stora. Därför blev det en övervägning mellan ventilstorlek och energieffektivitet som sparas med en pilotventil. Genomloppsdiаметern valdes enligt Tabell III då dessa rekommenderades för det flöde som ventilerna skulle klara. Spänning och effekt skulle optimalt vara så låga som möjligt. En 24 V DC spänning och en effekt på 2 respektive 4 W valdes då detta var det företagen kunde erbjuda i nuläget för denna typ av ventiler.

I Figur 4 visas en bild på de två ventiler som valdes ut för vidare undersökning. Dessa valdes utefter parameter värdena som kan avläsas i Tabell III. Gemensamt för ventilerna var,

som tidigare nämnt, att de båda var direktdrivna, av typen 3/2 samt normalt stängda. De andra parametrarna varierades för de två ventilerna för att kontrollera hur olika parametervärden påverkade deras funktion. Ventilerna är tillverkade av företagen ASCO och Camozzi, båda kända företag inom fluidik. Ventilerna hänvisas här efter som Ascoventilen och Camozziventilen.

Tabell III  
VALDA PARAMETERVÄRDEN FÖR CAMOZZI- OCH ASCOVENTILEN  
UTEFTER KRAV SPECIFIKATION

	Camozziventilen	Ascoventilen
Storlek (mm)	Se bilaga	Se bilaga
Normalt öppen/stängd	stängd	stängd
Genomloppsdiameter (mm)	1,5	1,6
Spänning DC (V)	24	24
Vikt med tillkopplingar (g)	63	148
Effektförbrukning (W)	2	4

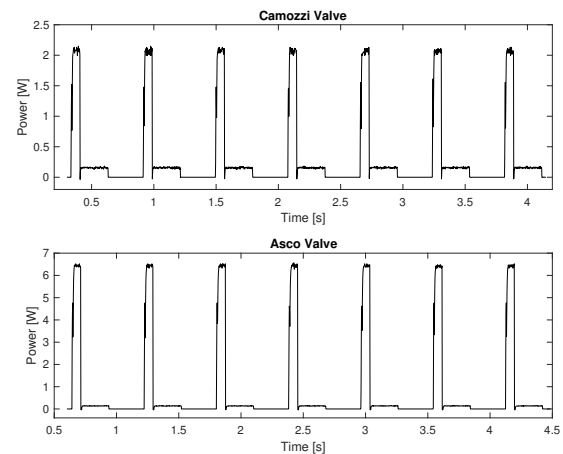


Figur 4. Bild på valda ventiler, Asco- (Vä) och Camozziventilen (Hö)

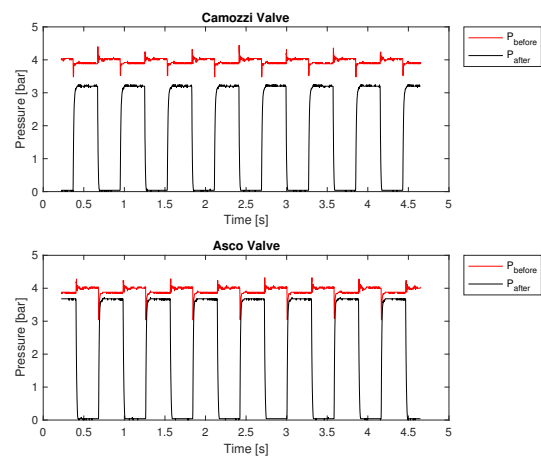
### Energiförbrukning

Figur 5 visar resultatet av effektmätningen som funktion av tid för ventilerna. För den höga 24 V spänningen laborerades pulskvoten fram till 12 %. För Camozziventilen krävdes en spänning på 6,6 V för att hålla den öppen och för Ascoventilen kräves en spänning på 3,6 V. Energiförbrukningen för sju cykler under uppmätt tid uppmättes till 1,206 J och 3,167 J för Camozzi- respektive Ascoventilen. Då LUCAS har en slagfrekvens på 6000 slag under en timme beräknades att den genomsnittliga effektförbrukningen blir 0,287 W och 0,7540 W för respektive ventil.

Ett typiskt litium-jon polymer batteri har en energidensitet på 185-220 Wh/l och en specifik energi på 100-158 Wh/kg [12]. Som räkneexempel för referens räknades på ett batteri med 200 Wh/l samt 130 Wh/kg. Givet ventilernas effekt fås därmed ett 1,435 ml stort batteri för Camozziventilen och 3,77 ml för Ascoventilen. Batterierna till respektive ventil väger då 2,208 g och 5,8 g.



Figur 5. Energiförbrukningen för respektive ventil under 7 slagcykler.



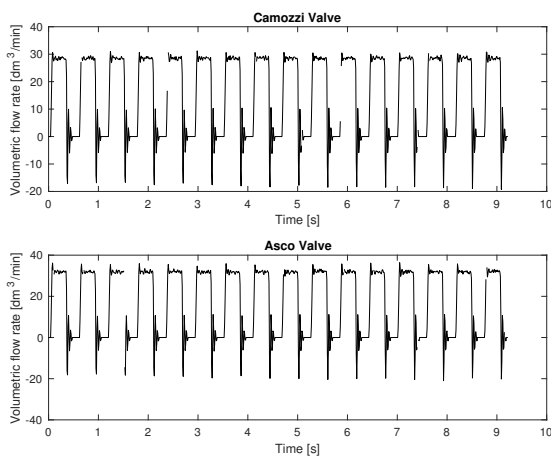
Figur 6. Tryckskillnad före och efter respektive ventil när de slås på och stängs av.

### Tryck- och flödesresultat

Figur 6 visar sju cykler av trycket före och efter för respektive ventil när de växelvis slås på och stängs av. När ventilerna var på kunde en tryckskillnad över ventilerna avläsas i storleksordningen 0,72 bar för Camozziventilen och 0,24 bar för Ascoventilen.

Det volymetriska flödets förändring under 16 cykler för respektive ventil kan avläsas i Figur 7. Maxflöden för ventilerna uppmättes till 28,8 l/min för Camozziventilen och 32,0 l/min för Ascoventilen, vilka var någorlunda konstanta under samtliga cykler. När ventilerna stängdes av noterades även negativa flöden som resonerar och avtar mot noll.

I Tabell IV kan värdena för sigtid och falltid som uppmättes avläsas för respektive ventil. Här syns att båda ventilerna var ganska lika. Stigtiden för både trycket och flödet var något större för Camozziventilen. Falltiden för trycket var något lägre för Camozziventilen jämfört med Ascoventilen.



Figur 7. Flödet för respektive ventil under 16 slagcykler.

Tabell IV

TABELL 4: VÄRDEN FÖR STIGTID OCH FALLTID FÖR TRYCK OCH FLÖDE GIVET RESPEKTIVE VENTIL.

Ventil	Stigtid (s)	Falltid (s)
Camozzi (Tryck)	0,0172	0,0116
Camozzi (Flöde)	0,04	0,04
Asco (Tryck)	0,0132	0,0148
Asco (Flöde)	0,03	0,03

#### IV. DISKUSSION

Efter att ha undersökt vilka flödes- och tryckkrav som ställdes på ventilen nåddes beslutet att en förlängning av falltid på cirka 0,06 sekunder, den tid det tar för en 2/2-ventil att ventileras ut slangluften via lungorna, är en för lång tid. Detta eftersom det är önskvärt att kunna stänga av flödet och ventileras lungorna så snabbt som möjligt. Med de utvalda ventilerna uppmättes den riktiga falltiden till 0,04 och 0,03 sekunder för Camozzi- respektive Ascoventilen. En 2/2-ventil hade resulterat i en längre tid för att ventileras ut luften ur patientens lungor, något som optimalt ska ske så snabbt som möjligt. Detta styrker beslutet om att 3/2-ventiler är en bättre lösning då det var tydligt att ett tillägg på 0,06 sekunder på ventilernas slutliga falltid blir för lång, givet att en 2/2-ventil skulle användas. Dock skulle val av 2/2-ventil kunna resultera i en mindre ventil, vilket gör att undersökning av en sådan kan vara av intresse. En ytterligare fördel med en 2/2-ventil är att man inte ventilerar ut någon syrgas till atmosfären som inte använts till att fylla lungorna. Denna volym som ventileras ut med en 3/2-ventil är slöseri med syrgas men något som kan motiveras genom 3/2-ventilernas andra fördelar. Då hjärtstopp drabbar så pass många människor, samt har en låg överlevnadschans på 6 %, kan man ändå tänka sig att en mindre miljöpåverkan är en rimlig uppoffring för att rädda fler liv.

Litteraturstudierna och marknadsundersökningen för ventiler resulterade i ett beslut om att direktdrivna ventiler är bäst lämpade för att kunna få en liten och effektiv lösning

på syrgastillförsel. Eftersom pilotdrivna ventiler generellt är mycket större för att klara samma flöde är en direktdriven ventil med större strömförbrukning och ett större batteri att föredra. Denna fördelning är volymmässigt mer fördelaktig då man vill ha en så liten slutprodukt som möjligt. Dock kan det fortfarande tänkas vara relevant att testa pilotdrivna ventiler för att se hur dessa skulle fungera eftersom de har en lägre energiförbrukning. Genom att jämföra en direktdriven ventil med ett stort batteri och en pilotdriven ventil med ett litet batteri hade man kunnat stärka beslutet om vilken lösning som ur ett storleksperspektiv är mest effektiv.

Valet att använda normalt stängda ventiler togs av säkerhetsskäl. En normalt öppen ventil skulle skicka in syrgas till patienten när ventilen inte får en elektrisk styrsignal. Därför är det säkrare att ha en normalt stängd ventil som i av-läge inte tillför någon syrgas utan endast då ventilen faktiskt sätts på.

Ytterligare undersökningar av marknaden hade kunnat leda till ventiler med ännu lägre spänning och effektförbrukning, det kan därför tänkas vara relevant att inför framtiden göra en större marknadsundersökning för att optimera dessa parametrar.

Effektmätningarna som gjordes visar tydligt att Camozzi-ventilen är mest strömsnål, den drar cirka en tredjedel energi i jämförelse med Ascoventilen. En lägre energiförbrukning är bättre då det krävs ett mindre batteri, ventilen kan köras längre och slutprodukten blir mycket mindre. Givet att de beräknade batteristorlekarna blev så pass små för båda ventilerna indikerar på att batteriet kan placeras väldigt nära ventilen i tätt sammankoppling intill trakealtuben. Att ha ventil, batteri, styrlogik och annan användbar utrustning i ett litet paket nära trakealtuben är något som strävas efter i slutprodukten, dels för att minska volymen som tidigare nämnt men även minimera antalet sladdar kopplade till LUCAS.

Båda ventilerna klarade flödeskravet på minst 25 l/min med marginal. Här låg Ascoventilen i överkant, den höll en flödes hastighet på cirka 32,0 l/min jämfört med camozzi-ventilen som hade 28,8 l/min. Detta antyder att ventilerna kan miniatyriseras ytterligare och bli mer strömsnåla, samtidigt som de klarar att upprätthålla önskat flöde på 25 l/min.

En anledning till att ventilerna är så strömsnåla är utformningen av styrsignalen. Den styrsignal som laborerades fram visade sig vara väldigt effektiv och klarade att styra ventilerna utan att påverka flödet eller slagfrekvensen. För att erhålla denna strömsnåla signal krävs mer styrlogik än att skapa en konstant styrsignal. Detta är dock motiverat då det sänker energiförbrukningen för ventilen i den slutliga produkten.

Tryckskillnaden före och efter respektive ventil var väldigt olika. Ascoventilen hade en tryckskillnad på 0,24 bar medan Camozzi-ventilen hade 0,72 bar. Detta tyder på att luftmotståndet var större i Camozzi-ventilen. Idealt så vill vi inte ha något motstånd över ventilerna då detta bromsar flödet och begränsar hur snabbt syrgasen levereras till lungorna. Det är denna effekt som utgör skillnaden för ventilernas maximala volymflöden. Ventilernas stigtid och falltid för både flöde och tryck var likvärdiga vilket innebär att de båda kommer vara lika snabba på att fylla lungorna med luft respektive ventileras dem. Detta under antagandet att lungornas syrgastillförsel är

begränsat till de 25 l/min som har använts som referens för den slutliga produkten. Till följd av att flödeskurvorna svänger innan de når värdet noll när ventilerna stängs av blir bestämningen av flödets falltid en uppskattning och därmed orsak till felkälla. Då denna effekt troligtvis endast uppkommer till följd av trakealtubens utformning och inte är något som ventilen orsakar bortses denna resonans och falltiden uppskattas med viss reservation.

Av de två utvalda ventilerna var Camozziventilen av mindre storlek, se bilaga, och vägde 85 gram mindre. Detta ger den en stor fördel då storlek är av största vikt för slutprodukten. Syrgastillförseln ska ta så lite plats som möjligt för att inte begränsa ambulansutrymmet eller vara i vägen under hjärt-och lungräddningen.

Vidare utvärdering av bättre anpassade ventiler kan undersökas på samma sätt som i denna rapport. För att undersöka slutprodukten med denna syrgastillförsel kommer dock djurförsök att krävas för att påvisa dess effekt på förbättrad mCPR. Eftersom det krävs fler kliniska fall för att utvärdera metoden är det av största vikt att genomföra djurförsök först för att säkerställa att mCPR märkbart förbättras med denna tillämpning. Dessa djurförsök är tänkta att göras på friska grisar vilka får narkos och sederingsmedel för att somna in och försäkra sig om ingen smärta under ingrepp. Djurförsök kopplat till denna utvärdering är etiskt försvarbart då det endast är 6 % som överlever plötsligt hjärtstopp i Sverige och en sådan här produkt skulle kunna öka överlevnadschansen markant för de drabbade.

## V. SLUTSATSER

Arbetets syfte var att finna en ventil som klarar kraven på storlek, flöde, tryck samt effektiv energiförbrukning. Ventilerna som undersöktes uppfyllde uppställda krav, vilket leder till slutsatsen att det är möjligt att hitta en ventil som kan anpassas till slutprodukten och tillföra korrekt syrgastillförsel växelverkande med mCPR. Ascoventilen var större, vägde mer och hade nästan tre gånger så stor energiförbrukning jämfört med Camozziventilen. Därför kan slutsatsen dras att av de undersökta ventilerna är Camozziventilen att föredra. Vidare tester och undersökningar kan tänkas leda till en ännu bättre anpassad ventil.

## VI. EFTERORD

Vi skulle vilja rikta ett stort tack till Audrius Paskevicius, klinisk handledare, för vägledning och inspiration för att leda projektet framåt. Tack till Igelösa Life Science AB och all personal som visat stort intresse samt tillhandahållit frågeställning och material för att genomföra testerna. Ett stort tack riktas även till Tomas Jansson, handledare från Lunds Tekniska Högskola, för hans hjälp med testriggens uppbyggnad samt driva projektet framåt. Båda artikelförfattarna har bidragit till att planera och konstruera testrigg, genomföra tester, analysera data samt skriva rapporten tillsammans.

## REFERENSER

- [1] *Plötsligt hjärtstopp*. HLR Konsulten Sverige AB 2018. <http://www.hlr-konsulten.se/hjartstopp> (Hämtad 2018-03-23)
- [2] *Plötsligt hjärtstopp - vad är det?*. Hjärt-och lungfonden. <https://www.hjart-lungfonden.se/Sjukdomar/Hjartsjukdomar/Plotsligt-hjartstopp/> (Hämtad 2018-03-23)
- [3] *LUCAS HLR*. LUCAS chest compression system. [http://www.lucas-cpr.com/se/lucas\\_hlr/lucas\\_hlr](http://www.lucas-cpr.com/se/lucas_hlr/lucas_hlr) (Hämtad 2018-03-15)
- [4] S. Steen, A. Paskevicius. *Förfarande och system för hjärtlungräddning*. (2008). 0800284-2
- [5] S. Steen, Q. Liao, L. Pierre, A. Paskevicius, T. Sjöberg. *Continuous intratracheal insufflation of oxygen improves the efficacy of mechanical chest compression-active decompression CPR*. Resuscitation. 2004;62(1)219-227. Available from, DOI: 10.1016/j.resuscitation.2004.02.017
- [6] L. Mitchell, L. O Jones. *of the ROSC Patient*. RCEM LEARNING. (2017) <https://www.rcemlearning.co.uk/references/post-cardiac-arrest-care-of-the-rosc-patient/> (Hämtad 2018-03-24)
- [7] S. Steen, Q. Liao, L. Pierre, A. Paskevicius, T. Sjöberg. *Continuous intratracheal insufflation of oxygen improves the efficacy of mechanical chest compression-active decompression CPR*. Resuscitation. 2004;62(2)219-227. Available from, DOI: 10.1016/j.resuscitation.2004.02.017
- [8] N. A. Norman, G. B. Martin, MD; E. P. Rivers, MD; M. G. Goetting, MD; T. J. Appleton, M. Feingold, PhD; R. M. Nowak, MD. *Coronary Perfusion Pressure and the Return of Spontaneous Circulation in Human Cardiopulmonary Resuscitation*. JAMA. 1990;263(8):1106-1113. DOI:10.1001/jama.1990.03440080084029
- [9] *RC Discharging Circuit*. ElectronicsTutorials. [https://www.electronicstutorials.ws/rc/rc\\_2.html](https://www.electronicstutorials.ws/rc/rc_2.html) (Hämtad 2018-05-06)
- [10] *LUCAS chest compression system*. Physio Control. [https://www.physio-control.com/uploadedFiles/Physio85/Contents/Emergency\\_Medical\\_Care/Products/Brochures/LUCAS\\_Brochure\\_3303294\\_B.pdf](https://www.physio-control.com/uploadedFiles/Physio85/Contents/Emergency_Medical_Care/Products/Brochures/LUCAS_Brochure_3303294_B.pdf) (Hämtad 2018-05-06).
- [11] *The Venturi Effect*. Tech-FAQ. <http://www.tech-faq.com/venturi-effect.html> (Hämtad 2018-05-03)
- [12] *Lithium* Harding Energy Inc. <http://www.hardingenergy.com/lithium/polymer> (Hämtad 2018-05-06)

