

DANMARKS TEKNISKE UNIVERSITET

SEMESTERPROJEKT 2  
62453

---

## EKG Monitor udvikling

---

*Deltagere: Gruppe 4*  
Caroline Arcos Specht s205498  
Narges Bashir s185438  
Rajaa Benguad s205499  
Troels Engsted Kiib s205492

December 27, 2023  
Github : <https://github.com/Troels21/SemesterProjekt-2>

## W

<sup>1</sup>Abstract This paper aims to give a comprehensive account of the heart's physiology in which emphasis is on the part of the physiology where the electrophysiological signals from the heart are generated. Furthermore this paper contains control measurements and testing of an ECG measurement system and in addition to that we've designed and built a system for recording ECG. This paper is bifurcated into three sections: a health scientific section, a biomedical part and an IT-section.

The health scientific section concentrates on the anatomy and physiology of the heart with an in-depth description of the heart's conduction system and how the work of the heart is displayed on the ECG. Additionally we have explained how the electrolyte balance influences the homeostasis. Finally, in the health science part, we examine how pathologies and medications affect the ECG.

The biomedical part consists of an experimental part and a theoretical part. In the theoretical part we get into ECG electrodes and the ECG amplifier we used in our experiment. The experimental part consists of 12 experiments where a theoretical calculation / analysis of the amplifier's properties is carried out. We have also developed a program for the Arduino board to control the A/D conversion, as well as send data out on a serial port to a PC.

The IT-related section contains a JAVA program that receives data from the Arduino board where it displays and stores this data. This program can also display the ECG signal and display a dynamic graph and in addition calculate the patient's current heart rate. Furthermore there is a description of the UML diagrams used.

# Indholdsfortegnelse

<b>1</b>	<b>Indledning</b>	<b>4</b>
<b>2</b>	<b>Sundhedsvidenskab</b>	<b>5</b>
2.1	Intro . . . . .	5
2.2	Hjertets funktion . . . . .	5
2.3	Hjertets ledningssystem . . . . .	6
2.3.1	Impulsudbredelse . . . . .	6
2.3.2	Dannelse af impulser . . . . .	7
2.4	Huden . . . . .	8
2.5	EKG . . . . .	9
2.6	EKG'ets tidsforløb . . . . .	10
2.7	Elektrodernes placering . . . . .	10
2.8	Kardiologiske sygdomme . . . . .	11
2.9	Non-kardiologiske sygdomme . . . . .	12
2.9.1	Hyperkalæmi . . . . .	12
2.9.2	Hypercalcæmia og hypocalcæmia . . . . .	13
2.10	QT-intervallet og medikamenter . . . . .	13
2.11	Delkonklusion . . . . .	14
<b>3</b>	<b>Litteratursøgning</b>	<b>14</b>
3.1	Introduktion . . . . .	14
3.2	Bevidst tilfældig søgning . . . . .	15
3.3	Kædesøgning . . . . .	15
3.4	Systematiske søgninger . . . . .	15
3.5	Udarbejdelse af søgematrix . . . . .	15
<b>4</b>	<b>Elektronik rapportering</b>	<b>18</b>
4.1	Introduktion . . . . .	18
4.2	EKG forstærker . . . . .	18
4.3	Biopotentialforstærker . . . . .	18
4.4	Biopotentielle elektroder . . . . .	19
4.4.1	Halv-celle-potentialet . . . . .	20
4.4.2	Polarisering . . . . .	20
4.4.3	Polariserbare og non-polariserbare elektroder . . . . .	21
4.4.4	Sølv/Sølv-clorid-elektroden . . . . .	21
4.5	Gelens betydning . . . . .	22
4.6	Hudens interface . . . . .	22
4.7	Driven right leg . . . . .	23
4.8	Patientsikkerhed . . . . .	24
4.9	Medico Forsøg . . . . .	25
4.9.1	Undersøgelse om indgangstrinnets differential mode og common mode forstærkning lever op til de teoretiske værdier . . . . .	25
4.9.2	Justerig af P1 for at måle den mindst mulig common mode forstærkning i differentialtrinnet . . . . .	28
4.9.3	Måling af common modeforstærkningen . . . . .	29
4.9.4	Måling af differentialforstærkningen i den DC koblede del af forstærkeren	30
4.9.5	Beregning af CMRR . . . . .	31
4.9.6	Måling af udgangstrinnets forstærkning . . . . .	31
4.9.7	Måling af den samlet in band AC gain for hele forstærkeren . . . . .	32
4.9.8	Måling af frekvensrespons og båndpas . . . . .	33

4.9.9	Måling samt undersøgelse af den maksimale mulige DC-offset . . . . .	34
4.9.10	Måling af forstærkerens egenstøj når indgangen er kortsluttet . . . . .	34
4.9.11	Måling af støj på udgangen med indgangene V+ og V- forbundet til ground via 50ohm . . . . .	34
4.9.12	Måling samt undersøgelse af om driven-right-leg kredsløbene fungerer . .	35
4.10	Delkonklusion . . . . .	38
<b>5</b>	<b>It Rapport</b>	<b>38</b>
5.1	Introduktion . . . . .	38
5.1.1	Persona . . . . .	38
5.2	Kravspecifikation . . . . .	38
5.2.1	Funktionelle krav . . . . .	38
5.2.2	Non-funktionelle krav . . . . .	38
5.2.3	Løsningsmulighed . . . . .	39
5.2.4	Use-Case . . . . .	39
5.3	Analyse . . . . .	39
5.3.1	Anaylse af persona . . . . .	39
5.3.2	Analyse klassediagram over software . . . . .	40
5.3.3	Analyse klassediagram over hele projektet . . . . .	40
5.3.4	Database . . . . .	41
5.4	Design . . . . .	41
5.4.1	Kollaborations diagram . . . . .	41
5.4.2	Aktivitetsdiagram . . . . .	42
5.4.3	Design af database . . . . .	43
5.5	Implementering . . . . .	43
5.5.1	Arduino kode . . . . .	44
5.5.2	Klasse Diagram . . . . .	45
5.5.3	Implementation af klassediagram i JVM . . . . .	45
5.6	Afprøvning . . . . .	51
5.6.1	Funktionel testing . . . . .	52
5.6.2	Opgavebaseret usability testing . . . . .	52
5.6.3	Eksplorativ testing . . . . .	53
5.6.4	Unit testing . . . . .	53
5.6.5	Test af EKG-forstærker med elektroder . . . . .	54
5.7	Diskussion . . . . .	56
5.7.1	Baudrate . . . . .	56
5.7.2	ThreadSleep . . . . .	57
5.7.3	Implementering af observer pattern og Serial Port . . . . .	57
5.7.4	Graf akser . . . . .	57
5.7.5	Delkonklusion IT . . . . .	58
<b>6</b>	<b>Diskussion</b>	<b>59</b>
6.1	Har vi levet op til projektkravene . . . . .	59
6.2	Samarbejde . . . . .	59
6.2.1	Arbejdsfordeling . . . . .	59
6.2.2	Dobbeltarbejde og møder . . . . .	59
6.3	Hvad tager vi med til næste projekt . . . . .	60
<b>7</b>	<b>Konklusion</b>	<b>60</b>
<b>References</b>		<b>63</b>

# 1 Indledning

I dette projekt har vi arbejdet med et målesystem til registrering af EKG og puls. Vi har overordnet opdelt projektet i tre afsnit, hvor vi starter med en sundhedsvidenskabelig del, derefter den medicotekniske del og til et IT-afsnit. Efterfølgende er der et fælles diskussionsafsnit samt konklusion.

I den sundhedsvidenskabelige del kommer vi ind på hjertets overordnede funktion og opbygning. Med udgangspunkt i dette kommer vi ind på hjertets elektrofysiologi, hvor impulsudbreddelsen i hjertets ledningssystem beskrives. Ydermere kommer vi ind på hudens forskellige lag og hvilken betydning sudo(Sved) har for EKG-signalet, hvordan elektroderne skal placeres for, at man kan foretage en EKG-måling og hvordan et EKG aflæses. Herefter vil der være en redegørelse af kardiologiske og non-kardiologiske sygdomme, hvorunder kommer der en beskrivelse af, hvordan elektrolytforstyrrelser og medikamenter påvirker hjertet og elektrokardiogrammet. Til den sundhedsvidenskabelige del har vi et afsnit, hvor vi beskriver litteratursøgning, herunder de forskellige anvendte søgemetoder samt opstillingen af PEO til den systematiske søgning i PubMed.

De medicotekniske afsnit indebærer 12 eksperimentelle forsøg, hvor der er foretaget en afprøvning og kontrolmålinger af den udleverede EKG-forstærker, herunder er en redegørelse for om målingerne stemmer overens med teorien. Den teoretiske del indebærer biopotentielle elektroder, hvor vi herunder kommer ind på halv-celle-potentialet, polariserbare og non-polariserbare elektroder samt sølvchlorid-elektroden. Endvidere kommer vi ind på hvilken betydning gelen har på elektroden, hudens interface samt driven-right-leg.

I IT-delen har vi ud fra kravspecifikationerne og vores UML diagrammer designet og implementeret et system til at kunne vise et EKG-signal på skærmen og beregne patientens puls. Vi har herefter afprøvet programmet vha. funktionel testing, opgavebaseret usability testing, eksplorativ testing og unit testing.

Afslutningsvis har vi i projektet foretaget EKG-målinger med elektroder på en testperson og dokumenteret dette med skærbilleder i projektet.

## 2 Sundhedsvidenskab

### 2.1 Intro

I de følgende sundhedsvidenskabelige afsnit, kommer vi ind på hjertets overordnede opbygning og funktion. At have kendskab til hjertets opbygning og funktion er vigtig baggrundsviden for at kunne forstå hjertets ledningssystem, EKG og hvordan patologier og medikamenter indvirker på EKG'et. Vi kommer endvidere ind på huden og de forskellige lag og deres egenskaber. Ydermere kommer vi ind på hvilken påvirkning sved har på EKG-signalen.

### 2.2 Hjertets funktion

Hjertet opdeles af septum cordis i to hjertehalvdele, hvor hver hjertehalvdel yderligere opdeles i atrium og ventriculus. Hjertets forkamre benævnes atrium dexter og sinister mens hjertekamrene benævnes ventriculus dexter og sinistre.

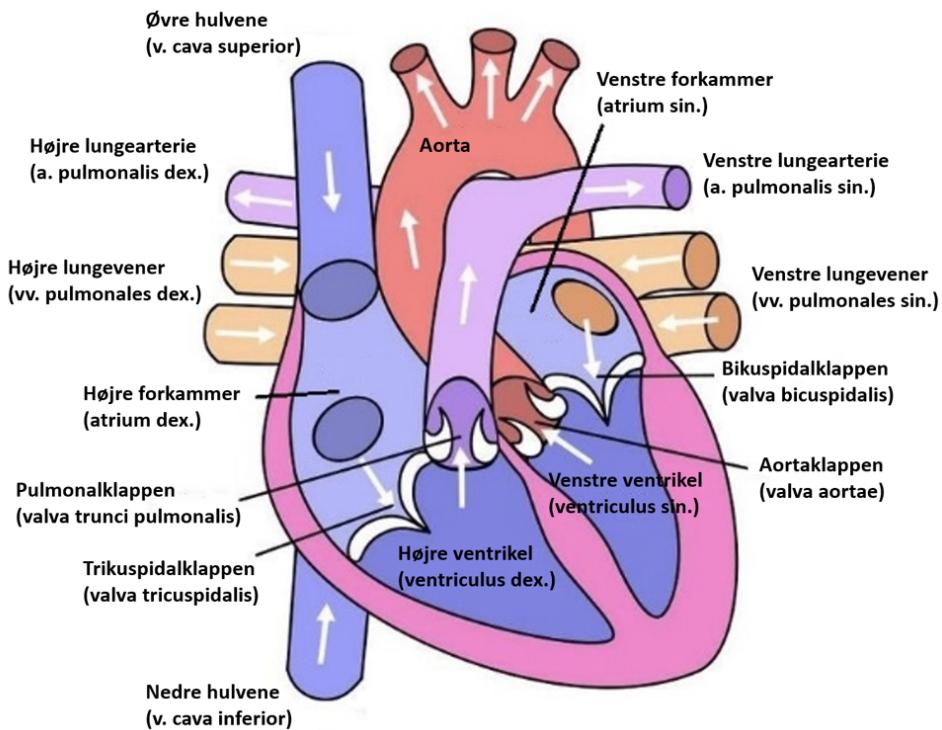


Figure 1: Hjertet

[20]

Som vi kan se på figur 1 har hjertet fire hjerteklapper, der sørger for blodet strømmer i den rigtige retning. De fire hjerteklapper opdeles overordnet i AV-klapper (herunder hører valva tricuspidalis og valva bicuspidalis) og semilunærklapper (hvor valva trunci pulmonalis og valva aortae hører under). Septum cordis, der opdeler de to hjertehalvdele, er opbygget af hjertemuskulatur og sørger for, at det  $O_2$ -fattige blod ikke blandes med det  $CO_2$ -rige blod. I højre hjertehalvdel bliver atrium dxt. og ventriculus dxt. adskilt af valva tricuspidalis og har som funktion at modtage  $O_2$ -fattigt blod, der lige har været ude i kroppen. Det  $O_2$ -fattige blod strømmer fra v. cava inferior og v. cava superior ind i atrium dxt. og videre ned til ventriculus dxt. hvilket også kan ses, hvis man følger pilenes retning på figur 1. Herfra løber blodet videre ud til lungekredsløbet via truncus pulmonalis og a. pulmonalis dxt. der fører blodet til pulmones dxt. og a. pulmonalis sin, der fører blodet til pulmones sin. I venstre hjertehalvdel bliver

atrium sin. og ventriculus sin. adskilt af valva bicuspidalis. Venstre hjertehalvdel modtager  $CO_2$ -rigt blod, der har været igennem lungerne ved at blodet strømmer fra vv. pulmonales sin. og dxt. ind i atrium sin. og videre ned til ventriculus sin. Herfra løber det videre gennem aorta og ud til legemskredsløbet.

Udover dette er hjertet også et muskelorgan, som er opbygget af tre lag: endokardiet, myokardiet og perikardiet. Endokardiet er det inderste lag, og er en glat og tynd bindevævshinde tildækket med glat endotel, der gør blodets tilstrømning gennem hjertet nemmere. Det midterste lag benævnes myokardiet og består af hjertemuskulatur, hvis funktion er, at få hjertet til at kontrahere. Perikardiet er det yderste lag og har to bindevævshinder, en ydre og en indre bindevævshinde, hvori der er væske mellem for at nedsætte gnidningsmodstanden. Den inderste bindevævshinde er forbundet tæt med myokardiet og den ydre bindevævshinde er vedhæftet blodkarrene ved hjertets øverste ende, diaphragma og lungerne så hjertet bliver holdt fast i thorax. Myokardiets muskelceller er forbundet via gap junctions så elektriske impulser kan ledes gennem cellerne. Når en impuls dannes i sinusknuden vil den via gap junctions blive spredt ud til atrium myokardiet, hvilket forårsager atrium systole. Ved atrium systole vil der være et højt tryk i atrierne, hvilket fører til at atrierne vil klemmes sammen og blodet vil strømme til ventriklerne, hvor der er et lavere tryk, da ventriklerne er i diastole under atrium systolen. Efter atrium systolen starter ventrikelsystolen. I ventrikel systolen kontraheres myokardiet omkring ventriklerne og der vil være et højt tryk i ventriklerne. Blodet vil herfra strømme til aorta og truncus pulmonalis. Mens der er ventrikel systole vil atrierne være i diastole og der vil fra veneerne strømme blod til atrierne indtil de er fyldte. Som det sidste step, efter atrium systole og ventrikel systole, vil der være en fælles diastole. [14] [35]

Ergo er et af hjertets primære funktioner, ved hvert hjertecyklus, at pumpe  $CO_2$ -rigt blod fra venstre ventrikkel ud til legemskredsløbet så kroppen kan forsynes med iltet blod. Endvidere skal hjertet pumpe  $O_2$ -fattigt blod til lungekredsløbet og videre til lungerne, hvor blodet kan blive iltet igen.

## 2.3 Hjertets ledningssystem

Før man forklarer, hvad P-tak, QRS komplekset og T-takken på et EKG viser, er det relevant at forstå hjertets ledningssystem, da en EKG-undersøgelse er en fremstilling af hjertets elektriske aktivitet. Hjertets ledningssystem har to primære opgaver. Det første er en hurtig udbredelse af aktionspotentialet i atrier og ventrikler. Hvis aktionspotentialet skulle spredes gennem det ordinære muskelvæv, ville det ikke være med den samme hastighed som ledningssystemet kan leve. At aktionspotentialet udbredes gennem ledningssystemet gør det også muligt, at hele muskulaturen omkring ventriklerne kan kontraheres på næsten samme tid, hvilket vil sørge for, at der skabes et kraftigt tryk i ventriklerne så disse kan presse blodet hurtigere ud til hhv. legemskredsløbet og lungekredsløbet. Ledningssystemets anden vigtige opgave er at sørge for, at der er en forsinkelse i AV-knuden.[36] Fordelen ved denne forsinkelse er, at atrierne vil kontraheres 1/10 sekund før ventriklerne, hvilket fører til en god opfyldning af blod i ventriklerne.[21]

### 2.3.1 Impulsudbredelse

Et hjerteslag er stimuleret af elektriske signaler, kaldet for impulser, som spredes ud i et ledningssystem i hjertet. Den elektriske impuls, som starter hjertecykussen bliver dannet i sinusknuden, hvilket er placeret i toppen af atrium dxt. og bliver via gap junctions spredt ud til atrium myokardiet. Sinusknudens impulser opfanges af AV-knuden, der er placeret forneden af atrium dxt. Her bliver impulsen lidt forsinket inden den sendes videre til det his'ske bundt. Det his'ske bundt bliver opdelt til purkinjefibrene og fører impulsen videre gennem bindevævet, der adskiller atrium og ventriklerne. Purkinjefibrene fører impulsen gennem septum cordis og ned til apex cordis, hvor impulsen medfører ventrikelsystole.[18] Hjertet har udover

sinusknuden også mulighed for at danne impulser fra AV-knuden og purkinjefibrene, hvis sinusknudens funktion skulle svækkes. Disse steder kan nemlig føre pacemaker-potentialet, dette vil sige, at aktionspotentialet vil kunne blive produceret i AV-knuden eller purkinjefibrene. Dog vil frekvensen blive lavere og lavere jo længere væk aktionspotentialet kommer fra sinusknuden. Pacemakerfrekvensen i sinusknuden er på 60 slag/minut og selve rytmen bliver styret af ionstrømme i form af interaktion mellem kalium, calcium og funny current, hvor den øgede influx af funny-current og calcium samt den nedsatte efflux af kalium fører til depolariseingsfasen. I AV-knuden er pacemakerfrekvensen på 40 slag/minuttet og har altså en langsommere hastighed end sinusknuden. Hvis sinusknudens evne til at danne impulser ødelægges vil AV-knuden tage over. Hvis AV-knuden også har mistet sin pacemakerfunktion vil impulserne dannes fra purkinjefibrene og pacemakerfrekvensen vil ligge på 20 slag/minut, hvilket er den laveste frekvens. Dette understøtter, som tidligere nævnt, at jo mere perifert aktionspotentialet opstår desto lavere vil frekvensen blive.[36]

### 2.3.2 Dannelse af impulser

For at impulser kan dannes skal der være en elektrisk forskel over cellemembranen i myokardiecellerne og cellerne i ledningssystemet. Den elektriske forskel på indersiden og ydersiden af cellemembranen benævnes membranpotentiale og fremstår ved at cellerne har en negativ ladning på indersiden af cellemembranen og en positiv ladning på ydersiden.[14] Membranpotentialet bliver dannet vha. nogle specielle pumper i cellemembranen kaldet  $Na^+/K^+$  pumper. Pumpen sørger for at pumpe tre  $Na^+$  ioner ud af cellen samtidigt med, der pumpes to  $K^+$  ioner ind i cellen. Grunden til, at cellerne er negative på indersiden er, at cellemembranen normalt er mere permeabel for kalium end for natrium og calcium.[19]  $K^+$  ionerne på indersiden er ophævet af proteiner og fosfat (en anion) der er for store til at trænge ud af cellemembranen, hvilket medfører, at den samlede ladning af positive ioner inde i cellen bliver lav og dermed negativ ift. ydersiden af cellen. I cellemembranen befinner sig ionkanaler, der kan åbnes og lukkes, mere specifikt findes der kanaler til  $Na^+$  ioner,  $Ca^{2+}$  ioner og  $K^+$  ioner. For at disse ionkanaler åbnes kræver det, at en impuls startes og udbredes. Denne proces starter med, at sinusknudens celler ligger op til et aktionspotentiale ved at lade nogle  $Na^+$ -kanaler stå åbent. Her vil natrium, en positivt ladet ion, diffundere ind i cellen, hvor der er negativt ladet med kalium ioner.  $Na^+$  vil nu bevæge sig fra højest til lavest natriumkoncentration ved diffusion og da  $Na^+$  ioner er positive vil dette fører til at membranpotentialet langsomt øges. Der er nu sket en depolarisering. Denne langsomme depolarisering af membranen kaldes for pacemakerpotentialet. Under pacemakerpotentialet vil der åbnes op for 'funny' kanaler som medfører, at cellernes kalium-permeabilitet aftager mens permeabiliteten for  $Na^+$  øges, altså opstår  $Na^+$  influx.[19] Det tager mindre end 1/10 sek for impulsen at nå fra sinusknuden til AV-knuden efter depolariseringen.[21] Depolariseringen medfører, at flere  $Na^+$ -ionkanaler åbnes ved det aktive region i hjertet, der er stimuleret og mere natrium kan nu strømme ind. Herefter vil der kort åbnes for  $Ca^{2+}$ -kanalerne så calcium kan strømme ind gennem hhv. T-type og L-type kanalerne. Forskellen på disse to typer calciumkanaler er, at T-type calciumkanalerne bliver aktiveret og inaktivert ved lavere spændingsværdier end L-type calciumkanalerne.[34] Når der åbnes for T-type  $Ca^{2+}$ -kanalerne vil  $Na^+$  funny-kanalerne lukkes. Værdien vil ved den forstærkede depolarisering føre til tærskelværdien på 40 mV og man har nu nået aktionspotentialet. Her vil der åbnes for L-type  $Ca^{2+}$ -kanalerne indtil man når maks i aktionspotentialet på 0 mV. L-type  $Ca^{2+}$ -ionkanalerne vil lukkes mens der bliver åbnet for  $K^+$ -ionkanalerne. Der vil derefter ske en repolarisering, hvor membranpotentialet igen falder til -60mV. Her vil  $K^+$ -ionkanalerne lukke og funny-kanalerne vil igen åbnes. Der findes altså ingen hvilemembranpotentiale på -70mV i pacemakercellerne. [34] [7]

## 2.4 Huden

Huden er opbygget af 3 lag, hvor det inderste lag benævnes subcutis herefter dermis og det yderste lag epidermis. Epidermis har evnen til at kunne modstå mekaniske påvirkninger såsom stød, slag, træk og slid. Derudover er huden stærk og derfor ikke let løsrevende. Generelt har epidermis en gennemsnitlig tykkelse på 0,1 mm. Epidermis er opbygget af flere lag pladeepitel, som inddeltes. Det inderste lag kaldes for stratum basale. Her sidder der stamceller i basalmembranen, der danner nyt pladeepitel, hvor den ene forbliver en stamcelle og den anden udvikles til et pladeepitel, som benævnes keratinocyt. Keratinocytterne danner også desmosomer, hvilket er stærke proteintråde, der holder keratinocytterne sammen. Eftersom stamcellerne fortsætter med at producere keratinocyt, vil det forældet keratinocyt blive presset op mod hudens overflade og dø ud, da det ikke længere modtager næring og ilt. Stratum spinosum ligger superficielt ift. stratum basale. Her begynder keratinocytcellerne at producere keratin, hvilket er et protein, der kan modstå syre og base og er med til at bekæmpe fremmede bakterier fra hudens omgivelser. Stratum corneum er det yderste lag og består af døde hudceller. Intercellulært findes der keratin og fedstoffer, der produceres af keratinocyt-cellene før de dør. Epidermis indeholder ingen blodkar, nerver og sanseceller, dog stikker smerteopfattende celler ud i epidermis fra dermis. [13]

Svedkirtler består af rør, der starter fra bunden af dermis og fortsætter hele vej op til hudens overflade. Både udførelsesrøret og kirteldelen består af epidermisceller, der er vokset ind i dermis. Svedkirtlerne producerer sved som indeholder vand og forskellige stoffer, der fjernes fra blodet herunder natrium og klorioner. [14]

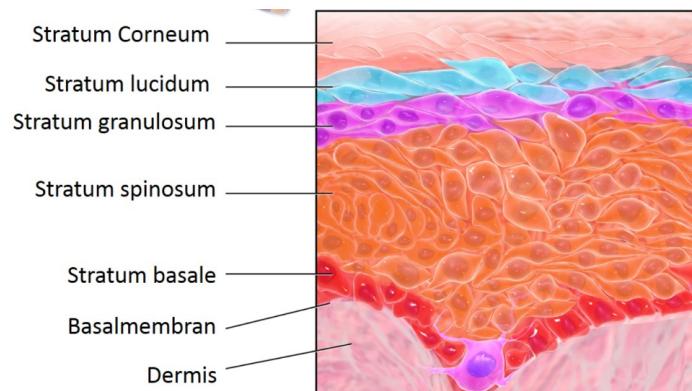


Figure 2: De forskellige lag i epidermis  
[13]

Dermis er det midterste lag og består af bindevæv, hvilket gør det stærkt. Selve bindevævet består af fibroblaster, som danner grundsubstans og fibre, hvor grundsubstansen består af hyaluronsyre, vand, elektrolytter, kollagenfibre og elastin. Begge disse typer proteiner ligger på tværs eller parallelt mellem hinanden. Mellem epidermis og dermis findes der et bindevæv, hvilket har tynde proteintråde, der fletter sammen med fibrene i dermis. Basalmembranen buler op i epidermis, hvilket skyldes papiller i dermis. Papillerne indeholder blodkar og kapillærer, som kommer fra blodkarrene i dermis og forsyner dermis og den nederste del af epidermis med ilt og næringsstoffer. Dermis indeholder både dendritiske celler og mastceller. [8]

Dermis indeholder også sanseceller herunder celler, der registerer smerte, tryk og berøring, som bliver opfanget af storhjernebarken. Til sidst findes der sanseceller, der regulerer temperaturen i dermis. Dermis indeholder nerveceller, afferente nervefibre, der har til formål at føre impulser fra sansecellerne til hjernen. Det autonome nervesystem sender impulser til blodkar, svedkirtler og hårenes muskler i dermis.[14] Det inderste lag subcutis består af løst bindevæv,

hvilket skyldes at subcutis indeholder få kollagene og elastiske fibre. Inde i subcutis findes der bindevævsceller adipocytter, der har til formål at deponere fedt. [39]

I det interstitielle rum findes der vand, som kan strømme ud til blodet, hvis kroppen er i underskud af vand. Formålet med Adipocytterne er, at det bl.a. bruges som fedtdepoter, der beskytter knoglefremspring og fordeler tryk når man sidder eller ligger ned. Dermed undgåes tryksår ved trykbelastning samt det er med til at opretholde den rette kropstemperatur. [14]

## 2.5 EKG

Et elektrokardiogram (EKG) er en graf, der viser de elektriske strømme over hjertet. Når hjertet aktiveres, bevæges ionstrømme over plasmamembranerne. Hjertets elektriske impulser starter i sinusknuden og udbredes via hjertets elektriske ledningssystem. Når arterierne kontraheres ses dette på EKG'et som den første bølge, P-takken. Ventrikernes kontraktion, depolariseringen, ses som QRS-intervallet på EKG'et. R-takken i QRS-komplekset, hvis denne er positiv dvs. større end S-takken betyder dette, at depolariseringen bevæger sig imod elektroden. Omvendt betyder dette, at depolariseringen bevæger sig væk fra elektroden. I det normale EKG vil venstre ventrikkel have større indflydelse på EKG'et end det højre da det har en større muskelmasse, hvilket resulterer i den positive R-tak. Den efterfølgende T-bølge er ventrikernes repolarisering.[37][18] Afstanden mellem hvert af punkterne på EKG'et er et udtryk for, hvor lang tid det tager for det elektriske signal at udbrede sig til forskellige dele af hjertet[18]

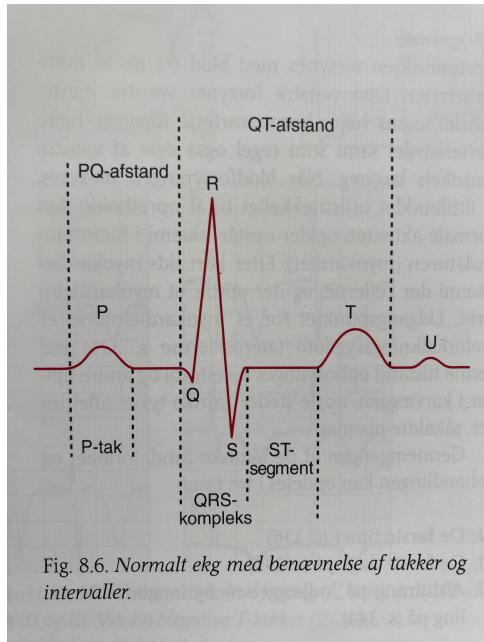


Figure 3: Normalt EKG

På trods af, at EKG'et er hyppigt anvendt til diagnosticering har det alligevel en række begrænsninger. EKG'et viser blot et øjebliksbillede, og målingen skal derfor helst gentages sideløbende med, at patientens kliniske tilstand ændres. En anden ulempe er, at selvom det kan sammenlignes med et normalt EKG så vil den endelige analyse af EKG'et og dets afvigelser fra det forventede være en subjektiv fortolkning.[27] Forandringer i EKG'et kan skyldes en lang række faktorer såsom genfejl og mutationer i gener, der koder for ionkanaler i hjertet og forårsager kardiale ion-kanaldefekter. [16] I afsnit 2.8 og frem vil en række udvalgte og mere udbredte sygdomme og tilstande blive gennemgået.

## 2.6 EKG'ets tidsforløb

Et EKG-apparat kører med en ideal hastighed på 25 mm/s og opfanger ændringerne i hjertets elektriske aktivitet. Udslagene bliver afledt på et stykke standardiseret ternet papir, hvor hvert stort tern er 5 mm og repræsenterer 0,2 sekunder og et lille tern repræsenterer 0,04 sekunder ( $0,2/5=0,04$  s), hvilket også kan ses på følgende figur, figur 4:

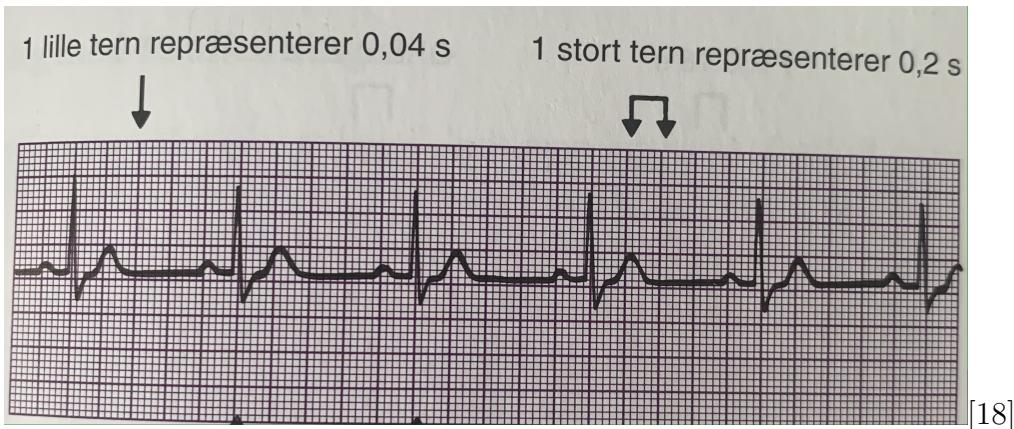


Figure 4: EKG'ets tidsforløb

Dermed svarer et sekunds interval til fem store tern og et minuts interval til 300 store tern. Dette vil sige, at hjertefrekvensen =  $300 / \text{R-R interval}$ . Hjertefrekvensen kan altså nemt beregnes efter længden af R-R-intervallet. Hvis frekvensen er 300/min er R-R-intervallet 1 stort tern og dermed må det gælde, at frekvensen må være:

150/min for 2 store tern.

100/min for 3 store tern.

75/min for 4 store tern.

60/min for 5 store tern.

50/min for 6 store tern.

Afstanden mellem takkerne tilkendegiver tiden det tager den elektriske impuls at sprede sig til hjertets forskellige dele. Det første interval Fra P til R-takken angiver tiden det tager den elektriske impuls at nå fra fra sinusknuden → atriemuskulaturen → AV-knuden og gennem det his'ske bundt ind til ventrikernes muskulatur. Normalt ligger dette interval på 0,12-0,2 sekunder, hvilket vil sige, at det på det ternede EKG-papir svarer til tre til fem små tern og det meste af denne tid går på forsinkelsen i AV-knuden. Hvis PR-intervallet er kort betyder dette, at der har været en meget hurtig overledning til ventriklerne fra atrierne. Det korte interval kan også skyldes, at depolariseringen af atrierne er sket fra et område meget tæt på AV-knuden. Kigger man på et QRS-kompleks i et EKG vil man få en afbildning, der viser tiden som det har taget for den elektriske impuls at fordele sig ud i ventriklerne. QRS-intervallet vil på EKG-papiret svare til ca. tre små tern, hvis det er bredere end det, betyder det, at der har været en ændring i overledningen og dermed har det taget længere tid.[18] På hospitalernes overvågningsafdelinger og akutafdelinger benyttes kontinuerlig EKG-registrering, hvor man kan følge hjertets rytme og holde øje med om der er nogle unormale omstændigheder, som kan opdages i hjertets ledningssystem og i hjertemuskulaturen.[36]

## 2.7 Elektrodernes placering

Hjertets elektriske signal bliver opfanget af elektroder, der er placeret på bestemte steder, så man kan få hhv. ekstremittetsafledninger og prækordialafledninger. For at få dannet en prækordial afledning på et EKG, hæftes seks elektroder over hjertet og bliver via ledninger koblet til

et EKG-apparat. For at få dannet ekstremitetsafledningen skal der hæftes to elektroder på underekstremiteterne og to elektroder på overekstremiteterne. Dette vil sige, at der i alt skal placeres 10 elektroder på kroppens overflade.[36]

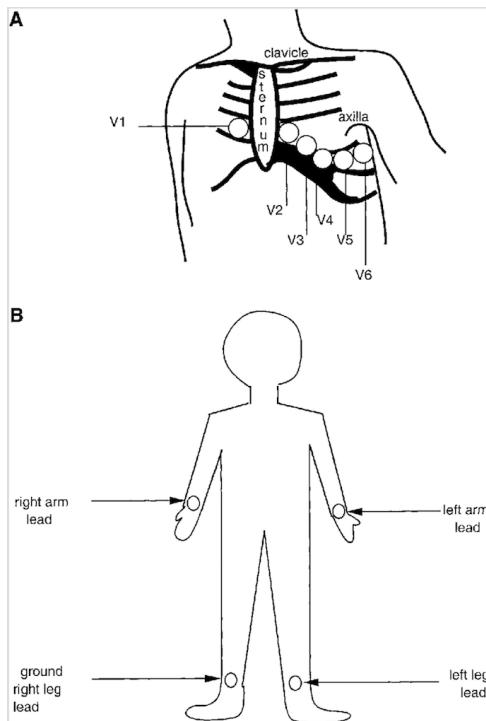


Figure 5: Elektrode placering  
[15]

Som vi kan se på figur 5 så skal de fire elektroder, der skal placeres på ekstremiteterne placeres hhv. på højre og venstre ankel og højre og venstre håndled. De kan også placeres på hhv. højre og venstre overarm og højre og venstre lår. Elektroderne, der er placeret ved anklerne giver informationer om hjertets nedre del, mens elektroden på hhv. højre og venstre håndled giver informationer om højre og venstre hjertehalvdel. [7] Som vi kan se på figur 5 er prækordialafleddingerne navngivet V1-V6 og elektroderne er placeret således:

V1: Elektroden er her placeret ved fjerde interkostalrum til højre for sternum.

V2: Elektroden er placeret ved fjerde interkostalrum til venstre for sternum.

V3: Placeret i midten af V2 og V4.

V4: Ved V4 er elektroden placeret ved femte interkostalrum ved medioklaviculærlinjen.

V5: Placeret i midten af V4 og V6.

V6: Her er elektroden placeret ved femte interkostalrum, ved den midterste aksillærlinje. [11]

Kvaliteten af EKG'et afhænger af, at der er god elektrisk kontakt mellem huden og elektroderne. Hvis man fx har en kraftig kropsbehåring ville det anbefales at barbere områderne som elektroderne skal sættes på for at få det mest optimale resultat. [7]

## 2.8 Kardiologiske sygdomme

Et af de hyppigste sygdomme, der også kan ses på et elektrokardiogram er akut myokardieinfarkt. Der forekommer omrent 15.000 myokardieinfarkter årligt i Danmark. Sygdommen opdeles i ST-elevationsmyokardieinfarkt (STEMI) og non-ST-elevationsmyokardieinfarkt (non-STEMI) og derudover ustabil angina pectoris. Sygdomstilstanden er forårsaget af aterosklerose, hvor der er aflejret kolesterol og lipider i karvæggen. Disse kan forårsage blodpropper, hvormed blodforsyningen formindskes og dermed formindskes iltforsyningen til cellerne også. EKG'et kan ved

disse sygdomstilstande være normalt, men ofte vil man se ST-elevation eller ST-depression og negativ T-tak. ST-elevation behandles typisk med PCI, hvor ST-depression vil blive behandlet med lavmolekylært heparin, acetylsalisyre og clopidogel, der har til formål at opløse tromber. 10-20 procent med akut myokardieinfarkt udvikler ventrikelflimren og dør inden de når hospitalet. Nedenstående figur, figur 6, viser overgangen til ventrikelflimren. Dette behandles bl.a. med DC-stød eller hjertemassage for at genetablere hjerterytmen. [37]

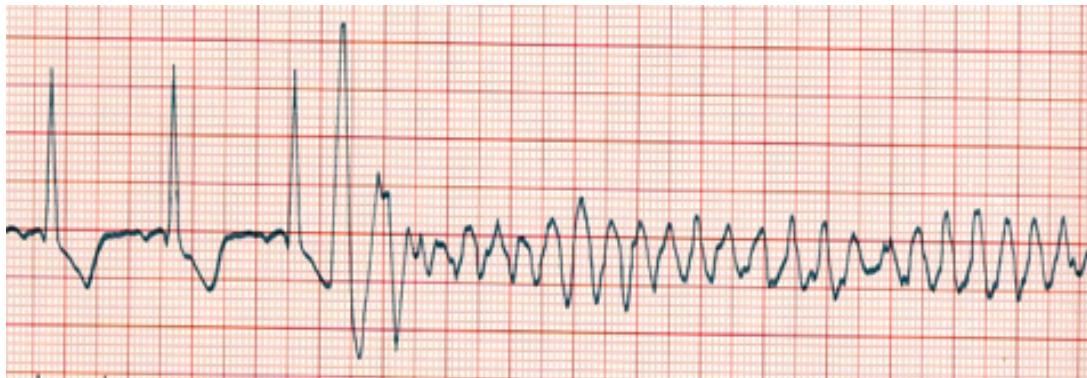


Figure 6: Ventrikelflimren

## 2.9 Non-kardiologiske sygdomme

De- og repolarisering af hjertets kamre afhænger af ionkoncentrationerne inde i og uden for cellen. Forstyrrelser i disse koncentrationer, kan dermed have konsekvenser for hjertets funktion og er en af de mest udbredte årsager til hjerterytmefforstyrrelser. En ændring i koncentrationen af bl.a. calcium, magnesium og kalium kan ændre membranpotentialet og dermed forårsage en evt. forsinkelse i dannelse af aktionspotentialer. Forskellige former for elektrolytforstyrrelser har forskellige indvirkning på EKG'ets forløb. Dog kan visse kombinationer af elektrolytforstyrrelser give et anderledes udslag på EKG'ets graf end forventet. EKG'et kan derfor ikke stå alene som diagnostisk redskab.[9] Et af de mere alvorlige elektrolytforstyrrelser er hyperkalæmi, som uddybes herunder.

### 2.9.1 Hyperkalæmi

Kalium er en intracellular kation og har en vigtig funktion i forhold til at sikre membranpotentialet i cellerne og dermed sikre, at der kan dannes aktionspotentialer.[42] Hyperkalæmi er en tilstand, hvor plasma-kalium er over 5,5 mmol/L. Det optræder hyppigt hos patienter med nyreinsufficiens og derudover ved hæmolyse og hos traumepatienter. Et af de kliniske tegn på hyperkalæmi er etændret EKG. Behandlingen afhænger af den udløsende faktor for hyperkalæmien, og kan f.eks være at øge kalium-udskillelsen fra kroppen ved stimulering af diurese.[37] EKG-forandringer forårsaget af hyperkalæmi afhænger af flere faktorer, blandt andet graden af hyperkalæmi. Ved mild hyperkalæmi 5,5-6,6 mmol/L er de mest typiske forandringer i EKG'et forhøjet T-bølge, se graf B på figur 7, hvilket er forårsaget af en accelerering af repolariseringsfasen. Ved mild til moderat hyperkalæmi 6,5-8 mmol/L ses reduktion eller helt fravær af P-bølgens amplitude, hvilket også ses på graf B. Derudover ses etændret og udvidede QRS-kompleks. En breddeøgning af QRS-komplekset sker når der opstår en forsinkelse i depolariseringen af ventrikelmuskulaturen, se graf C på figur 7. Ved alvorlige tilstande af hyperkalæmi over 8.0 mmol/L forlænges QRS-intervallet yderligere og falder evt sammen med T-bølgen, hvorved der dannes et sinus-lignende EKG, se graf D på figur 7. Uden behandling kan det føre til ventrikulær fibrillation og derefter hjertestop. Graf A på figur 7 viser et normalt EKG.[42]

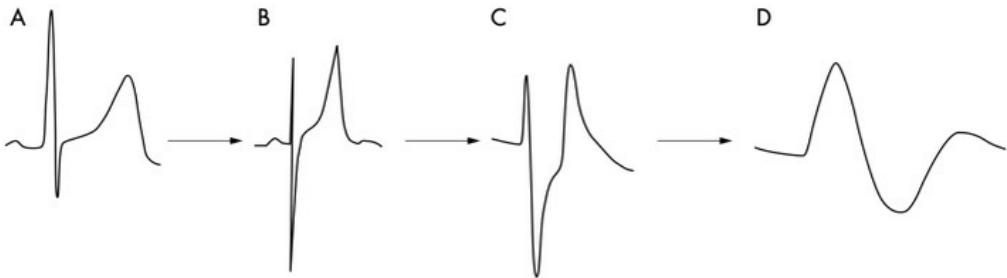


Figure 7: EKG abnormaliteter

### 2.9.2 Hypercalcæmia og hypocalcæmia

$Ca^{2+}$  er et ion, der kontrollerer cellulære funktioner. I cytoplasmaet vil kroppen under hvile have en koncentration  $10^4$  gange lavere end ekstracellulært. Intracellulært befinner størstedelen af  $Ca^{2+}$  sig i det endoplasmatiske reticulum og i muskelcellerne i det sarcoplasmatiske reticulum. Opretholdelsen af denne koncentrationsgradient er blandt andet forårsaget af  $Na^+/Ca^{2+}$  pumpen. Depolarisering af membranerne får  $Ca^{2+}$  niveauet i cytoplasmaet til at stige fra 100nM til 1 uM eller mere. Stigningen er forårsaget af indstrømningen af  $Ca^{2+}$  via ionkanalerne. Når opretholdelse af den rette mængde  $Ca^{2+}$  intra- og ekstracellulært fejler fører dette til hyper- eller hypo-calcæmi. [4] Prævalensen af hypercalcæmi er 0,5-1 procent i befolkningen og 2-3 procent hos hospitalsindlagte. Det optræder hyppigst hos folk med anden sygdom såsom lungekræft, brystkræft, myolomatose osv.[22] Forekomsten af hypocalcæmi er også forholdsvis sjælden uden for hospitalerne. Dette er defineret som calcium under 1,18 mmol/L i blodet. Hyppigste årsager er D-vitaminmangel, erhvervet hypoparathyroidisme og nyreinsufficiens. [23]

## 2.10 QT-intervallet og medikamenter

QT-intervallet er defineret som begyndelsen af QRS-komplekset til slutningen af T-bølgen. Hjertefrekvensen påvirker QT-intervallet og derfor beregnes QT-intervallet som funktion af hjertefrekvensens hastighed ved Bazetts formel:

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{\frac{RR}{1s}}} \quad (1)$$

Hvor QTc står for hjertefrekvens-korrigerede QT-interval. RR er intervallet fra start af QRS-komplekset til start af det næste QRS-kompleks. Forøget QTc er defineret som over 470 ms for mænd og over 480 ms for kvinder.[26] Bazetts formel er ikke helt præcis ved høje eller lave hjertefrekvenser, og er vurderet til at være mest præcis ved en puls mellem 60 og 90. [28]

Der er flere risikofaktorer forbundet med abnormalt QTc såsom høj alder, at være kvinde, specifikke gener, hypokalæmi, hypomagnesæmi, hjertesvigt og bradykardi og nogle lægemidler. QT-forlængelse kan føre til torsades de pointes(TdP), som er en type polymorf ventrikulær takykardi, hvor ventrikelhastigheden oftest er over 200 slag/minut og QRS-komplekset amplitude ændres. Dette kan potentielt føre til ventrikelflimmen efterfulgt af hjertestop. Billedet nedenfor, figur 8, viser overgangen fra forøget QTc til TdP.[40]

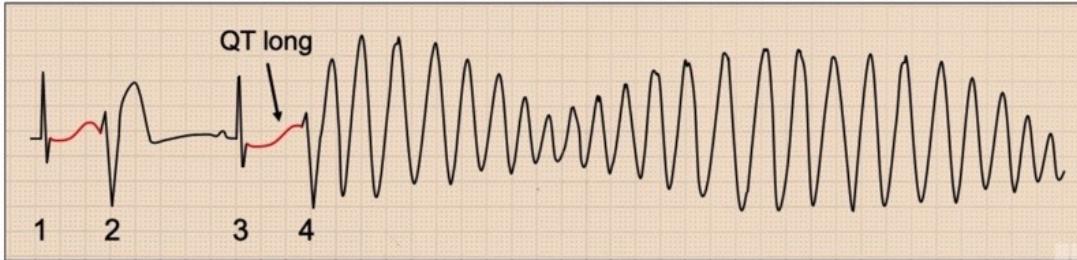


Figure 8: Torsades de Pointes

Forskellige medikamenter kan føre til forøget QTc. Methadone findes blandt andet i præparaterne Marlonon og Metadon-tabletter. Det er et langtidsvirkende opioid, som er en blanding af dex- og levoisomerer. Levomethadon virker på  $\mu$ -opioidreceptorerne, der forårsager den smertelindrende effekt. Dexmethadon har en antagonisktisk virkning på NMDA-glutamatreceptorer, hvilket hæmmer genoptagelse af noradrenalin.[29] Studier har belyst, at det smertestillende lægemiddel, methadone, givet til patienter med kroniske smerter resulterede i 11 procent havde et QTc på over 450 ms. Patienterne i studiet fik en maksimal dose på 60 mg.[17] Et af kontraindikationerne for brug af methadon er dermed også medfødt eller tidlige QTc-forlængelse.[29] Antidepressiver anvendes bl.a. til patienter med neuropatiske smerter, angst og depression. Der findes flere typer af antidepressiva, bl.a. tricykliske antidepressiva og serotonin-genoptagshæmmere.[1] Studier viser en statistisk signifikant forøget risiko for QTc-forlængning ved brug af tricykliske antidepressiva(TCA) i forhold til serotonin-genoptagshæmmere, hvor stoffet citalopram har vist sig at give den største forlængelse af QTc.[5][41] Kontraindikationer for medikamentet er også blandt andet hjerteinsufficiens. Præparatet må ikke anvendes før seks måneder efter akut myokardieinfarkt og ved samtidig behandling med enzymet monoaminoxidase (MAO-hæmmere).[1] Derudover findes også stoffet ketorolac. Et studie har fundet, at en dose af ketorolac kan forøge QTc med mere end 30 ms og at hos patienter lagt i fuld narkose kan det forøge QTc-intervallet med 58 procent. [30]

## 2.11 Delkonklusion

Ud fra det foregående afsnit er vi kommet frem til, hvordan et EKG afledes på et stykke ternet papir, hvordan man aflæser et EKGs graf og hvad de forskellige takker betyder. Vi er endvidere blevet klogere på, hvordan et normalt EKG ser ud og hvordan man kan opdage uregelmæssigheder i en afledning. Vi kom endvidere ind på huden, dette er relevant baggrundsviden for at forstå, hvordan signalerne fra elektroden sendes igennem hudens forskellige lag, hvilket udnybes under medico-delen. Ydermere har vi redegjort for både et par udvalgte non-kardiologiske og kardiologiske sygdomme og deres indvirkning på EKG'et. Derudover benævnes forskellige medikamenter og deres påvirkning på EKG'et.

## 3 Litteratursøgning

### 3.1 Introduktion

Litteratursøgningen i dette projekt havde til formål at afdække den aktuelle forskning. Den fremsøgte litteratur blev brugt som udgangspunkt for baggrund og teori indefor det sundhedsvidenkabelige område. I følgende afsnit beskrives, hvordan projektets litteratur er indhentet.

## 3.2 Bevidst tilfældig søgning

I første del af søgningen blev der gjort brug af bevidst tilfældig søgning for at finde den overordnede viden om hjerterytme- og elektrolytforstyrrelsers indvirkning på et elektrokardiogram.[3] Ud fra denne søgestrategi blev følgende artikel fundet: “Electrocardiographic manifestations: electrolyte abnormalities”.[9] Denne artikel understøttede forståelsen om ubalance i kroppens elektrolytter og dets indvirkning på EKG’et forløb.[14].

## 3.3 Kædesøgning

Kædesøgning blev brugt til at finde relevante videnskabelige artikler både ved at bruge referencer fra artiklers litteraturlister og ved at bruge funktionen ”Similar articles” i PubMed. Et eksempel på en artikel som blev fundet ved kædesøgning, er ”Recognising signs of danger: EKG changes resulting from an abnormal serum potassium concentration” af Webster et al. [42]. Artiklen blev fundet, idet den blev brugt som reference i studiet ”Electrocardiographic manifestations: electrolyte abnormalities ”[9] i den systematiske litteratursøgning foretaget i PubMed.

## 3.4 Systematiske søgninger

Til de systematiske søgninger blev der gjort brug af databasen PubMed. Denne medicinske database blev benyttet til litteratursøgningen, da PubMed er en anerkendt database, som indeholder 5.500 tidsskrifter med mere end 28 millioner artikler inden for blandt andet medicin og sundhed. Hovedparten af disse er peer-reviewed, hvilket sikrer høj kvalitet på et videnskabeligt niveau.[32]

## 3.5 Udarbejdelse af søgermatrix

Der blev først foretaget en række systematiske søgninger i databasen PubMed for at afdække den nuværende forskning omhandlende hjerterytmeforstyrrelser og elektrolytforstyrrelser i forhold til EGK’ets forløb. Der blev i forbindelse med dette udarbejdet en søgermatrix ud fra følgende in- og eksklusionskriterier.

Inklusionskriterier	Eksklusionskriterier
Mennesker	Mere end 10 år gamle
Elektrolytforstyrrelser	
Nyresygdomme	
EKG-forandringer	
RCT-studier	
Reviews	
Meta-analyser	

Figure 9: In- og eksklusionskriterier

Da der blev søgt på elektrolytforstyrrelser blev der også søgt på nyresygdomme da nyrenes funktion bl.a. er at opretholde elektrolyt-balance i kroppen, og derfor har tæt sammenhæng med elektrolytforstyrrelser. Ud over dette blev der søgt på en lang række typer af elektrolyt-forstyrrelser og synonymer til disse for at udbrede søgningen og sikre at få flest muligt relevante søgeresultater med. Eksklusionskriteriet maks 10 år gamle artikler blev valgt, for at sortere forældet artikler fra.

Der blev opstillet tre forskellige søgeresultater, alle med population human og outcome EKG-forandringer. Exposure var i den første søgeresultat sygdomme med hjerterytmeafstyrrelser, i den anden elektrolytforstyrrelser og i den sidste systematiske søgning var exposure medikamenter. I det følgende afsnit vil udarbejdelsen af søgeresultaten med emneordet elektrolytforstyrrelser som exposure blive gennemgået. PEO'en indeholder søgeresultater og synonymer for hver af de centrale emneord. Dato for søgningen var søndag d. 12. Juni 2021.

<b>Population Human</b>	<b>Exposure Electrolyte imbalance</b>	<b>Outcome ECG change</b>
"Patients"[Mesh]	"Water-Electrolyte imbalance"[Mesh]	"Electrocardiography"[Mesh]
"Humans"[Mesh]	"Water-Electrolyte Balance"[Mesh]	Electrocardiography
"Men"[Mesh]	"Electrolytes"[Mesh]	electrocardiogram
"Women"[Mesh]	Electrolyte	electrocardiograms
population	Electrolytes	"Long QT Syndrome"[Mesh]
patient	"Acute Kidney Injury"[Mesh]	"prolonged QT interval"
patients	"Chronic Kidney Disease-Mineral and Bone Disorder"[Mesh]	"QT syndrome"
human	"Renal Insufficiency"[Mesh]	"QT interval"
men	"Renal failure"	QT prolongation
women	"Renal injury"	"QTc prolongation"
	"Kidney Diseases"[Mesh]	"QRS variation"
	"kidney disease"	"cardiac rhythm disorder"
	"kidney diseases"	"cardiac rhythm disorders"
	"Kidney Failure, Chronic"[Mesh]	"Cardiac Conduction System Disease"[Mesh]
	"Kidney failure"	LQT
	"Hypercalcemia"[Mesh]	EKG
	hypercalcemia	ECG
	hypercalcemic	ECGs
	"Hypercalcemia"[Mesh]	ECGs
	hypercalcaemia	electrocardiographs
	"Hyperkalemia"[Mesh]	Electrocardiographies
	hyperkalemia	electrocardiographic
	hyperkalaemia	Electrocardiographic
	Hypernatremia	"Ventricular Premature Complexes"[Mesh]
	"Hypernatremia"[Mesh]	"Tachycardia, Ventricular"[Mesh]

	"Hyponatremia"[Mesh]	"Torsades de Pointes"[Mesh]
	hyponatremia	"Arrhythmias, Cardiac"[Mesh]
	hyponatraemia	
	"Hypocalcemia"[Mesh]	
	hypocalcemia	
	"Hypokalemia"[Mesh]	
	hypokalemia	
	"Inappropriate ADH Syndrome"[Mesh]	
	"ADH syndrome"	
	potassium	

Figure 10: Søgeprofil

For at systematisere søgningen blev der opstillet en søgeprofil i form af ovenstående PEO, se figur 10. PEO står for population, exposure og outcome og er en model, der bruges til at skabe grundlag for en grundig og fyldestgørende søgning. For at finde synonymer til hver af de centrale emneord blev der gjort brug af trunkering på nogle af søgeordene, der kunne findes med andre relevante bøjninger af ordet. Eksempelvis blev der søgt på ordet electrocardiogra\*, hvor søgetermene “electrocardiographic”, “electrocardiograph”, “electrocardiographies” m.fl. blev fundet. I den endelige søgning blev ” electrocardiogra\*” dog sorteret fra igen da en del irrelevante søgetermmer blev tilføjet og forårsaget støj i søgningen. For alle søgetermmer bestående af mere end ét ord, blev der gjort brug af frasesøgning. For eksempel blev der i ordet “Kidney disease” sat citationstegn omkring de to ord, for at undgå, at der blev søgt på “Kidney” og “disease” alene, da dette kunne forårsage mere støj i søgningen. Der blev fundet en del MeSH-termer for hver af de tre centrale emneord, feks: ”Water-Electrolyte imbalance”[Mesh], ”Acute Kidney Injury”[Mesh], ”Kidney Diseases”[Mesh] og ”Arrhythmia, Sinus”[Mesh]

Ved brug af fritekstsøgning blev der søgt på de resterende ord i ovenstående PEO. Der blev desuden løbende fundet nye synonymer ved gennemlæsning af titles og abstracts i søgningen af de enkelte søgeord. Efter udarbejdning af ovenstående PEO blev der søgt på alle søgeordene indenfor blokken population ved at trykke “Add to builder” for hver af søgeordene, hvorefter der blev sat det boolske operatør “OR” imellem. Dette resulterede i 21.795.352 hits. Det samme blev gjort for de to andre blokke. Bloksøgningen på elektrolytforstyrrelser resulterede i 22.515.168 søgerhits og bloksøgningen på EKG-forandringer gav 397.530 søgerhits. Disse tre søgninger blev tilføjet via “Add to builder” til en ny søgning, hvor det boolske operatør “AND” blev sat imellem. Der blev tilføjet som krav at alle søgeordene skulle indgå i enten Title eller Abstract for at sikre at søgeordene indgik som en central del af artiklerne. Den samlede søgning resulterede i 19.817 hits. Herefter blev der under limits tilføjet kravet om maks 10 år gamle artikler og at det skulle være studier af typen RCT-studie, systematic reviews og meta-analyser. Herefter var der 378 søgerhits tilbage. Title og abstract for hver af de 378 hits blev læst, hvor der blev gjort brug af in- og eksklusionskriterierne. En del studier blev sorteret fra da EKG-forandringer ikke var et målt outcome i artiklen/studiet. Til slut havde vi følgende artikler, der passede på alle kriterier og som blev anvendt i beskrivelse af udvalgte kardiologiske og non-kardiologiske sygdomme, der påvirker EKG’et; ”Intracellular Ca<sup>2+</sup> Sensing: Role in Calcium Homeostasis and Signaling”, ”Meta-Analysis of Selective Serotonin Reuptake Inhibitor-Associated QTc Prolongation” ”Ion Channel Disorders and Sudden Cardiac Death” ”The QTc Effect of Low-Dose Methadone for Chronic Pain: A Prospective Pilot Study” og ”Recognising

## 4 Elektronik rapportering

### 4.1 Introduktion

I denne del af rapporten er der fokus på EKG-forstærkeren. Her vil vi komme ind på teorien omhandlende EKG-forstærkeren samt Ag/AgCl elektrodens opbygning og hvilken betydning gelen har for elektroderne. Vi kommer også ind på elektrodens interface med huden og hvilken påvirkning huden og sveden har på EKG-signalet samt, hvordan driven-right-leg fungerer. Endvidere undersøger vi patientsikkerhed, hvor der tages udgangspunkt i kravspecifikation ud fra europæiske standarder. Der udregnes den maksimale spænding, der er lovligt at anvende på patienter. Til slut har vi rapporteret vores forsøg, hvor der testes om teorien om EKG-forstærkeren stemmer overens med realiteten.

### 4.2 EKG forstærker

En EKG-forstærker benyttes til at forstærke de svage elektriske signaler. Selve forstærkeren kan enten være indbygget i selve EKG-apparatet eller være en komponent, der tilkobles apparatet. I vores projekt gjorde vi brug af en EKG-forstærker, der var opbygget således:

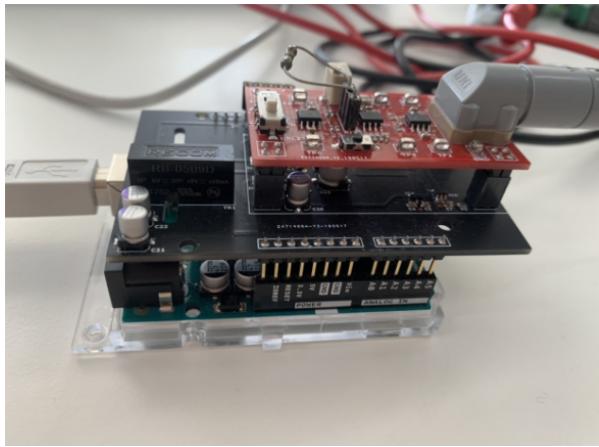


Figure 11: EKG-forstærker brugt i vores forsøg

Vores EKG-forstærker bestod af to driven-right-leg forstærkere, en biopotential forstærker og en omskifter. Med omskifteren kan man vælge enten den ene driven-right-leg forstærker eller den anden, man kan også helt undlade at vælge en driven-right-leg forstærker. Der ønskes, at EKG-forstærkeren forstærker de svage elektriske signaler ca. gange 1000, hvilket svarer til 60 dB.[6] EKG-forstærkeren består af 3 trin, hvilket uddybes under næste punkt, 4.3 Biopotentialforstærker.

### 4.3 Biopotentialforstærker

Biopotentialforstærkenen kan opdeles i tre trin, indgangstrin, differentialtrinet og udgangstrinet.  
For indgangstrinet har vi:

$$V4 - V3 = \left(1 + 2 * \frac{R2}{R1}\right) * (V1 - V2) \quad (2)$$

$$Gin = 1 + 2 * \frac{R2}{R1} \quad (3)$$

Vores EKG-forstærkker gør brug af modstande R2=22kohm og R1=10kohm:

$$1 + 2 * \frac{22k\Omega}{10k\Omega} = 5,4 \quad (4)$$

For differentialtrinnet har vi:

$$V01 = \frac{R4}{R3} * (V4 - V3) \quad (5)$$

Deraf får vi:

$$V01 = \frac{R4}{R3} * (1 + 2 * \frac{R2}{R1}) * (V1 - V2) \quad (6)$$

$$Gdif = \frac{V01}{V2 - V1} = \frac{R4}{R3} * (1 + 2 * \frac{R2}{R1}) \quad (7)$$

hvor R4=47kohm og R3=10kohm

$$\frac{47k\Omega}{10k\Omega} * (1 + 2 * \frac{22k\Omega}{10k\Omega}) = 25,38 \quad (8)$$

For udgangstrinnet har vi:

$$V01 = (1 + \frac{R5}{R6}) * \frac{1 + j\omega(R5/R6)C5}{1 + j\omega * R5C5} * \frac{j\omega * RC}{1 + j\omega * RC} * V01, \omega = 2\pi * f \quad (9)$$

Samlet overføringsfunktion

$$V0 = (1 + 2 * \frac{R2}{R1}) * \frac{R4}{R3} (1 + \frac{R5}{R6}) * \frac{j\omega * RC}{1 + j\omega * RC} \frac{1 + j\omega(R5/R6)C5}{1 + j\omega * R5C5} * (V2 - V1) \quad (10)$$

#### 4.4 Biopotentielle elektroder

For at måle potentialer og dermed strømme i kroppen, skal der skabes et interface mellem kroppen og et elektronisk måleapparatet. Biopotentielle elektroder har denne funktion. I en måling af potentialer løber strøm i det målte kredsløb i mindst en brøkdel af tiden, hvor målingen er foretaget. Biopotentielle elektroder fører dermed strømmen igennem interfacet mellem kroppen og måleapparatet. Elektroderne har en transducerende funktion, fordi kroppen fører strømmen via ioner. I elektroderne og kabler er strømmen derimod ført frem af elektronerne. Elektroden transformerer dermed strømmen fra en ionstrøm til en elektronstrøm. Passagen af elektrisk strøm fra kroppen til en elektrode, skal forståes ved at se på elektrode-elektrolyt-interfacet. I elektrode-elektrolyt-interfacet vil kationer bevæger sig i samme retning som spændingen og udføre oxidation mens anioner bevæger sig i modsatte retning af spændingen og udføre reduktion. Når en strøm løber fra elektroden ind i kroppen, vil der være elektroner, der løber i den modsatte retning,  $C^+$ , der løber med strømmen og  $A^-$ , der løber imod strømmen. Ved selve interfacet sker der følgende kemiske reaktioner:



Når anionerne rammer interfacet afgiver det elektroner til interfacet og bliver til et neutralt atom. Ovenstående reaktioner sker også når der ikke løber nogen strøm, men når strømmen løber fra elektroden ind i kroppen er det oxideringen, der dominerer.[43]

#### 4.4.1 Halv-celle-potentialet

Potentialeforskellen er kendt som halv-celle-potentialet og bestemt af metallerne involveret, koncentrationen af dets ioner, temperaturen og andre faktorer. Opdeling af ladning ved metal-elektrolyt-interfacet resulterer i et elektrisk dobbeltlag, hvor typen af ladning er dominerende på overfladen af metallet og modsatte ladning på modsatte side. Det er ikke muligt at måle halv-celle-potentialet af en elektrode. En måde man alligevel har bestemt det på er ved at definere hydrogen-elektrodens halv-celle-potentiale til nul og alle andre elektroder måles så i forhold til hydrogen-elektroden. Når en EKG-måling foretages, bruges der en Ag/AgCl elektrode, hvilket har et halv-celle-potentiale på 0,223 V. [43] Hydrogen-elektroden er baseret på denne reaktion:



Følgende figur viser halv-celle-potentialet for forskellige typer elektroder:

Metal and Reaction	Potential $E^\circ$ (V)
$Al \rightarrow Al^{3+} + 3e^-$	-1.706
$Zn \rightarrow Zn^{2+} + 2e^-$	-0.763
$Cr \rightarrow Cr^{3+} + 3e^-$	-0.744
$Fe \rightarrow Fe^{2+} + 2e^-$	-0.409
$Cd \rightarrow Cd^{2+} + 2e^-$	-0.401
$Ni \rightarrow Ni^{2+} + 2e^-$	-0.230
$Pb \rightarrow Pb^{2+} + 2e^-$	-0.126
$H_2 \rightarrow 2H^+ + 2e^-$	0.000 by definition
$Ag + Cl^- \rightarrow AgCl + e^-$	+0.223
$2Hg + 2Cl^- \rightarrow Hg_2Cl_2 + 2e^-$	+0.268
$Cu \rightarrow Cu^{2+} + 2e^-$	+0.340
$Cu \rightarrow Cu^+ + e^-$	+0.522
$Ag \rightarrow Ag^+ + e^-$	+0.799
$Au \rightarrow Au^{3+} + 3e^-$	+1.420
$Au \rightarrow Au^+ + e^-$	+1.680

SOURCE: Data from *Handbook of Chemistry and Physics*, 55th ed., Cleveland, OH: CRC Press, 1974–1975, with permission.

Figure 12: Halvcelle-potentialet for forskellige elektrodetyper  
[43]

#### 4.4.2 Polarisering

Halv-celle-potentialet af en elektrode er i figur 12 vist uden elektrisk strøm tilsat. Hvis der er tilsat strøm er halv-celle-potentialet oftest ændret. Ændringen er forårsaget af polariseringen af elektroden. Forskellen mellem halv-celle-potentialet når der ingen strøm løber og når der løber strøm kaldes overpotentialet. Tre forskellige mekanismer understøtter forklaringen på overpotentialet:

1. Det ohmske overpotentiale som skyldes modstanden i elektrolytterne. Der sker her et spændingsfald på grund af modstanden når strømmen løber fra elektrode til elektrode. Faldet i spænding er proportional med strømmen og resistiviteten af elektrolytterne. Modstanden kan dog variere som funktion af strømmen, hvilket ikke følger en lineær udvikling. Særligt for elektrolytter, der har en lav koncentration af ioner er det ikke lineært.
2. Koncentrations-overpotentialet sker som følge af ændring i fordeling af ioner nær elektrode-elektrolyt-grænsefladen. Så snart der løber en strøm gennem interfacet ændres ligevægten i den kemiske reaktion, hvor anioner, der nærmer sig grænsefladen oxideres, de bliver til et neutralt atom og frigiver elektroner til elektroden. Ændringen fra ligevægt halvcelle-potentialet svarer til koncentrations-overpotentialet.
3. Tredje mekanisme af polariseringen resulterer i aktiveringsoverpotentialet. Dette omhandler, at når metalatomer oxideres skal de overkomme en energibarrierer, en aktivering-energi.

Når der gennemløber strøm vil enten oxidering eller reducering dominerer og størrelsen af energibarrieren afhænger af, hvilken retning strømmen løber.[43] Det samlede overpotentiale hos en elektrode er dermed givet ved:

$$V_p = E^0 + V_r + V_c + V_a$$

where

$V_p$  = total potential, or polarization potential, of the electrode  
 $E^0$  = half-cell potential

$V_r$  = ohmic overpotential

$V_c$  = concentration overpotential

$V_a$  = activation overpotential

Figure 13: Samlede overpotentiale  
[43]

#### 4.4.3 Polariserbare og non-polariserbare elektroder

Teoretisk findes to typer elektroder. Fuldkomment polariserbare elektroder, hvor ingen lading krydser elektrode-eletrolyt-grænsefladen når strøm tilføres. Elektroden opfører sig her som var den en kapacitor. Derudover er der fuldkomment non-polariserbare elektroder, hvor strøm frit passerer gennem grænsefladen uden, at det kræver energi. De helt non-polariserbare elektroder har ikke noget overpotentiale. I praksis findes hverken fuldkomment polariserbare eller fuldkomment non-polariserbare elektroder. Elektroder lavet af adeligt metal som platin kommer tættest på at have de samme karakteristika som de perfekt polariserbare-elektroder. Størstedelen af overpotentialet skyldes her koncentrations-overpotentialet.

#### 4.4.4 Sølv/Sølv-clorid-elektroden

Når en EKG-måling skal foretages, bruges der elektroder, der er perfekt ikke-polariserbare, hvilket i dette tilfælde er Ag/AgCl-elektroden. Ag/AgCl-elektroden er en base af sølvmetal med tilknyttet en isoleret ledning, hvilket er omsvøbt af et lag af AgCl. Dette holder sig stabilt da det er meget lidt opløseligt i vand. Elektroden nedsættes i elektrolytgelen, der primært består af anionen  $Cl^-$ . Der bør også tilføjes AgCl da der er en lille risiko for, at noget af overfladen bliver opløst. To kemiske reaktioner finder sted hos Ag/AgCl-elektroden:



Den anden kemiske reaktion forekommer umiddelbart efter den første, hvor der dannes  $Ag^+$  som så i den anden kemiske reaktion reagerer med  $Cl^-$  og danner den ioniske forbindelse AgCl. Under ligevægtsforhold vil aktiviteten af ionerne  $Ag^+$  og  $Cl^-$  være, at de ganget med hinanden er lig opløselighedsproduktet,  $K_s$ .

$$a_{Ag^+} \times a_{Cl^-} = K_s$$

[43]

## 4.5 Gelen betydning

Gelen anvendes som dielektrisk materiale, der skaber en barrierer mellem huden og kobberpladen. Når det kommer til en elektrode kan den allerede have et lag gel på selve elektroden, hvor man blot skal fjerne en plastikstrimmel og påføre elektroden direkte på huden. Ellers kan man påføre gelen direkte fra en tube på huden, hvor elektroden skal placeres. I de fleste tilfælde påfører man yderligere gel på huden når man benytter elektroder med selvklæbende gel. Dette skyldes, at gelen spiller en vigtig rolle og har en stor effektivitet mht. sikre mere præcise målinger. Den medfører, at ledningsevnen forbedres og signalabet formindsket markant, hvilket fører til en mere effektiv EKG-undersøgelse. Elektrodegelen på huden danner et kredsløbækvivalent, som indeholder en seriemarkant modstand og en kondensator. [25] Gelen er en blanding lavet af demineraliseret vand, konserveringsmidler, polyacrylat og natriumklorid.[10] Der gælder, for elektrisk stimulering, at desto lavere saltkoncentrationen der er i gelen, jo mindre vil risikoen for, at der opstår hudirritation være. De uønskede effekter fra forhøjet saltkoncentration kan formindskes ved at stimulere med bipolære afledninger i stedet for unipolære afledninger.[12] Forskellen på disse to er, at bipolære afledninger er afledningen fra to elektroders spændingsforskælfel mens unipolære afledninger er spændingsforskellen mellem nul-elektroden i EKG-apparatet og en tilfældig elektrode på kroppen.[33]

## 4.6 Hudens interface

Ved at placere en elektrode på huden bliver der dannet et elektrisk ækvivalent kredsløb, hvor de forskellige hudlag har en betydning for det signal, der bliver opfanget af elektroden. På figur 14 kan man se elektrode-gel grænsefladen være i forlængelse med kredsløbet for hudens grænseflade. Elektroden består af et RC-kredsløb. Denne type kredsløb kan ikke tage alt for lave frekvenser og derfor laves der et parallelt RC-kredsløb, der indeholder en ren modstand samt ren impedans ved lave frekvenser. Denne modstand og impedans bliver koblet til en spændingskilde, der repræsenterer halv-celle-potentialet. På figur 14 ses kredsløbet, hvor  $C_d$  og  $R_d$  er placeret parallelt. Begge disse komponenter er afhængige af frekvensen og strømtæthed.  $C_d$  repræsenterer impedansen tværs over det dobbelte lag ladning ved elektrode-elektrolyt grænsefladen og  $R_d$  modstanden repræsenterer lækagmodstanden (leakage resistance) tværs over elektrode-elektrolyt grænsefladen.  $R_s$  er gelen modstand, som sidder i en serieforbindelse og har forbindelse med grænsefladeeffekten mellem gelen og huden. Epidermis' øverste lag stratum corneum bliver betragtet, som en semipermeabel membran, som ioner kan transportere gennem. Hvis koncentrationen over membranen er forskellig, vil der være en potentiel forskel hvilket ses som  $E_{se}$  i kredsløbet. Epidermis har desuden en elektrisk impedans, hvilket opfører sig som et RC-kredsløb som indeholder impedansen  $C_e$  og modstanden  $R_e$  og har den tilhørende spændingskilde  $E_{se}$ . Dermis og subcutis fungerer som rene modstande. Ved at reducere stratum corneum kan man få et mere stabilt resultat/signal da processen i kredsløbet forkortes. En faktor man skal tage hensyn til, er hidrose. Hidrose dvs sved indeholder generelt forskellige slags ioner. Når man sveder, vil der opstå en potentiel forskel mellem lumen i svedkanalen, dermis og subcutis. Svedkanalen og svedkirtlens potentiale bliver i kredsløbet også præsenteret som en RC-kredsløb i serie, hvilket ses på figuren. Kondensatoren  $C_p$  og modstanden  $R_p$  har den tilhørende spændingskilde  $E_p$ .

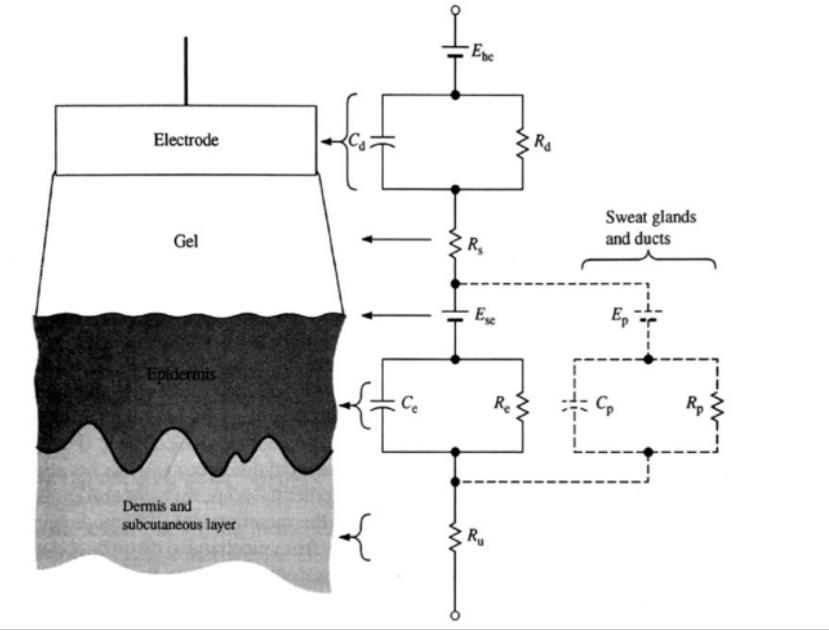


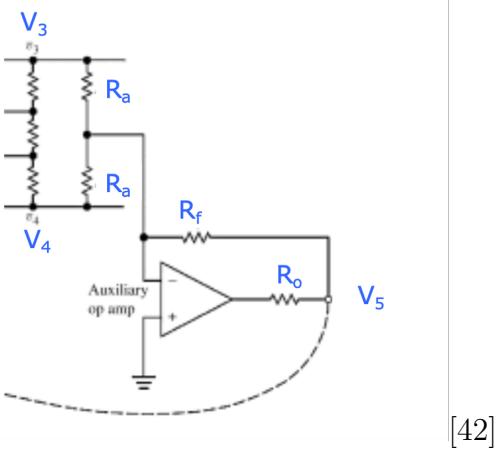
Figure 14: Kredsløb der bliver dannet når elektroden bliver placeret på huden  
[42]

I nogle tilfælde vil der opstå bevægelse imens elektroderne er placeret på patientens hud, hvilket kaldes for motion artifact som bl.a. skyldes brugen af polariserbare elektroder. Der findes som nævnt i et af de forrige afsnit 2 typer af elektroder: polariserbare elektroder og ikke-polariserbare elektroder. Hvis en polariserbar elektrode har forbindelse med en elektrolyt vil der opstå dobbelt ladning ved grænsefladen. I nogle tilfælde vil elektroden bevæge sig i forhold til elektrolytten. Denne bevægelse afbryder den mekaniske ladning ved grænsefladen og føre til ændring af halv-celle-potentialet. I tilfældet, hvor der er et par elektroder i en elektrolyt og en er i bevægelse mens den anden er stationær vil der opstå en potentialeforskæl, hvilket kaldes for ”Motion artifact”. Dette har betydning for målinger af biopotentialer da der opstår interferens og målingerne bliver upræcise. Dette er derfor årsagen til, at der bruges non-polariserbare elektroder til målinger med et EKG da polariserbare-elektroder ofte forårsager forstyrrelse i fordelingen af ladningen. På Ag/AgCl-elektroder sidder der et lag gel. Bevægelse mellem elektroden og dette lag gel er den største grund til Motion artifact. Dette kan reduceres ved at fjerne Stratum corneum på huden dog kan det medføre til irritation på patientens hud da hudens beskyttende barrier fjernes. [42]

## 4.7 Driven right leg

Driven-right-leg foregår ved, at common-mode signalet fra biopotentialforstærkeren bliver inverteret, forstærket og sendes tilbage til patientens højre ben. Elektroden på det højre ben har forbindelse med udgangssignalet for auxiliary operatinol amplifier. Fordelen ved, at den målte common-mode-værdi fra biopotentialforstærkeren bliver sendt til patientens ben er, at det reducerer interferensen samt, at det bidrager med patientens sikkerhed. Driven-right-leg kredsløbet består af kredsløbet for biopotentialforstærkerens indgangstrin og kredsløbet for driven-right-leg. Ved at analysere kredsløbet ved hjælp af Kirchhoffs strømlov kan man komme frem til værdien af den spænding, der bliver sendt tilbage til patientens højre ben. Det kan udregnes via formlen for udgangsspændingen for driven-right-leg kredsløbet:

$$V5 = \frac{2R_f}{R_a} * V_{cm} \quad (16)$$



[42]

Figure 15: Kredsløb for udgangssignalet i Driven-right-leg

Det er også muligt at udregne formlen der skal bruges for at udregne common-mode på patientens højre ben. Formlen udregnes via ohm's lov:

$$V_{cm} = \frac{R_{rl} * id}{1 + \frac{2R_f}{R_a}} = \frac{R_{rl}}{1 + \frac{2R_f}{R_a}} * id \quad (17)$$

Uden driven-right-leg kan common mode udregnes ved hjælp af følgende formel: [42]

$$V_5 = R_{rl} * id \quad (18)$$

## 4.8 Patientsikkerhed

Hvis man får et elektrisk shock vil strømmen, der går igennem kroppen medføre alvorlige forbrændinger alt afhængig af strømmens størrelse og kan også forårsage skade ved, at nerverne og musklerne exciteres. Herunder spiller hjertet den største risiko for hvis denne bliver overstimuleret af stødet kan det føre til en elektrokution.[24] Når man designet medicinsk udstyr skal det designes og fremstilles så produktet er sikker til brug og så el-sikkerheden er helt i orden. For at dette bliver overholdt er der blevet lavet en række standarder og krav der skal opfyldes før det medicinske udstyr bliver godkendt til at komme på markedet. Kravene som opfylder de europæiske standarder står beskrevet i kapitel fire i DS/EN 60601-1 og et udpluk af disse krav er som følger:

- Der skal udføres en risikostyringsproces, hvor ISO 14971 skal overholdes.

ISO 14971 standarden specificerer de krav, der normalt gælder for risici forbundet med medicinsk udstyr og fungerer som et værktøj når man skal gennemføre risikostyringsprocessen. Under risikostyringsprocessen identificeres de farer og deres tilknyttede risici, som der kan opstå. Her vil man så udføre tests for at vise, at de identificerede farer ikke opstår under de specificerede omstændigheder.

- Fabrikanten skal kunne angive det medicinske produkts forventede levetid. Dette skal noteres i filen for risikostyring.

Dette er en nødvendighed, da det kan medføre flere forskellige risici hvis man bruger udstyr der er forældet.

- Alle komponenter og ledninger som kan resultere i fare-situation under fejlhåndtering skal bruges i overensstemmelse med deres specificerede klassifikationer. Herudover skal komponenter der bruges som beskyttelsesmidler også vurderes med henblik på komponentens pålidelighed.

Her kigger man på om de overholder de gældende sikkerhedskrav i en relevant IEC- eller ISO-standard.

- Det medicinske udstyr skal være egnet til at kunne kobles til en strømforsyning kilde eller skal selv være forsynet med en intern elektronisk strømkilde. Endvidere gælder det at følgende spændinger ikke overskrides: Max 250V DC eller 500V polyfaset AC til håndholdt medicinsk udstyr der har en input på 4 kVA. For ikke håndholdt udstyr er kravet på 500V.
- Peak-to-peak værdien på DC spændingen må ikke overstige mere end 10% af gennemsnitsværdien.

Der vil blive foretaget tests for at se om kravene bliver overholdt. Hvis disse krav ikke bliver overholdt kan det som sagt medføre at patienten/brugeren får et elektrisk shock af produktet. Der findes forskellige niveauer af shock og det er forskelligt fra person til person hvornår og hvordan man opfatter det elektriske stød. For AC gælder det at nogle personer kan mærke strøm på  $100\mu A$  eksternt anvendt ved 50 Hz mens andre kan have en grænse hvor de ikke engang kan mærke strøm mindre end  $500\mu A$ . For DC strøm er tærsklen for hvornår man kan føle strømmen varierende mellem 2mA og 10 mA.[24] Sammenligner vi DC med AC fortæller værdierne os at kroppen er mere følsom over for vekselstrøms signaler end for jævnstrøms signaler. Ud fra tabel tre på side 171 i DS/EN 60601-1 kan man udregne de maksimalt tilladte værdier for AC og DC, dette har vi udregnet således på Maple:

$$\frac{(100 \cdot 10^{-6}) \cdot (100 \cdot 10^3)}{10} \\ (10 \cdot 10^{-6}) \cdot (100 \cdot 10^3) \\ 1$$

Figure 16: AC og DC udregning på Maple

I den første ligning beregnes AC værdien. Da værdierne i tabellen er givet i  $\mu A$  multipliceres med  $10^{-6}$  for at få værdien i Ampere. Herefter multipliceres dette med modstanden på 100 kohm som ganges med  $10^3$  for at lave det om til ohm. Vi får 10 V. I den anden ligning beregnes DC værdien på næsten samme måde, bare med værdien taget fra DC-tabellen. Dette gav 1V. Disse værdier fortæller det antal volt man må påføre en patient uden at det er skadeligt. Så maks 1V DC og 10V AC.

## 4.9 Medico Forsøg

For at fortage målinger med EKG-forstærkeren gøres der brug af Analog Discovery, hvilket er et målesystem, som indeholder en tonegenerator og oscilloskop. Analog Discovery bruges med softwaren kaldet waveforms som laver grafer, der viser periode, frekvens, amplitude, average og peak-to-peak for signalerne samt viser målinger, der fortages med Analog Discovery.

### 4.9.1 Undersøgelse om indgangstrinnets differential mode og common mode forstærkning lever op til de teoretiske værdier

Når indgangstrinnets differential mode og common modeforstærkningen skal måles har man fokus på indgangstrin i en biopotentialforstærker, hvilket kan ses på figur 17. Det gøres ved, at man mäter indgangssignalerne på EKG-Forstærkeren. For at udføre forsøget gjordes der brug af Analog Discovery. Forsøget blev udført ved at sætte indgangssignalet v- til ground og

indgangssignalet v+ til Waveforms-indgangen. Spændingen her måles af Analog Discovery og vises på Waveforms. Vi installerede Waveforms til at vise peak-to-peak for signalerne, hvor vi ude fra disse målinger vurderer om det stemmer overens med teorien. Vi fik et inputsignal på 210 mV med en afvigelse på  $\pm 3$  mV herefter målte vi signalet i TP2, hvor vi her fik et signal på 1,0949V. Grafen samt målingerne ses på figur 18 og 19. Man dividere derefter 1,0949V med 0,21V for at udregne det målte indgangstrins differential mode:

$$\frac{1,0949V}{0,21V} = 5,21 \quad (19)$$

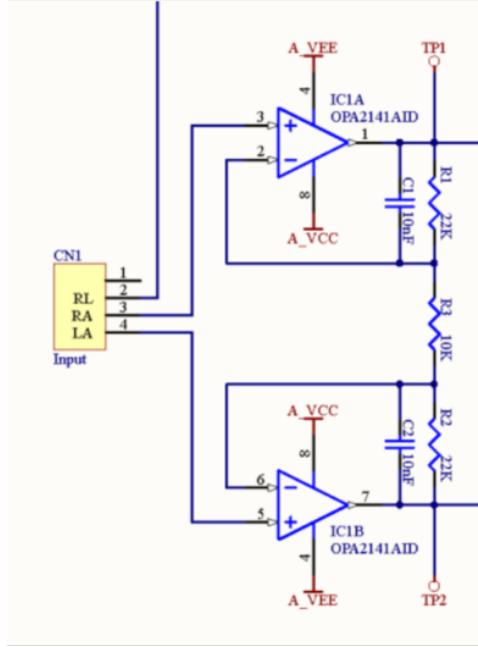


Figure 17: Diagram af indgangstrin

Beregning af indgangstrinets differential mode:

For at udregne dette gøres der brug af ohms lov samt Kirchhoffs lov på diagrammet på figur 17, hvilket giver dette udtryk:

$$V4 - V3 = (1 + 2 * \frac{R2}{R1}) * (V1 - V2) \quad (20)$$

$$Gin = \frac{V4 - V3}{V2 - V1} = 1 + 2 * \frac{R2}{R1} \quad (21)$$

Vi kender værdierne for modstandene, hvilket er  $R1=10\text{ohm}$  og  $R2=22\text{ohm}$ . Disse værdier indsættes i formlen:

$$Gin = 1 + 2 * \frac{22\Omega}{10\Omega} = 5,4 \quad (22)$$

Man kan hermed se, at ud fra teorien, burde vi få værdien 5,4. Herefter kan man udregne afvigelsesprocenten:

$$\frac{(5,21 - 5,4)}{5,4} * 100 = -3,5\% \quad (23)$$

Vores måling afviger med -3,5 procent da den er under den forventede værdi på 5,4

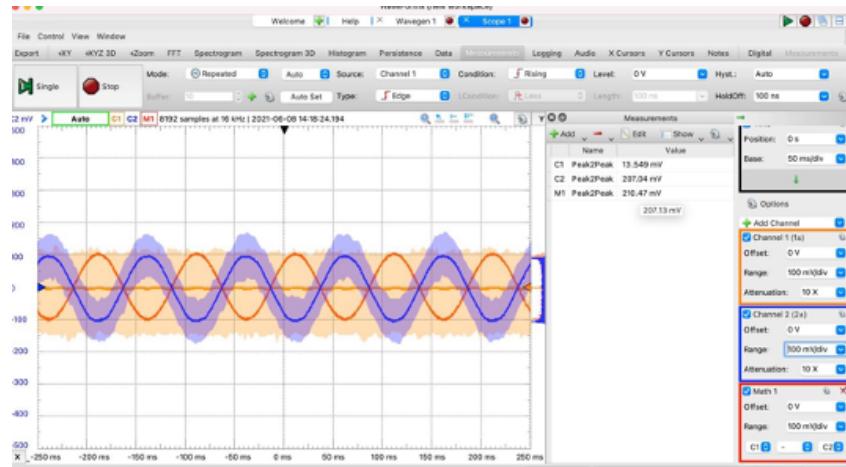


Figure 18: Graf for det målte inputsignal samt måling af spændingen

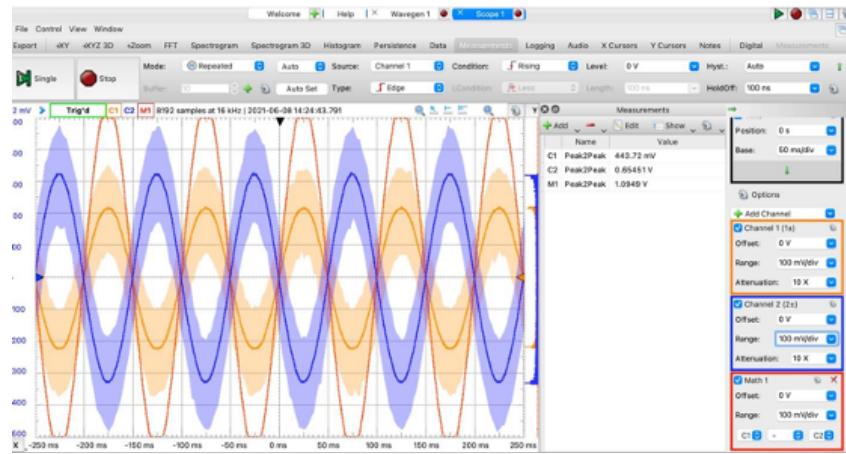


Figure 19: Graf samt målinger af TP2

Udregning af common mode foregik næsten på samme måde dog tog vi denne røde ledning fra ground i vores opstilling og lag den til Waveforms indgang se figur 20. Herefter målte vi spændingen over TP1 og TP2. Common-mode spænding er den spænding der er fælles for v- og v+ indgangene i en differensforstærker. Ved at indgange er fælles medføre det til at common mode er lig 1. Man kan ude fra figur 17 se, at input signalet er den samme signal der løber over TP1 og over TP2. Dette testes ved at måle signalerne i TP1 og TP2 på EKG-forstærkeren. I figur 21 kan man se, at peak-to-peak signalerne er 213,39mV og 213,72mV, hvilket betyder at differensen mellem disse værdier er 0,34mV. Derudover kan man se, at den orange graf følger den blå graf man kan hermed konkludere at TP1 og TP2 har en fælles inputspænding.

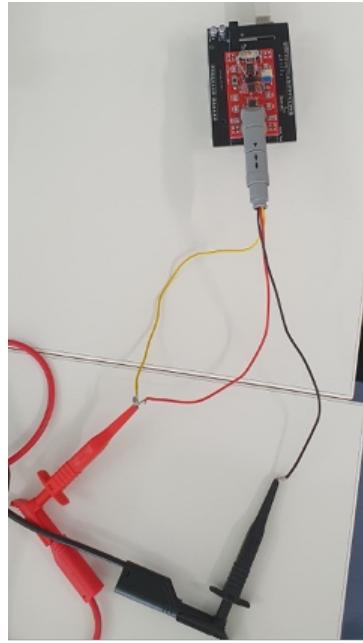


Figure 20: Opstilling af Common-mode

Udregning af common mode forstærkning:

$$\frac{213,72mV}{213,39mV} = 1,001 \quad (24)$$

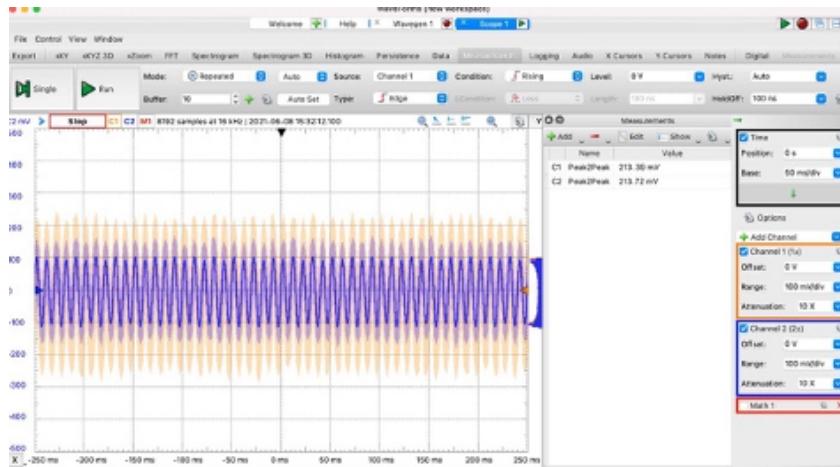


Figure 21: Common-mode måling of graf

Man kan hermed se, at målingerne viser en common-mode forstærkning på 1, hvilket stemmer overens med teorien da common-mode forstærkningen i teorien har en værdi på 1.

#### 4.9.2 Justering af P1 for at måle den mindst mulig common mode forstærkning i differentialtrinnet

Målingerne fortages i TP3, hvilket er DC output signalet på EKG-forstærkeren. Her justeres P1 til man får så lige en graf som muligt hvilket ses på figur 23. Ved at dreje på potentiometeret, hvilket er en tre-terminal resistor er det med til at justere, hvor meget spænding de skal strømme ind i den positive side af operationsforstærkeren. Formålet med at justere på potentiometeret

er at få så lige én graf som muligt (se figur 23.). Det fortæller at den spænding der løber fra potentiometeret ind i den positive side af operationsforstærkeren, er lige så stor som spændingen der løber gennem den negative side af operationsforstærkeren, hvilket medfører til at man for så lav en common mode som muligt, hvilket kan man måles på TP3

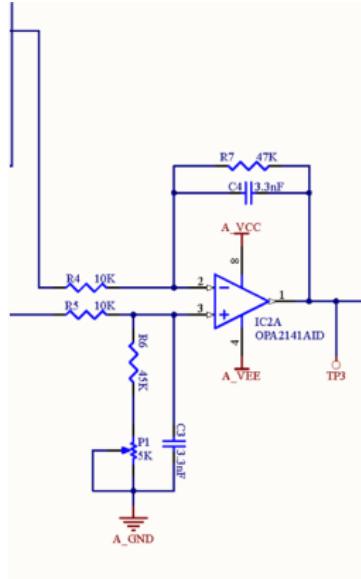


Figure 22: Diagram af EKG-forstærkker med fokus p1

For at finjustere grafen bruges der en operationsforstærker, hvilket forstærker signalet 25 gange. Signalamplituden bliver installeret til 2 V grunden til dette er, at en lav spænding vil være for svagt og ikke kunne have en påvirkning og en for høj spænding vil mætte differentialforstærkerne. Ved en amplitude på 4V er det stadig muligt at se grafen dog bliver grafen ustabil. 5V er den maksimale spænding der kan bruges da man på grafen kan se at differentialforstærkerne bliver mættet og ikke længere danner en sinusgraf.

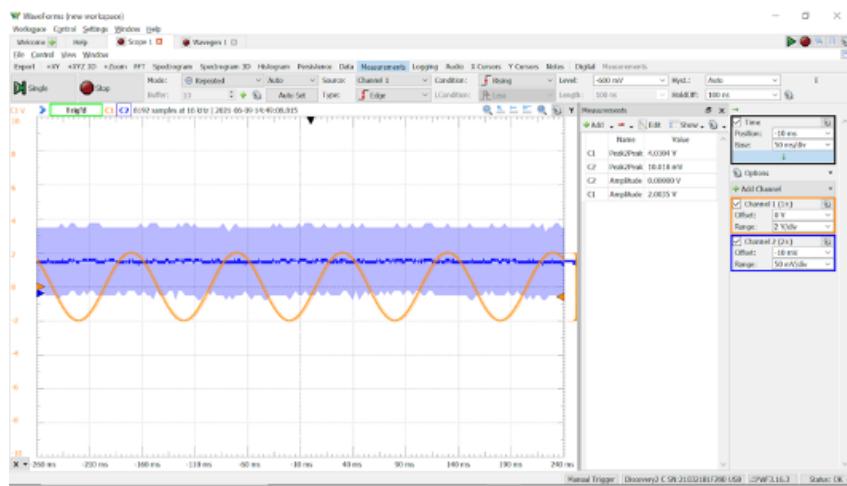


Figure 23: graf for justering af p1

#### 4.9.3 Måling af common modeforstærkningen

Der måles på signalet fra DC-forstærkning udgangsterminal TP3, hvilket er V01. For at udregne common modeforstærkningen bruges følgende formel:

$$G_{com} = \frac{V_{01}}{V} \text{ når } V+ = V- = V \quad (25)$$

I figur 23 kan man se værdierne for både  $V_{01}$  og  $V$  hvor  $V_{01} = 10,018\text{mV}$  og  $V = 4,0104\text{mV}$  disse værdier indsættes i formlen:

$$G_{com} = \frac{10,018\text{mV}}{4,0104\text{mV}} = 0,0025 \quad (26)$$

Dvs. vi har udregnet common modeforstærkningen til at være 0,0025

#### 4.9.4 Måling af differentialforstærkningen i den DC koblede del af forstærkeren

Ved 5 V forbliver peak-to-peak 14 da differentialforstærkerne er mættet og amplituden bliver 7V (se Figur 24). Ude fra teorien ved vi, at differentialforstærkningen i den DC koblede del af forstærkeren skal være 25,38 man kan hermed beregne den maksimale spænding:

$$\frac{7V}{25,38} = 0,28V \quad (27)$$

Dvs. at den maksimale spænding er 280 mV. Vi starter med at opstille opstillingen for måling af differential mode. Vi sætter herefter signalamplituden til at være 250mV og frekvensen til at være 10 Hz da frekvensen skal være mellem 0,0Hz til 105Hz da dette ligger mellem intervallerne for low pass filter og high pas filtter. På figur 25 ses grafen med disse ændringer. Man kan hermed udregn differentialforstærkningen hvor der gøres brug af denne formel:

$$G_{diff} = \frac{V_{01}}{V} \text{ når } v- = 0 \quad (28)$$

Hvor  $V_{01}=12,967\text{V}$  og  $V=0,51146\text{V}$  disse værdier indsættes i formlen foroven:

$$\frac{12,967V}{0,51146V} = 25,35 \quad (29)$$

Vi har udregnet differentialforstærkningen til at være 25,35 hvilket afviger lidt fra teorien, hvor den er 25,38

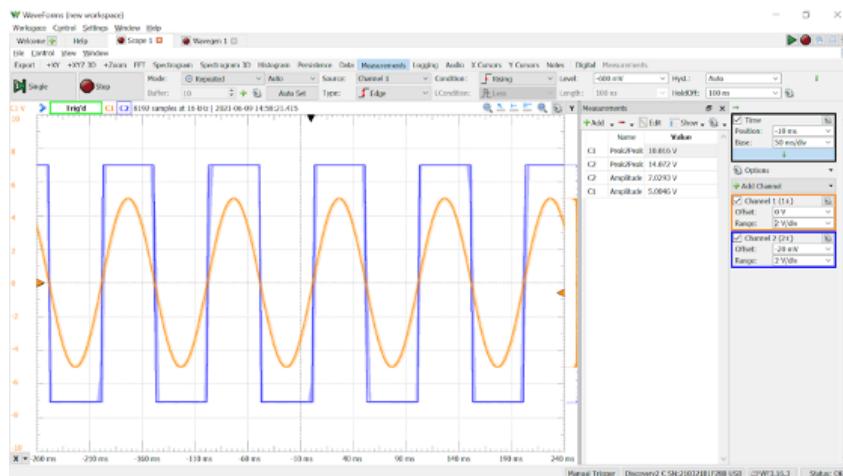


Figure 24: Graf, hvor differentialforstærkerne er mættet med en spænding på 5V

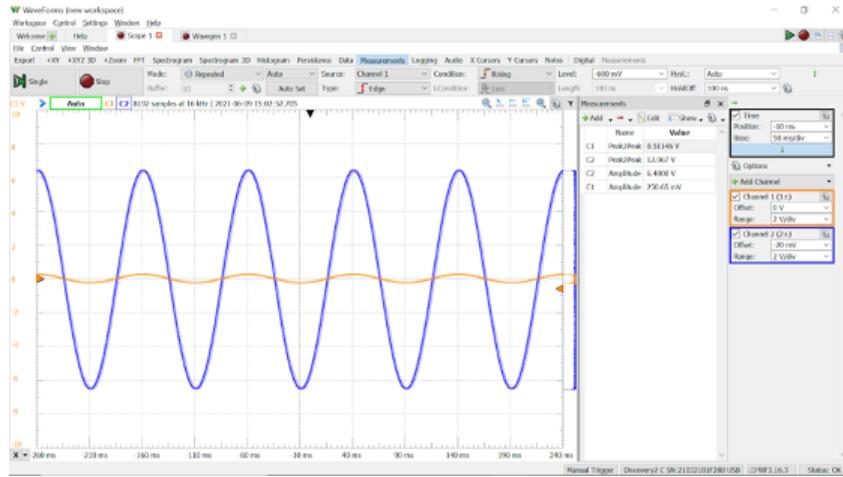


Figure 25: Graf for den maksimale spænding på 250mV

#### 4.9.5 Beregning af CMRR

Beregning af:

$$CMRR = \frac{Gdiff}{Gcom} \quad (30)$$

som tal og som decibel

I spørgsmål 4 udregnede vi  $Gdiff=25,35$  og i opgave 3 udregnede vi  $Gcom=0,0025$  disse værdier indsættes ind i formlen for CMRR:

$$CMRR = \frac{25,35}{0,0025} = 10140 \quad (31)$$

Man beregner herefter decibel ved hjælp af følgende formel:

$$CMRR = 20\log\left(\frac{Gdiff}{Gcom}\right) \quad (32)$$

$$CMRR = 20\log\left(\frac{25,35}{0,0025}\right) = 20\log(10140) = 80.12075910dB \quad (33)$$

Vi har hermed udregnet common mode rejection ratio til at være 80,12 dB. Denne værdi ligger mellem intervallet for Common mode Rejectioin Ratio for den EKG- forstærker vi arbejder med, hvilket er 80-100dB.

#### 4.9.6 Måling af udgangstrinets forstærkning

For at måle udgangstrinnet måles der på TP4=V0, hvilket er AC-forstærknings udgangsterminal og på TP3=V01 som er DC-forstærknings udgangsterminal. Vi installerede signalamplituden til at være 7mV og frekvensen på 10 Hz. Ifølge teorien har AC-forstærkning en værdi på 32,9 og DC-forstærkningen har en værdi på 25,38 vi kan ude fra disse værdier udregne udgangstrinnets forstærkning:

$$32,9 * 25,38 = 835 \quad (34)$$

Dvs. vi forventer en forstærkning på 835. På figur 26 ses vores målinger, hvor det ene signal er fra TP3 og har værdien 11,788V og det anden signal er TP4 og har værdien 15,242 mV. vi starter med at udregne AC-forstærkning udgangs signal via denne formel  $TP3/TP4$  dvs vi får en AC udgangsforstærkning på:

$$\frac{11645mV}{370,67mV} = 31,416 \quad (35)$$

Man udregner nu forstærkningen ved at gange AC-forstærkningen med DC-forstærkningen, hvilket er udregnet i opgave 4 og har værdien 25,35:

$$25,35 * 31,416 = 796,40 \quad (36)$$

Altså er vi kommet frem til at vi har en udgangsforstærkning på 796,40, hvilket afviger fra den værdi den teoretisk skulle havde været, som er 835. Man kan hermed udregne procentafvigelsen:

$$\frac{(796,40 - 835)}{835} * 100 = -4.622754491 \quad (37)$$

Man kan hermed se, at den målte værdi afviger med -4,62 procent da den målte værdi er under den teoretiske værdi.

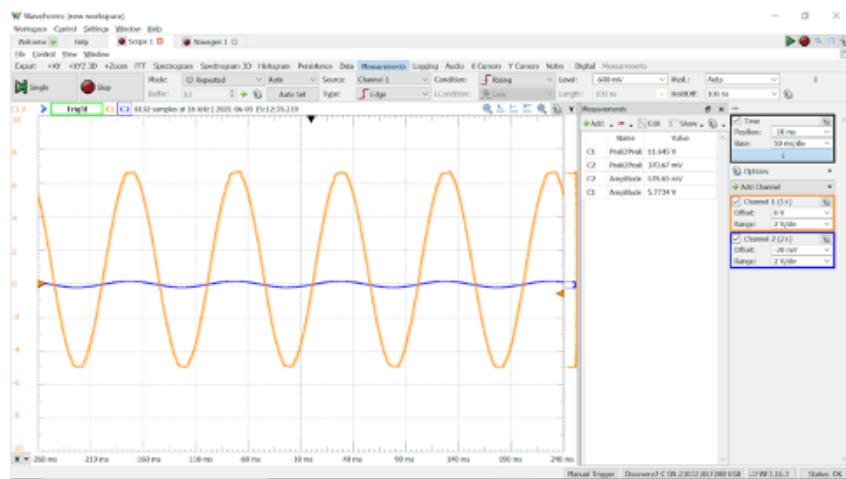


Figure 26: graf samt målinger for AC-forstærkningen

#### 4.9.7 Måling af den samlet in band AC gain for hele forstærkeren

For at måle hele AC gain måles der på TP4 og TP1, hvilket er indput signalet. På grafen i figur 27 kan man se, at vi fik målt en AC-output på 11,788V hvilket er 11788mV og en indput signal på 15,242mV man kan hermed udregne AC gain:

$$\frac{11788mV}{15,242mV} = 773,34 \quad (38)$$

Altså er AC gain for hele forstærkeren 773,34

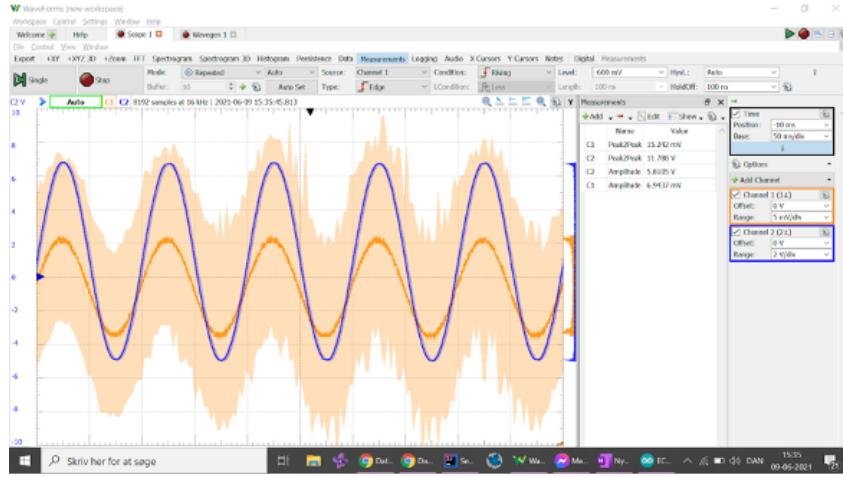


Figure 27: graf samt målinger for AC-gain

#### 4.9.8 Måling af frekvensrespons og båndpas

For at udføre disse målinger gøres det brug af Network funktionen inde i waveforms. Opstillingen for differential mode opstilles, hvor v- er kortsluttet og v+ har forbindelse til waveforms indgang. Oscilloskopets udgang har forbindelse med TP4 på EKG -forstærkeren. Vi installerede start og stop frekvensen til, at være 1Hz-50kHz og amplituden på 10 mV. Der er valgt høje frekvenser da det vil tage alt for lang tid at måle på de lave frekvenser. Målingen foregår ved, at der bliver målt på peak-to-peak værdierne for input samt udgangssignalerne, hvorefter forstærkningen udregnes. På figuren 28 ses målingerne for frekvensrespons. Hvis man sammenligner med frekvensrespons fra teorien, kan man først og fremmest se at der bliver målt med en lavere frekvens, hvilket vi ikke har gjort af brug af. Derfor ser man bort fra starten af den teoretiske graf man kigger hermed kun på den sidste del af grafen på figur 29 da denne den kan sammenlignes med vores graf. Man kan se at vores graf samt grafen fra teorien har samme forløb dog er der svingninger i enden af vores graf, hvilket skyldes støj.

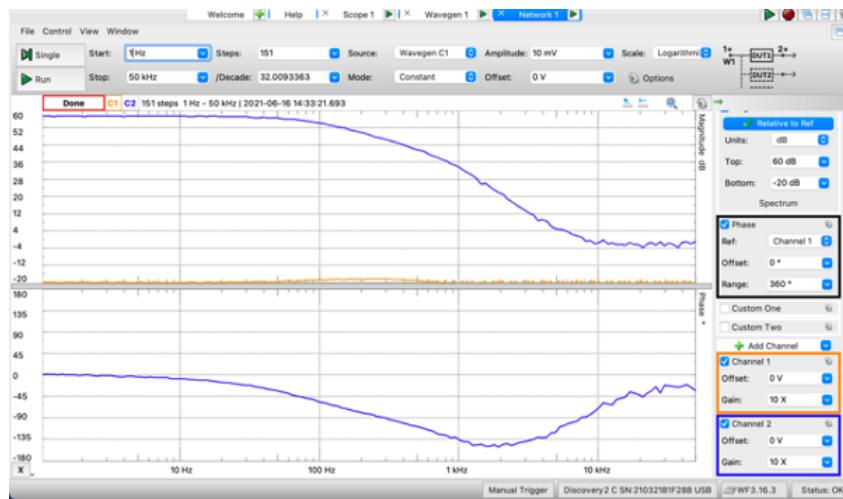


Figure 28: Graf for frekvensrespons

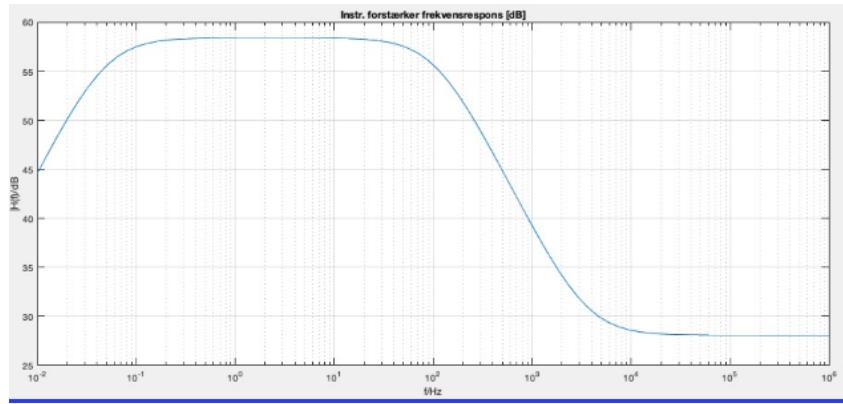


Figure 29: Teoretiske graf for frekvensrespons

#### 4.9.9 Måling samt undersøgelse af den maksimale mulige DC-offset

Målinger og udregning for den maksimale offset ligger under spørgsmål 4, hvor vi fik udregnet at der maksimale spænding er 280mV. Det er nødvendigt at kunne håndtere DC offset der man skal vide, hvor meget spænding kredsløbet kan modtage før differentialforstærkerne bliver mættet.

#### 4.9.10 Måling af forstærkerens egenstøj når indgangen er kortsluttet

Når støjen skal måles kortsluttet inputsignalet, hvorefter man måler på TP4. Vi fik målt en peak-to-peak på 3.0054mV se figur 30 man kan hermed udregne egenstøjen ved at dividere med AC gain fra opgave 7:

$$\frac{3.0054mV}{773,34} = 0,003886mV \quad (39)$$

Vi har målt egenstøjen for EKG-forstærkeren til at være 0,003886mV



Figure 30: Graf samt målinger for forstærkerens egenstøj

#### 4.9.11 Måling af støj på udgangen med indgangene V+ og V- forbundet til ground via 50ohm

Vi gør brug af 51 k ohm som er koblet til indgangene V+ og V-, hvorefter vi måler peak-to-peak i udgangen TP4. Vi fik en værdi på 3.3399 mV. Man dividerer igen med AC gain for at udregne støjen:

$$\frac{3.3399mV}{773,34} = 0,004318mV \quad (40)$$

Vi har udregnet udgangsstøjen til at være 0,00432mV. Når forsøget udføres, er det nødvendigt at frakoble strømforsyningen da det bidrager med ekstern støj, hvilket vil medføre en højre udgangsstøj end EKG-forstærkeren rent faktisk har.



Figure 31: Graf samt målinger for støj når udgangen er forbundet til 50kOhm

#### 4.9.12 Måling samt undersøgelse af om driven-right-leg kredsløbene fungerer

Ifølge teorien brude common-mode spændingen falder når der tændes for Driven right leg. Driven right leg justeres på EKG-forstærkeren. Vi har målt udgangssignalet på TP4, hvor vi først slukker for Driven right leg og derefter tænder for både højre og venstre Driven right leg. Man kan på figur 34,35 og 36 se at værdien på udgangssignalet ikke ændres og ligger på en peak-to-peak værdi på 0,60175. Man kan hermed konkludere, at det ikke var muligt at genskabe driven right leg. Det skyldes bla at vores EKG-forstrækker har et godt CMRR samt at common mode spændingen er for lille

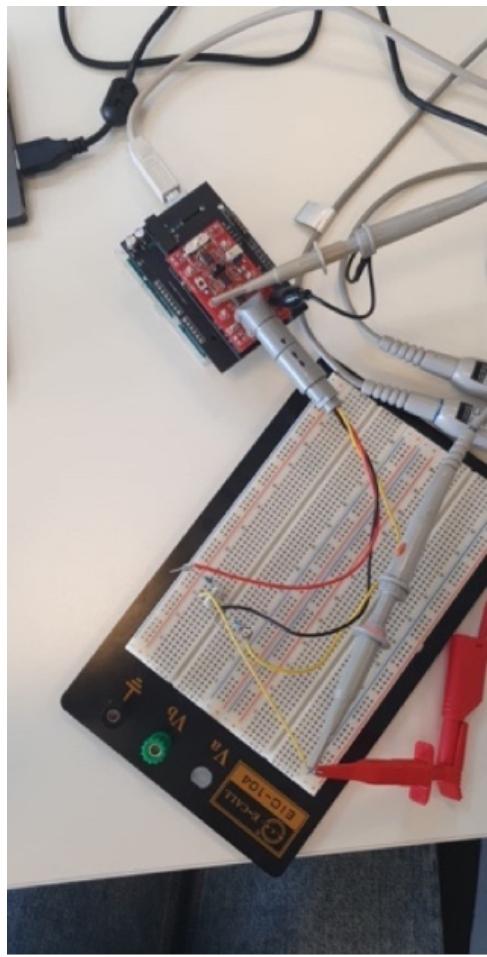


Figure 32: Opstilling for måling af Driven-right-leg

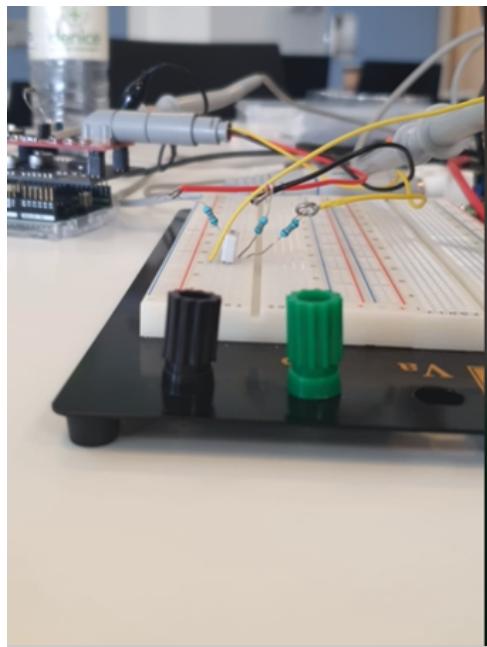


Figure 33: Opstilling af Driven-right-leg

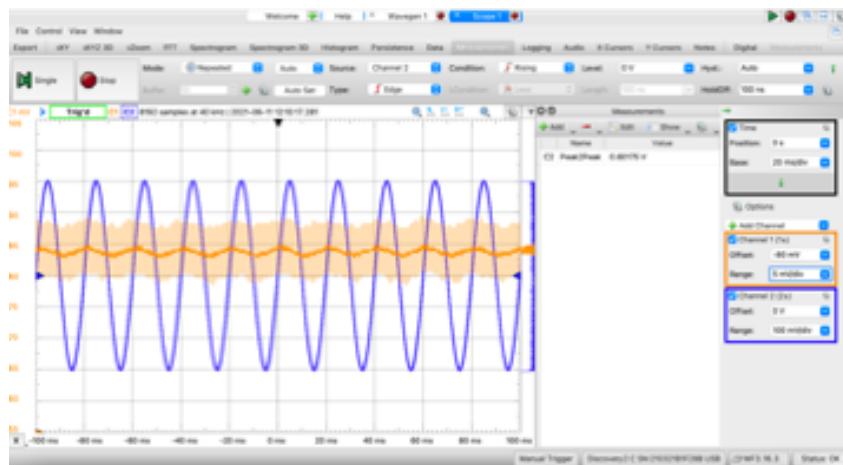


Figure 34: Graf samt målinger uden Driven-right-leg

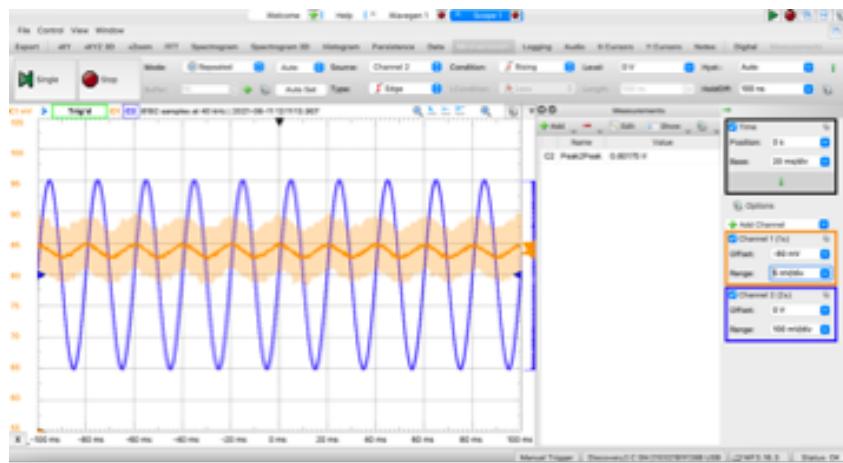


Figure 35: Graf samt målinger med højre Driven-right-leg

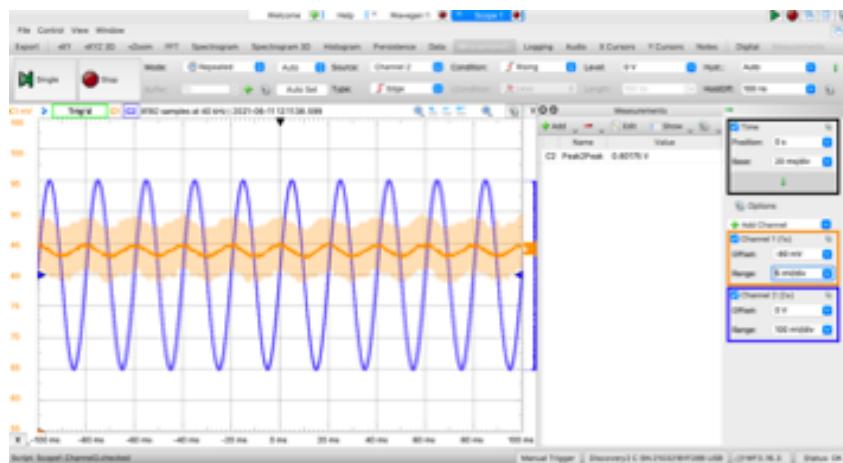


Figure 36: Graf samt målinger med venstre Driven-right-leg

## 4.10 Delkonklusion

Ud fra vores rapport vedr. medico-spørgsmålene kan man se, at det var muligt at måle differentialforstærkningen, common-mode-forstærkningen samt udgangstrinets forstærkning, der stemmer overens med teorien, da vores værdi ikke afviger meget i forhold til teorien. Det var også muligt at finde den maksimale spænding før differentialforstærkningen bliver mættet, hvilket ligger på 250 mV. Vi fik også målt forstærkerens egenstøj, hvilket var relativt lavt. Dog var det ikke muligt, at genskabe Driven-right-leg. Det kan konkluderes fordi, der ikke var forskel på peak-to-peak-værdierne når driven-right-leg var tændt og slukket. Vi fik hermed udregnet den maksimale spænding, der er lovligt at bruge på patienter. Vi kom frem til, at den maksimale AC-værdi er 10 V og DC-værdi på 1 V.

# 5 It Rapport

## 5.1 Introduktion

I dette afsnit vil vi gerne gennemgå, hvordan vi har opbygget vores program, der skal kunne vise EKG-målinger.

### 5.1.1 Persona

Vi har en aktiv aktør(Læge/Sygeplejerske) og en passiv aktør(Patient), derfor laves der en persona på den aktive aktør under analyse.

## 5.2 Kravspecifikation

I dette kapitel vil vi gennemgå:

- De funktionelle krav
- De non funktionelle krav
- Vores løsningsmulighed
- Et Use-case diagram over vores løsningsmulighed

### 5.2.1 Funktionelle krav

Der skal udvikles et Java Program til kørsel på PC/Mac. Programmet skal kunne modtage data fra Arduino-boardet via RS-232. Programmet skal kunne vise de modtagne målinger. Det skal gemme data i en database, vise en graf med et EKG-signal i en dynamisk graf, der viser de aktuelle data og opdateres i et passende interval samt beregne en BPM på dataen. Til slut ønskes der at kunne genkalde dataen.

### 5.2.2 Non-funktionelle krav

Udover dette ønskes der, at der bliver afdækket, hvilke use cases programmet skal understøtte og, hvilke aktører, der kunne tænkes at bruge systemet. Der skal laves en Central use case og en afprøvning af brugergrænsefladen af en persona. Programmet skal køre på en JVM.

### 5.2.3 Løsningsmulighed

Patienter skal være opkoblet til EKG-forstærkeren via elektroder. Dernæst skal lægen/sygeplejersken kunne tænde EKG-måleprogrammet, hvor de nu har mulighed for at starte en EKG-undersøgelse. Dette skal give lægen/sygeplejersken mulighed for at se et dynamisk elektrokardiograf. Hvis lægen/sygeplejersken vil se de målte data, skal man kunne hente de målte data frem igen.

### 5.2.4 Use-Case

I forhold til vores løsningsmulighed har vi konstrueret et centralt use-case diagram som ses på følgende figur, figur 37.

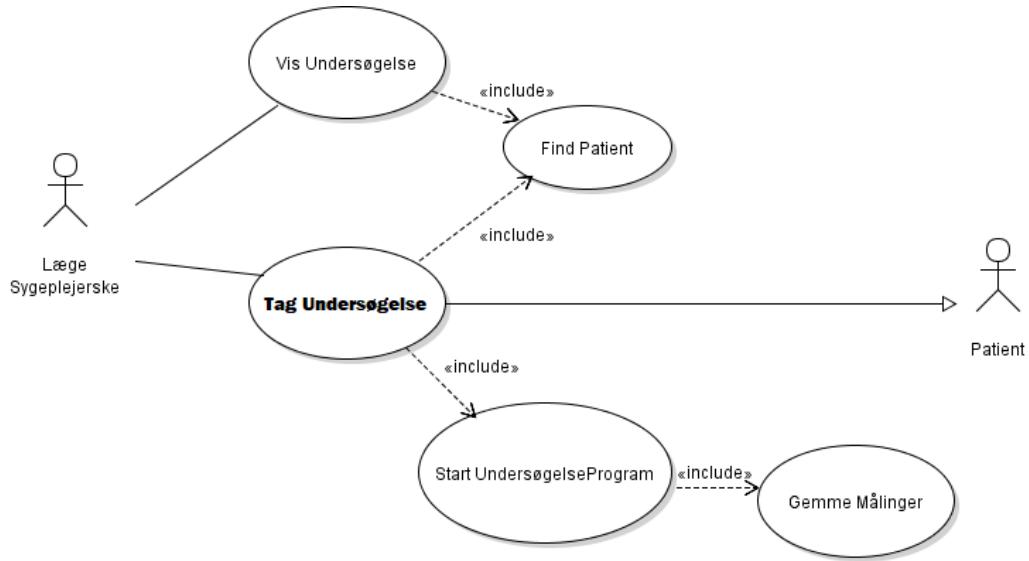


Figure 37: Use-case Diagram

## 5.3 Analyse

I dette afsnit vil vi lave en persona-analyse og forklare analyse-klasse-diagrammer, hvilket bør give et overblik over komponenterne og softwareopbygningen.

### 5.3.1 Anaylse af persona

Det gav kun mening at lave persona-analyse over lægen/sygeplejersken, da patienten er en passiv aktør.

Læge/sygeplejersken er en person i midt 40'erne, der har en stor viden indenfor det sundhedsfaglige område samt patienthåndtering, men ingen interesse i hvordan programmet og de elektriske instrumenter han/hun bruger er opbygget. Personen ligger vægt på, at programmerne virker, kører hurtigt og er nemme at forstå, da personen gerne vil give den bedste oplevelse til sine patienter og ikke har lyst til at døje med tekniske fejl løbende.

Personen har derfor brug for et program, der er simpelt og kun kan de ting, som er nødvendigt at programmet skal kunne. Programmet skal ikke kunne udfører en masse komplicerede funktioner, da personen alligevel ikke vil bruge dem, og evt. vil blive mere forvirret af dem. De funktioner programmet udfører skal dog udføres godt.

### 5.3.2 Analyse klassediagram over software

Programmet kunne fungere således, at der er en central klasse, der kontrollere, hvad der sker. I dette tilfælde er det controllerEKG, der interagerer med de andre, og derved skaber programmets funktionalitet, via forskellige events.

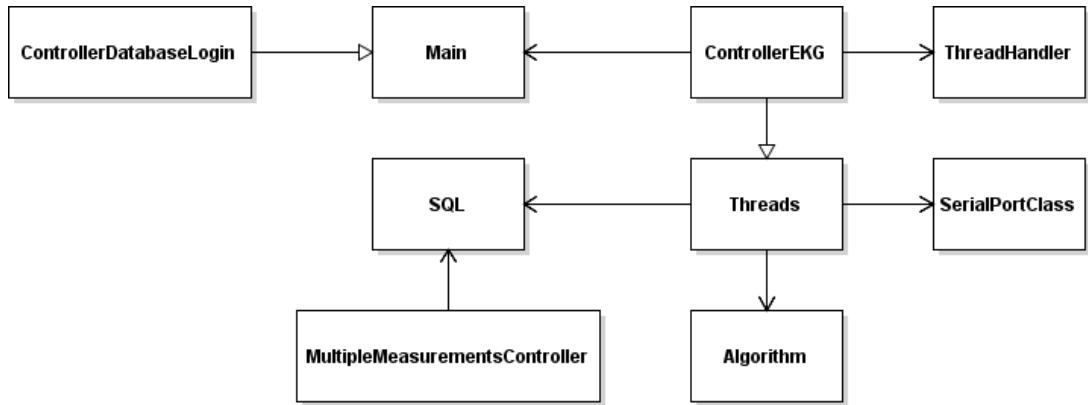


Figure 38: Analyse klassediagram software

### 5.3.3 Analyse klassediagram over hele projektet

Overordnet kunne programmet fungere som beskrevet i figur 39. Dette klassediagram er lavet for, at få et overblik over, hvordan softwaren skal opstilles, dette betyder, at man ifølge diagrammet, skal kunne læse fra sin Serialport. Dsv. at der skal laves noget kode til Arduionen, der sørger for, at EKG-forstærkeren overfører datapunkter, der kan bruges. Dette kode bliver beskrevet under design af Arduino IDE.

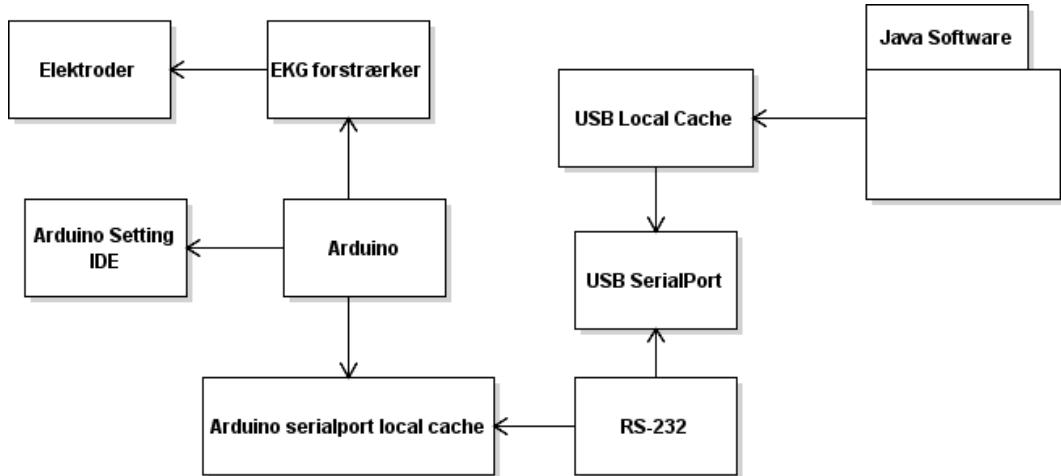


Figure 39: Analyse klassediagram projekt

### 5.3.4 Database

Vores database skal kunne gemme værdier således, at man kan skelne mellem de modtagne målinger, hvilken person målingen er foretaget på og hvornår målingerne er foretaget. Der skal være mulighed for, at kunne tage flere målinger på samme person på forskellige tidspunkter og dette skal der kunne skelnes imellem når der hentes tidligere målinger.

## 5.4 Design

I dette afsnit vil der blive gennemgået, hvordan programmet er designet. Vi vil gennemgå et kollaborationsdiagram, ER-diagram og et aktivitesdiagram for at fremme læserens forståelse af, hvordan vores programmet hænger sammen.

### 5.4.1 Kollaborations diagram

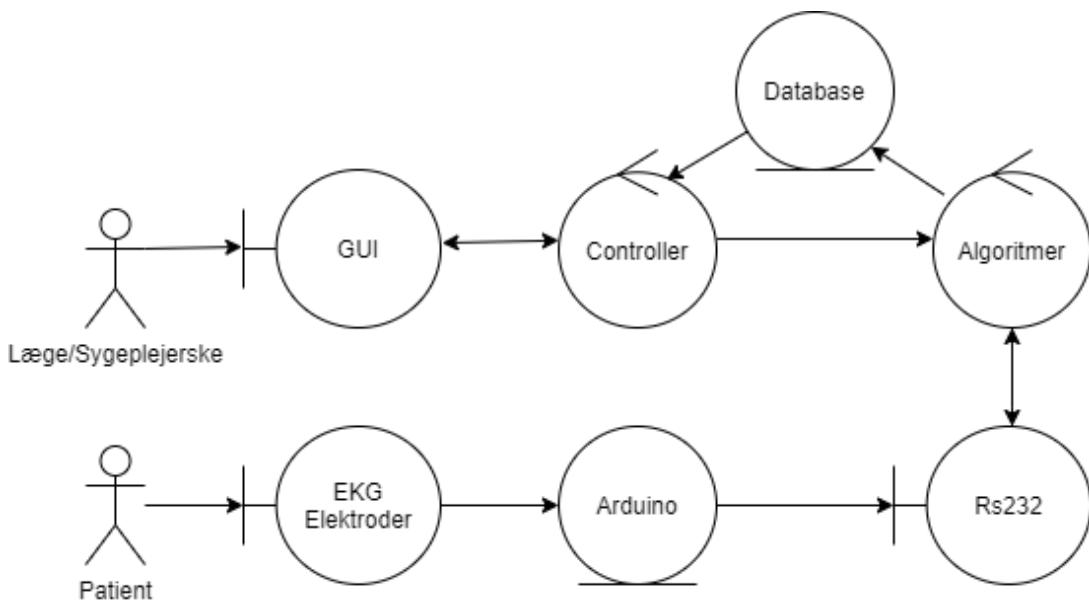


Figure 40: Kollaborationsdiagram

Et kollaborationsdiagram viser, hvilke relationer de forskellige klasser har til hinanden. Der vises dermed et antal komponenter og hvordan disse kommunikerer med hinanden.

I et kollaborationsdiagram indgår forskellige slags symboler for diverse typer af objekter, der kan indgå i diagrammet:

Aktør: En ekstern komponent som fx en eller flere personer, der kan kommunikeres med. En aktør har normalt en rolle som eksempelvis kunde, patient mm. En aktør kan også være et andet system her kunne rollen eksempelvis være database.

Grænsefladeobjekter: Er i kommunikation med aktøren fx i form af en dialogboks, skærmvindue mm.

Entitetsobjekter: Opbevarer data i en tidsperiode, fx. database.

Kontrolobjekter: Er et bindelede imellem grænsefladeobjekter og entitetsobjekter. Kontrolobjekter kan udføre en behandling som fx beregninger eller visning.

I vores diagram har vi gjort brug af to aktører: læge/sygeplejerske og patient. Læge/sygeplejerske aktøren kommunikerer med en grafisk brugergrænseflade (GUI), der reagerer med controller, her vil controlleren opdatere brugergrænsefladen samtidig med, at den har kontakt til vores andet kontrolobjekts algoritmer. Dette kontrolobjekt kommunikerer med databasen hvilket i

diagrammet ses som et entitetsobjekt. Databasen har kontakt til controller objektet og danner, hvad der kaldes for en ”Model view controller” model. En MVC-model er altså et design mønster der bliver brugt når man vil adskille modellen, i vores tilfælde databasen, fra controlleren og de visuelle elementer (viewet). Denne model gør det muligt at holde koden organiseret ved at man adskiller problemerne, dette benævnes også ”Separation of concerns” (SOC-princippet) og er til stor gavn i det den gør kodens vedligeholdeses-evne nemmere, da man kan udskifte enkelte dele af koden uden at resten af programmet bliver påvirket. Kontrolobjektet algoritmer gør brug af grænsefladeobjektet ’Rs232’ som er en dataprotokol. Denne kommunikerer med Arduinoen, der på diagrammet kan ses som et entitetsobjekt. Arduinoen har kontakt til grænsefladeobjektet ’EKG elektroder’ hvilket har relation til patient, det skal altså forestilles at være de elektroder, der sidder på patientens hud for, at man kan foretage EKG-målingen.

#### 5.4.2 Aktivitetsdiagram

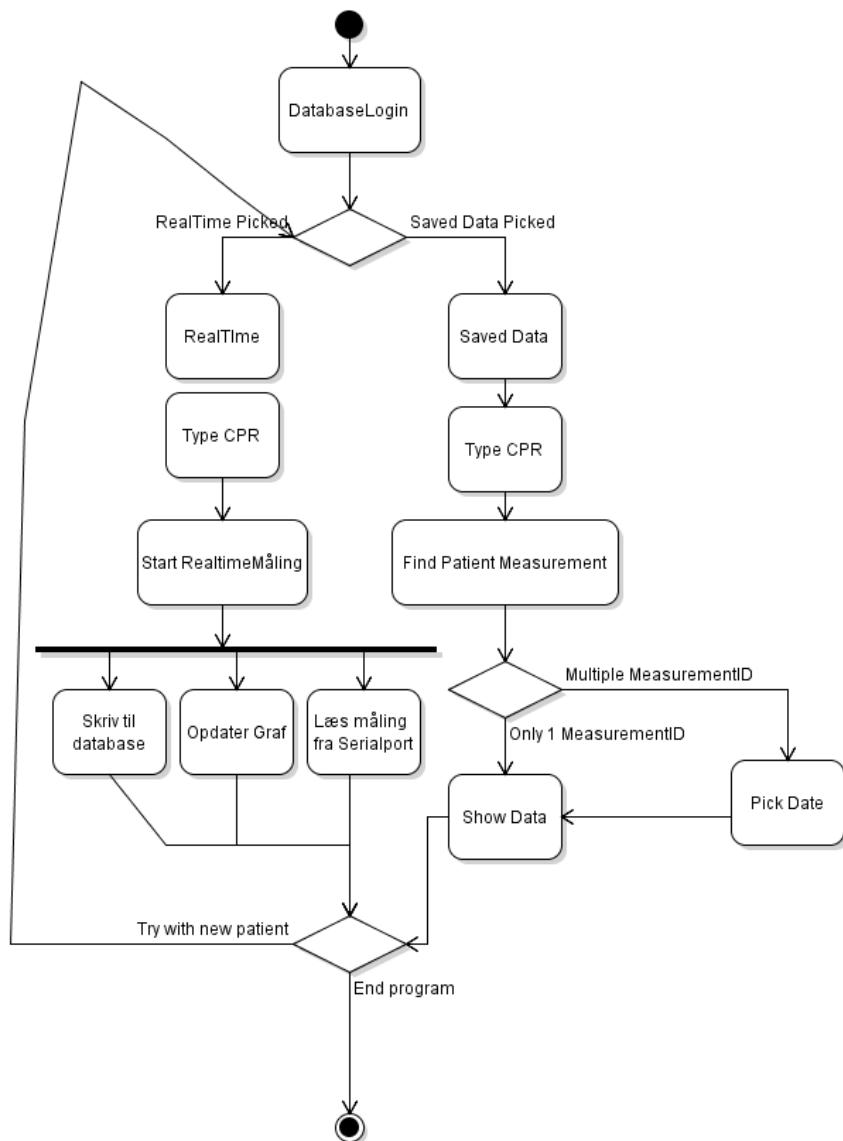


Figure 41: Aktivitesdiagram

Aktivitetsdiagrammet giver et generalt overblik over, hvordan vores program køre. Det første man kan se på diagrammet er en sort cirkel, hvilket er et symbol der indikerer starten på pro-

grammets proces. Efter startsymbolet ser man en aktivitet symbol kaldet "DatabaseLogin" hvilket betyder at man skal logge ind i database for at kunne fortage/se målingerne. Herefter kommer der en decision symbol, hvor man kan vælge mellem: At foretage en måling, hvilket på diagrammet hedder "RealTime" eller se en måling, der allerede eksistere, hvilket kaldes for "saved data" i diagrammet. I de tilfælde, hvor man trykker på "saved data" inde i brugergrænsefladen bliver man herefter fortalt, at man skal indtaste patientens CPR-nummer, hvorefter patientens målinger findes frem. Der er igen et decision symbol efter aktivitetssymbolet "Type CPR". Hvis patienten kun har én måling, vil denne måling blive vist på skærmen og programmet vil slutte. Hvis patienten har flere målinger, skal der vælges dato på den måling, der skal vises på skærmen og herefter slutter programmet. I begge tilfælde kan man vælge at foretage en ny måling efter man har set målingerne, dette ses i diagrammet under "Try with new patient", hvor man vender tilbage til den første decision symbol. Hvis man i den først decision symbol vælger "RealTime" hvilket betyder, at der skal foretages en ny måling. Skal man igen indtaste patientens CPR-nummer, hvorefter man kan starte EKG-målingen. Programmet vil herefter afsluttes ellers kan man vælge at foretage en ny måling i stedet for at slutte programmet. Den sorte cirkel med en cirkel rundt om indikere at programmet er slut.

#### 5.4.3 Design af database

Ud fra vores analyse af databasen har vi opbygget vores database således:

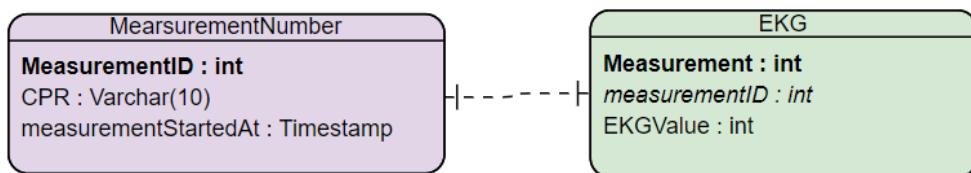


Figure 42: ER Diagram

Vores ER-diagram viser, at databasen er opbygget med to tabeller, det ene hvor værdierne af målingen gemmes, hvor data-målingpunktet gemmes som primary key, og det andet, hvor antallet af undersøgelser påbegyndt gemmes med et CPR-nr. og et timestamp.

## 5.5 Implementering

I dette kapitel bliver der dokumenteret de vigtigste metoder fra klassediagrammet, samt en forklaring af Arduino-koden.

### 5.5.1 Arduino kode

```
ArduinoKode §

#include <SPI.h>
#include <TimerOne.h>

SPISettings settings(8000000, MSBFIRST, SPI_MODE0);
const long tSampleInMicros = 1250;
int value;

void setup() {
    SPI.begin();
    SPI.beginTransaction(settings);
    pinMode(10, OUTPUT);
    digitalWrite(10, HIGH);

    Timer1.initialize(tSampleInMicros);
    Timer1.attachInterrupt(measureAndSend);

    Serial.begin(57600);
}

void loop() {

int getEKGADC() {
    digitalWrite(10, LOW);
    value =SPI.transfer16(0x00);
    digitalWrite(10,HIGH);
    return (value);
}

void measureAndSend(){
Serial.print(getEKGADC());
Serial.print("A");
}
```

Figure 43: ArduinoKode

Arduino koden fungerer således, at vi har inkluderet SPI og TimerOne bibliotekerne. SPI gør det muligt for en eller flere peripheral decives at kommunikere med hinanden over en kort distance. Dette virker også som en kommunikation over to mikrokontrollere. SPI (Serial Peripheral Interface), er derfor en Serial data protocol til synkron overførsel. Denne sætter vi i SPISettings til en bestemt hastighed, en dataorder, hvor vi vælger most significant bit først og en SPIMODE.[38][2]

TimerOne bruges til et loop. Dernæst vælges en baudrate til SerialPort Kommunikationen, dette uddybes under baudrate i diskussionen.

I koden findes 2 metoder, der bruges til at opfange data fra EKG-forstærkeren. GetEKGADC, starter en måling ved at sætte spænding til LOW, og slutter ved at sætte spændingen til HIGH.

Målingen gemmes i mellemsteppet her, og metoden retunerer værdien.

Dernæst findes en metode, der udskriver værdien plus et A (bruges som skiltegn) til serialporten.

Dvs. at målinger nu vil blive overført via rs-232 til PC-programmet, og kan filtreres fra hinanden ved A.

### 5.5.2 Klasse Diagram

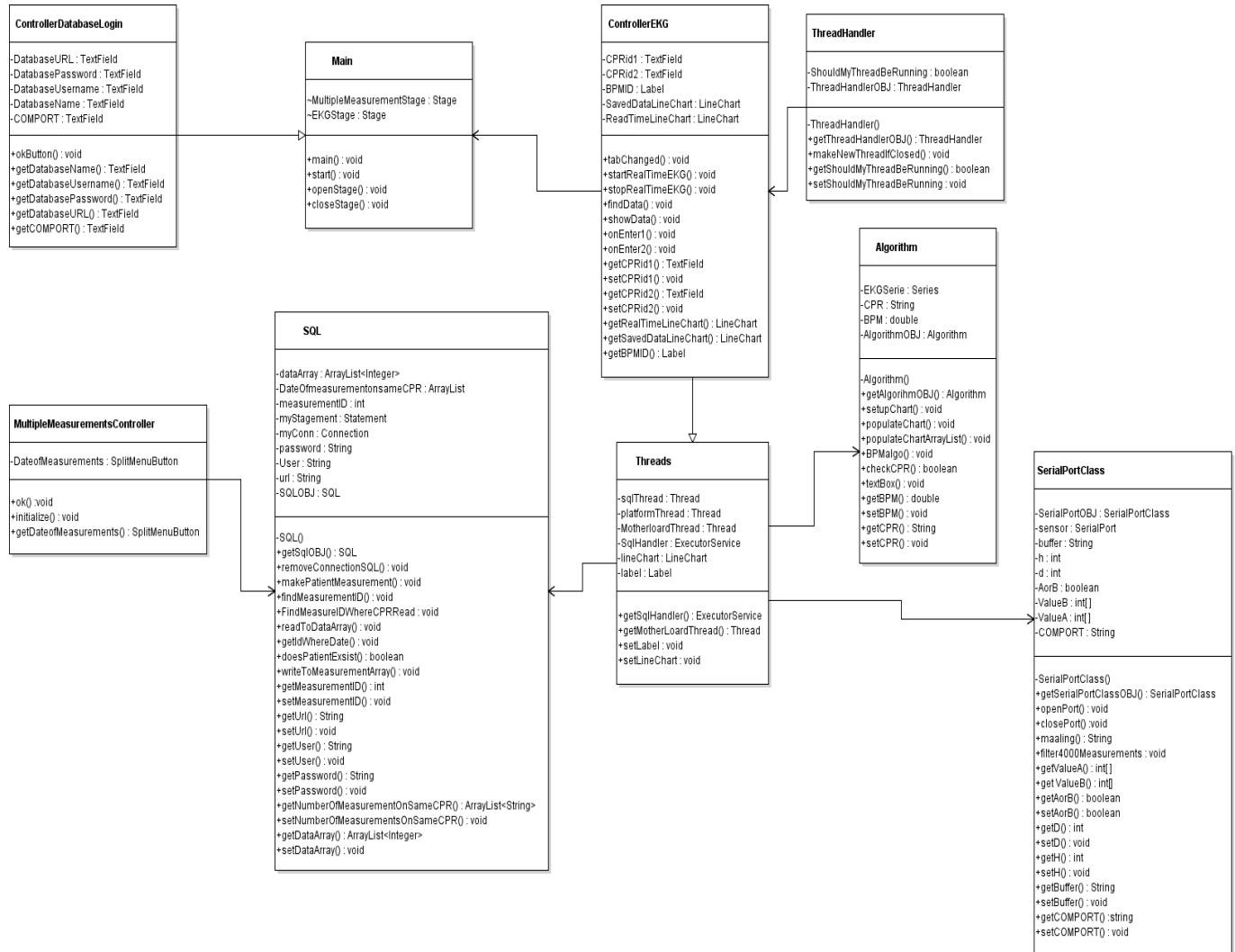


Figure 44: Klasse Diagram

På dette diagram kan man se hvordan programmet generelt hænger sammen, man kan se alle attributter, metoder osv. Diagrammet er vigtigt, fordi det afspejler vores kode.

### 5.5.3 Implementation af klassediagram i JVM

Herunder vil de mest centrale metoder i vores Java program blive gennemgået. Programmet kan overordnet blive opdelt i disse kategorier.

- Læs fra serialPort
- Filtrering af data

- Kontakt til MySql
- Udfyldning af LineChart
- Håndtering af tråde
- Puls Algoritme

### 5.5.3.1 Læs fra SerialPort

```

23  //Metode der åbner port med en baudrate på 57600, og prøver at purge resterende data fra andre overførselser.
24  public void openPort() {
25      try {
26          sensor.openPort();
27          sensor.setParams( baudRate: 57600, dataBits: 8, stopBits: 1, parity: 0 );
28          sensor.setFlowControlMode(SerialPort.FLOWCONTROL_NONE);
29          sensor.purgePort( flags: SerialPort.PURGE_TXCLEAR | SerialPort.PURGE_RXCLEAR );
30      } catch (SerialPortException ex) {
31          System.out.println("FEJL SERIALPORTEXCEPTION");
32      }
33  }
34
35  public void closePort() {
36      try {
37          sensor.closePort();
38      } catch (SerialPortException e) {
39          e.printStackTrace();
40      }
41  }

```

Figure 45: SerialPort Open Close

I vores SerialPortKlasse har vi metoder OpenPort() og closePort(), disse metoder sørger helt simpelt at åbne serialporten til læsning og lukke serialporten efter at vi har læst noget.

```

43  //Metode der tager en måling og returnere dataen, der er data og returnere null hvis ikke
44  public String maaling() {
45      try {
46          if (sensor.getInputBufferBytesCount() > 0) {
47              return sensor.readString();
48          } else {
49              return null;
50          }
51      } catch (SerialPortException ex) {
52          System.out.println("fejl: " + ex);
53      }
54      return null;
55  }

```

Figure 46: SerialPort Måling

Vores måling-metode tager en måling, kigger på antallet af modtagne bytes, og hvis dette resultat er større end 0 returnerer den målingen, hvis den er 0 eller under, returnerer den null.

### 5.5.3.2 Filtering

Vi har designet vores arduino kode således, at data bliver overført som A1234A1234A Dvs. at man nu kan filtrerer værdierne ved kun at bruge data imellem A.

```

57     //Metode der filterer 4000 målinger aka. 5 sekunders målinger, og alloker dem til et array
58     public void filter4000measurements(int[] intArray) {
59         String[] stringArray; //Buffer array
60         while (d < 4000) {
61             String s = SerialPortClass.getSerialPortOBJ().maaling();
62             if (s != null) { //Ser bort fra null værdiene
63                 setBuffer(getBuffer() + s);
64                 int i = getBuffer().indexOf('A'); //får hvilken plads A er på
65                 if (i > -1) {//Dg kontrollere om A eksisterede i målingen
66                     stringArray = getBuffer().split(regex("\\")); //Hvis A eksisterede splitter vi ved A
67                     if (stringArray != null && stringArray.length > 0) { //Kontrol om at der blev splittet
68                         if (getBuffer().charAt(getBuffer().length() - 1) != 65) { //Kontrol om at målingen sluttede på A
69                             setBuffer(stringArray[stringArray.length - 1]); //Når måling ikke sluttede på A, har vi en
70                             // halv værdi på sidste plads, denne gemmes nu i buffer.
71                             stringArray[stringArray.length - 1] = null; //Sletter sidste måling i array, da den er en halv måling
72                         } else {
73                             setBuffer(""); //Hvis den sidste måling sluttede på A, vil den blive efterfulgt af en ny måling, derfor tømmes buffer
74                         }
75
76                     //Løkke der parser vores buffer array til vores måling array
77                     while (getH() < stringArray.length - 1 && stringArray.length > 1) {
78                         if (stringArray[getH()] != null) {
79                             if ((getD() + getH()) >= 4000) {
80                                 break;
81                             }
82                             try { //Hvis Serialporten har været brugt til noget andet, skal vi fjerne værdier der ikke kan bruges
83                                 int bufferint = Integer.parseInt(stringArray[h]); //Værdien der kan bruges kan laves til en int
84                                 intArray[getD() + getH()] = bufferint;
85                             } catch (NumberFormatException e) {
86                                 System.out.println("Numberformat exception");
87                                 intArray[getD() + getH()] = 0; //Hvis vi ikke kan bruge værdien, indsættes der 0 istedet
88                             }
89
90                             if (getD() + getH() == 1999) {
91                                 System.out.println("Halfway"); //vi er halvejs i filteringen
92                             }
93                             setH(getH() + 1); //Tæller H op
94                         }
95                         setD(getD() + getH()); //Tæller D op
96                         setH(0); //Nullstiller H
97                     }
98                 }
99             }
100            try { //Hvis der er blevet registreret et null, venter vi indtil vores Serialport cache er fyldt lidt mere
101                Thread.sleep(millis: 80); //Her sker ventet
102            } catch (InterruptedException e) {
103                e.printStackTrace();
104            }
105        }
106        setD(0); //D nulstilles
107    }

```

Figure 47: Serialport Filter

Vi starter med at indsætte data vi modtager fra målingen, og tjekker om denne er forskellig fra ”null”, på denne måde prøver vi kun at filtrere de målinger der er blevet modtaget. Dernæst kontrollere vi om vi rent faktisk har en A i målingen ved at finde en af A’s placeringer og undersøge om den er større end -1, da den første plads er nulte plads. Dernæst deler vi målingen ved A, ned i et array, hvilket vil sige at vi nu har et array fyldt med målinger. Problemet her kan dog være, at vi kun har modtaget en halv måling på sidste plads, derfor undersøger vi om den måling vi fik ind, slutter på A, hvis den gør dette sætter vi en buffer lig med en tom string, men hvis målingen ikke slutter på A, sætter vi bufferen lig med den sidste måling, og indsætter ”null” på den sidste plads i vores array.

Næste gang vi tager en måling, starter vi med at tilføje vores måling til bufferen således, at den halve måling nu vil være en hel måling.

Til slut parser vi vores opdelte String array med målinger til et intArray, i dette trin har vi et ekstra trin, der skal undersøge om vi har en rest i vores serialports local buffer/cache. Dvs. en try catch omkring parset, der sørger for at hvis noget går galt, indsætter vi et 0 på pladsen istedet. Dette gøres, da en fejlet parse vil crashne programmet. Derimod vil én måling der bliver målt forkert ikke gøre den store forskel, da vi modtager 800 målinger i sekundet og målingerne bruges til at plotte en graf. Metoden fungere således, at den tager 5 sekunder af målinger.

Til allersidst i metoden fremkommer en thread sleep på 100 ms, denne bruges til at optimere programmet, og uddybes i diskussionsafsnittet under ’ThreadSleep’.

### 5.5.3.3 SQL

Under vores SQL klasse, har vi en del metoder der er rent monotone, vi har en metode der laver en connection, en der slukker en connection og en del metoder, der overfører forskellige værdier til databasen i forskellige scenarier. Da disse metoder er ligetil og ret simple, har vi valgt at forklare de lidt mere komplikerede metoder i klassen, da det meste af funktionaliteten af klassen afhænger af disse.

```

195 //Metode der skriver data til databasen, af 25 datapunkter per query.
196 @
197     public void writeToMeasurementArray(int[] array) {
198         try {
199             makeConnectionSQL();
200             for (int i = 0; i < array.length - 1; i += 25) {
201                 String write_to_measurement = "insert into EKG(EKGValue, MeasurementID) values " +
202                     "(?, " + getMeasurementID() + ")" +
203                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
204                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
205                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
206                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
207                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
208                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
209                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
210                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
211                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
212                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
213                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
214                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
215                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
216                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
217                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
218                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
219                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
220                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
221                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
222                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
223                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
224                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")" +
225                     ",(?, " + getMeasurementID() + ")";
226             PreparedStatement PP = myConn.prepareStatement(write_to_measurement);
227             PP.setInt( parameterIndex_1, array[i] );
228             PP.setInt( parameterIndex_2, array[i + 1] );
229             PP.setInt( parameterIndex_3, array[i + 2] );
230             PP.setInt( parameterIndex_4, array[i + 3] );
231             PP.setInt( parameterIndex_5, array[i + 4] );
232             PP.setInt( parameterIndex_6, array[i + 5] );
233             PP.setInt( parameterIndex_7, array[i + 6] );
234             PP.setInt( parameterIndex_8, array[i + 7] );
235             PP.setInt( parameterIndex_9, array[i + 8] );
236             PP.setInt( parameterIndex_10, array[i + 9] );
237             PP.setInt( parameterIndex_11, array[i + 10] );
238             PP.setInt( parameterIndex_12, array[i + 11] );
239             PP.setInt( parameterIndex_13, array[i + 12] );
240             PP.setInt( parameterIndex_14, array[i + 13] );
241             PP.setInt( parameterIndex_15, array[i + 14] );
242             PP.setInt( parameterIndex_16, array[i + 15] );
243             PP.setInt( parameterIndex_17, array[i + 16] );
244             PP.setInt( parameterIndex_18, array[i + 17] );
245             PP.setInt( parameterIndex_19, array[i + 18] );
246             PP.setInt( parameterIndex_20, array[i + 19] );
247             PP.setInt( parameterIndex_21, array[i + 20] );
248             PP.setInt( parameterIndex_22, array[i + 21] );
249             PP.setInt( parameterIndex_23, array[i + 22] );
250             PP.setInt( parameterIndex_24, array[i + 23] );
251             PP.setInt( parameterIndex_25, array[i + 24] );
252
253             PP.execute();
254         }
255         System.out.println("Done SQL");
256         removeConnectionSQL();
257     } catch (SQLException throwables) {
258         throwables.printStackTrace();
259         removeConnectionSQL();
260     }
261 }
```

Figure 48: skriver Målinger til databasen

Denne metode skriver målingerne til databasen. Metoden ser ikke pån ud, men den har en stor funktionalitet. Den blev først lavet som en for-løkke, der kørte alle 4000 punkter igennem.

Problemet var dog her, at der kun kunne blive overført ca. 300 målinger indenfor det brugbare tidsinterval. Dvs. at vi havde en grænse på maks 300 queries pr. interval. Dette betyder, at hvis vi overfører 25 målinger via. hver query, vil vi have mulighed for at overfører 7500 målinger i det givende tidinterval, og da vi kun skal bruge 4000 målinger pr. tidsinterval, har vi dermed lidt ekstra at give af.

```

106     //Metode der finderMeasurementId hvor CPR er et bestemt CPR, bruges i finddata på EKGScene
107     public void FindMeasureIDWhereCPRRead(String CPRString) throws IOException, SQLException {
108         int counter = 0;
109         int counter2 = 0;
110         makeConnectionSQL();
111         String findmeasurementIDFromCPR2 = "SELECT * FROM MeasurementNumber" +
112             " WHERE CPR = " + CPRString + ";";
113
114         ResultSet rs1 = myStatement.executeQuery(findmeasurementIDFromCPR2); // Finder antallet af gange der er taget en measurement på patient
115         while (rs1.next()) {
116             counter++;
117         }
118
119         //Hvis der er taget flere målinger skal, der være mulighed for at vælge hvilken man vil bruge via Date Timestamp
120         ResultSet rs2 = myStatement.executeQuery(findmeasurementIDFromCPR2);
121         if (counter > 1) {
122             while (rs2.next()) {
123                 setNumberOfMeasurementsOnSameCPR(rs2.getString(columnIndex_3), counter2); //fylder String arraylist ud med date timestamp
124                 counter2++;
125             }
126             openStage(MultipleMeasurementStage, name: "Multiple Measurements", title: "MultipleMeasurements", height: 220, width: 180);
127         } else {
128             rs2 = myStatement.executeQuery(findmeasurementIDFromCPR2);
129             rs2.next();
130             setMeasurementID(rs2.getInt(columnIndex_1));
131             Algorithm.getAlgorithmOBJ().textBox("Patient Found");
132         }
133         removeConnectionSQL();
134     }

```

Figure 49: Finder hvor ID CPR er specifikt

Denne metode starter med at tælle en counter op for det antal rækker der er. Dette gør den fordi vi gerne vil vide om patienten har fået taget en eller flere målinger. Hvis patienten kun har fået taget en måling, bliver primary key gemt og brugt til at hive patientens målinger frem senere. Hvis patienten har flere undersøgelser registreret åbnes der en ny stage, hvori patientens data timestamps bliver overført således, at man kan vælge hvilken af de registrerede undersøgelser man gerne vil have vist.

#### 5.5.3.4 Udfyldning af LineChart

LineChart er de graf gitre vi bruger til at indsætte vores punkter i. Der findes 2 metoder, der gør dette: array-metoden og ArrayList-metoden. Disse to metoder bruges i forskellige scenarier. ArrayList har den funktionalitet, at man ikke behøver at dedikere, hvor meget plads det skal fylde. Dette vil sige, at det bliver brugt når man skal fremvise gemte målinger fra databasen. Array-metoden bruges når udfyldning af lineChartet skal ske hurtigt og kontinuerligt.

```

25     private final XYChart.Series EKGserie = new XYChart.Series();
26
27     //Opsætning af Linechart, Sletter Gamle Værdier og tilføjer nye
28     @FXML
29     public void setupChart(LineChart lineChart) {
30         EKGserie.getData().clear();
31         lineChart.getData().clear();
32         EKGserie.setName("ECG");
33         lineChart.getData().add(EKGserie);
34
35     //Metode til at udfylde LineChart i intervaller, sletter gamle værdier og tilføjer nye
36     @FXML
37     public void populateChart(int[] array) {
38         EKGserie.getData().clear();
39         for (int i = 0; i < (array.length - 1); i++) {
40             EKGserie.getData().add(new XYChart.Data(i, array[i]));
41         }
42
43     //Metode til at udfylde et LineChart på en gang, sletter gamle værdier og tilføjer nye
44     @FXML
45     public void populateChartArrayList(ArrayList arrayList) {
46         EKGserie.getData().clear();
47         for (int i = 0; i < arrayList.size() - 1; i++) {
48             EKGserie.getData().add(new XYChart.Data(i, arrayList.get(i)));
49         }

```

Figure 50: Udfyldning af linechart

Først ses metoden setupChart, der sørger for at slette alt på linechartet, og gøre det klar til en ny udfyldning.

Dernæst ses populateChart metoderne der udfylder en EKSSerie, hvilket er et XYChart.Series objekt, der er tilføjet til det specifikke linechart.

#### 5.5.3.5 Håndtering af tråde

Programmet har overordnet 3 tråde:

- JavaFX-tråden
- SQL-tråden
- Serialport-tråden

Disse tre tråde skal gerne kører parallelt, men stadigvæk i den rigtige rækkefølge. Der blev eksperimenteret med et observer pattern og et producer- og consumer-pattern dog uden held, dette uddybes i diskussionen.

```

16     //Den store tråd der kører alle målinger i programmet
17     private final Thread MotherboardThread = new Thread(new Runnable() {
18         @Override
19         public void run() {
20             Platform.runLater(() -> Algorithm.getAlgorithmOBJ().setupChart(lineChart)); //Opsætter LineChart
21             SerialPortClass.getSerialPortOBJ().openPort(); //Åbner SerialPort
22             while (ThreadHandler.getShouldMyThreadBeRunning()) {
23                 SerialPortClass.getSerialPortOBJ().filter4000measurements(SerialPortClass.getSerialPortOBJ().getValueA()); //Filtrer Målinger
24                 System.out.println("Filter A");
25                 SerialPortClass.getSerialPortOBJ().setAorB(true); //Flipper Boolean
26                 Platform.runLater(platformmthread); //Får JavaFX til at køre denne tråd når den kan
27                 getSqlHandler().execute(sqlThread); //Får Executorservice til at køre denne runnable som en task
28
29
30                 //Her gentager overordnede igen, bare med en flippet boolean, og et nyt array
31                 SerialPortClass.getSerialPortOBJ().filter4000measurements(SerialPortClass.getSerialPortOBJ().getValueB());
32                 System.out.println("Filter B");
33                 SerialPortClass.getSerialPortOBJ().setAorB(false);
34                 Platform.runLater(platformmthread);
35                 getSqlHandler().execute(sqlThread);
36             }
37             SerialPortClass.getSerialPortOBJ().closePort(); //Slukker Port
38         }
39     });

```

Figure 51: Den store tråd, der kører programmet

Tråden fungere nu således, at der er en motherloadtråd, der starter de andre tråde. Denne tråd fungerer således, at den tager sine målinger, flipper en boolean og starter de andre tråde. Dette gøres uendeligt, eller indtil den overordnede boolean, der styrer den uendelig tråd bliver "false". Da det er belastende for en pc, at lave en masse nye tråde, har vi prøvet at minimere antallet af tråde oprettet, ved at lave en executorService.SingleThreadExecutor. Vi har dermed lavet en "handler", der altid eksisterer og bare udfører runnable opgaver i stedet for at lave en ny tråd hver gang. Tråden, der skal udfylde LineChart fungerer lidt på samme måde, dog bliver der kaldt Platform.runlater(), i stedet for at lave en "handler". Denne metode fungere således, at den får Platform-tråden (JavaFX tråden), til at køre den runnable der bliver givet med, så snart den kan.

På denne måde undgår vi at lave mange nye tråde hver gang.

```

12     //Metode der laver en ny tråd, hvis tråden har kørt færdig
13     @
14     public void makeNewThreadIfClosed(Thread thread) {
15         if(!thread.isAlive()){
16             Thread t = new Thread(thread);
17             t.start();
18         }

```

Figure 52: Laver nye tråde

Der er dog altid en undtagelse til overordnede, og det er, at den store tråd der har til opgave at køre de andre, vil vi gerne have til at blive oprettet som en ny tråd hver gang. Derfor overskrives den gamle tråd med en ny tråd. Denne metode bliver dog kun kaldt når der skal laves en helt ny undersøgelse. Derfor syntes vi, at det giver mening, at den skal lave en ny tråd.

#### 5.5.3.6 Puls algorimte

Når vi udregner pulsen, udregner vi egentlig et estimat på hvad pulsen ville blive, hvis de 5 sekunder vi mælte blev ganget op til 60 sekunder.

```

51     //Algoritme til at udregne BPM
52     //Registerer et punkt over 70% af max som et puls slag, men sørger for at der skal være gået minimum 220 målinger
53     //mellem registrerede pulsslag
54     public void BPMAlg(int[] array, Label bpmid) {
55         double counter = 0;
56         int lastPulsePoint = 0;
57         int seventyprocent = Arrays.stream(array).max().getAsInt();
58         for (int s = 0; s < array.length - 1; s++) {
59             if (array[s] > seventyprocent * 0.7 && (lastPulsePoint - s) <= -220) {
60                 counter++;
61                 lastPulsePoint = s;
62             }
63         }
64         setBPM(counter / 5 * 60); //Upscaler pulsslag til en estimeret BPM
65         bpmid.setText(String.valueOf(getBPM())); //Opdaterer værdien af BPM på sin label
66     }

```

Figure 53: BPM Algoritme

Algoritmen fungerer således, at vi registrerer et pulsslag, der var 70 procent af den maksimale værdi, der sammentidigt er mere end 220 målinger væk fra det sidste registrerede pulsslag. Disse 220 målinger kommer fra udregningen.

$$\frac{800 \text{ målinger}}{\left(\frac{220 \text{ BPM}}{60 \text{ Sekunder}}\right)} = 218,2 \quad (41)$$

## 5.6 Afprøvning

I dette kapitel vil der blive gennemgået nogle forskellige typer af test både blackbox og whitebox. Dette gøres da vi gerne vil teste vores program, for at vurderer om vi har udfyldt vores

kravspecifikationer. Til slut udskifter vi vores simulerede EKG-data med aktuelle målinger fra elektroder. Vi gennemgår disse afprøvninger:

- Funktionel testing
- Opgavebaseret usability testing
- Eksplorativ testing
- Unit testing
- Måling på testperson

### 5.6.1 Funktionel testing

Programmet skal kunne det her:

- Programmet skal kunne modtage målinger fra arduino via rs232.
- Programmet skal kunne gemme data i en database.
- Programmet skal kunne vise data på en graf i et passende interval.
- Programmet skal kunne beregne BPM.
- Programmet skal kunne genkalde data.

Case: Brugeren skriver et forkert CPR-nummer og burde blive stoppet af programmet. Dernæst retter brugeren sin fejl, og skriver et korrekt CPR-nr, i dette tilfælde 1234567890, da vi allerede har taget flere målinger på dette CPR-nr. Dernæst trykker brugeren start, og der forventes nu, at lineChartet og BPM-labellet, opdateres med nye værdier i 5-sekunders-intervaller. Brugeren vil nu stoppe målingen og trykke på stop knappen, her forventes der at de aktuelle målinger tages, og at programmet så stopper med at opfange målinger. Til slut går brugen ind på fanen saved data, hvor brugeren finder de målte målinger der lige er blevet taget.

Programmet burde kunne gøre dette uden problemer. Hvis programmet kan gøre dette har programmet opfyldt de funktionelle kravspecifikationer.

Programmet kunne udføre alle funktionerne. Dette kan ses på følgende link:  
[https://www.youtube.com/watch?v=cUWl3R7dbek&ab\\_channel=NargesBashir](https://www.youtube.com/watch?v=cUWl3R7dbek&ab_channel=NargesBashir)

### 5.6.2 Opgavebaseret usability testing

Vi har fundet en læge, der passer til vores persona-analyse på en læge. Vi vil udfører en usability test på personen, hvor vi giver følgende case:

Der er 2 patienter opkoblet til et EKG-apparat. Patient nr.1 og nr.2 har haft problemer og skal derfor have foretaget en EKG-undersøgelse. Vi ønsker derfor at lave en undersøgelse på patienterne. Efter undersøgelsen vil vi gerne have vist hele undersøgelsen på en graf, Patient nr.1 er blevet undersøgt førhen og patient nr.2 er ikke blevet undersøgt. Vi vil gerne have fremvist den nye undersøgelse først.

Som udgangspunkt vil lægen ikke blive hjulpet med orienteringen eller brugen af programmet. Dog bliver denne afprøvning over zoom, så derfor vil det medføre en fejlkilde, da vi kontrollere musen og ikke lægen selv.

Formålet med denne opgave er, at afprøve hvor stor brugervenlighed vores program har:

- Task completion rate
- Task completion time

- Error Rate
- Satisfaction
- Learnability

Opgaverne blev udført stille og roligt, der blev dog observeret, at det ikke er smart, at man skal trykke Enter, for at gemme CPR-nummeret. Derfor bliver den funktion placeret i startknappen. Udover det var mængden af knapper man skulle trykke på ikke for meget, dog måske lige lidt for mange i den forkerte ende. Ventetiden når man skulle hente data frem fra databasen, tog også lidt lang tid, hvis man tog rigtig mange målinger, dette er dog kun et midlertidigt problem. For at optimere programmet kunne man nedsætte antallet af knapper, samt optimere algoritmen til at udfylde lineChart eller give brugeren mulighed for at vælge hvilket interval man gerne vil have vist resultatet i.

**Opsamling:** Programmet havde en god Task completion rate, dog kunne completion time nedsættes en smule. Der opstod små irrelevante fejl, som lægen selv løste. Completion time og error rate blev dog alvorligt nedsat, da lægen skulle opsamle data fra patient nr.2. Ud fra denne observation, vil vi mene at programmet har en høj learnability.

### 5.6.3 Eksplorativ testing

Under dette afsnit vil der blive lavet stikprøver på programmet for at finde eventuelle fejl. Dette step indgår under Whitebox, og gruppen har søgt hjælp fra Naveed Iman Shaah, da han ikke var et medlem af gruppen og vi gerne vil undgå at skabe en confirmation bias. Vi fandt disse fejl:

- Der blev fundet at Linechart, ikke altid blev clearet ordentligt, når man startede en ny måling. Derfor blev der indsats et quick fix der sørgerede lineChartsne blev clearet hver gang man trykkede start.
- Der blev fundet, at man ikke kunne skifte faner, uden at vente til motherloadthread var kørt færdig, uden at få en masse fejl. Her blev løsningen at sørge for at tråden blev stoppet når man skiftede faner, og at serialporten blev lukket ordentligt.
- SQL CPR eksisterede som en integer, og da integer har en maks værdi på 2147483647, ville CPR numre over dette ikke kunne fungere pga. Integer overflow. Derfor blev dette nu skiftet til en Varchar(10).
- Der blev vist BPM fra sidste måling, når man skiftede tilbage til realtime måling scenen fra saved data scenen.
- Der blev fundet at man kunne trykke ok, ved databaselogin scenen, der åbner EKG flere gange. Problemet her var, at hvis man åbner en ny EKG scene efter at man har trykket start måling, vil tråden stadig køre, men Linechart objektet forsvinder og man åbner en ny EKG scene med et nyt linechart. Her blev løsningen at Databaselogin lukkede af sig selv efter at man havde trykket på ok knappen.

### 5.6.4 Unit testing

Under unittestning bliver der test på at programmets units kan disse dele:

- Åbningen af serialporten
- Lukningen af serialporten
- Læse målinger fra serialporten
- Filtreringen af dataen fra serialporten
- Lave en patient i databasen

- Læse fra databasen
- Skrive til databasen
- Om vi kan håndterer tråde

Unit test laves i testklasser i intelliJ med Junit5. Testene kan ses i github, og herunder er et screendump af at testene blev bestået. Formålet med disse test var, at afprøve om programmets enkelte dele virkede for sig selv.

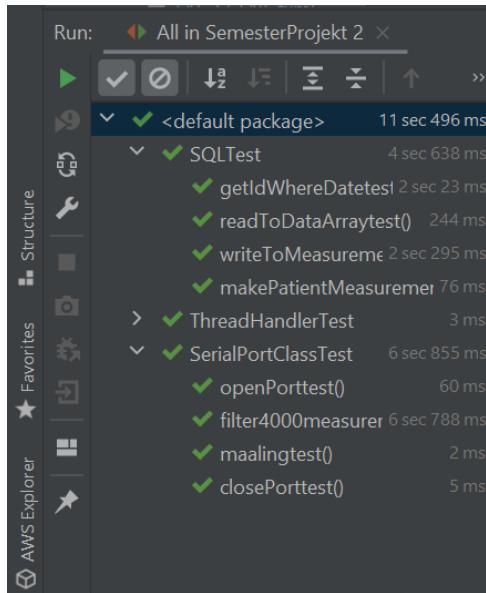


Figure 54: Unit test bestået

### 5.6.5 Test af EKG-forstærker med elektroder

Under afprøvning med elektroder, blev der opdaget, at BPM er en grov estimation med en oplosning i 12. Dette er ikke blevet opdaget før, da vi haft den samme simulation af data. Udover dette blev data overført til databasen og den grafiske brugerflade som den skulle og vi kunne konkludere, at der kunne vises et EKG.

Problemet med at fylde linechart ud med alle de gemte data fra databasen, var dog mere prævalent. Vi måtte indse, at mængden af data, der bliver overført på samme tid til fremvisning på linechart, simpelthen var for meget.

Vi opstilte målingerne således:



Figure 55: Testperson

Her sad RA på det højre kraveben, LA sad på spina iliaca anterior superior (SIAS) og til slut RL posteriort på malleous medialis. Disse placeringer gav resultater således:



Figure 56: Eksempel 1

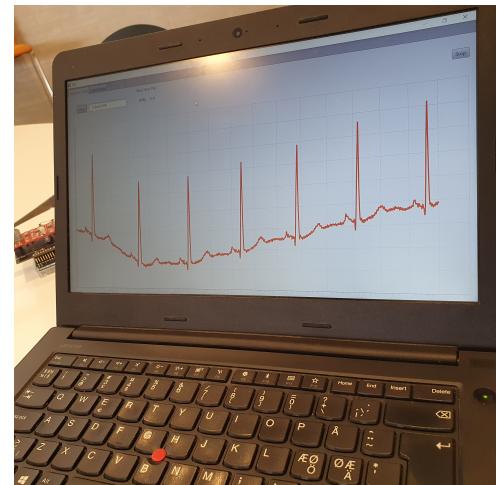


Figure 57: Eksempel 2

Vi afprøvede derudover, at sno ledningen fra en stikdåse, omkring vores testperson. Dette gjorde vi da det ville øge støjen markant, dette så således ud i vores program:

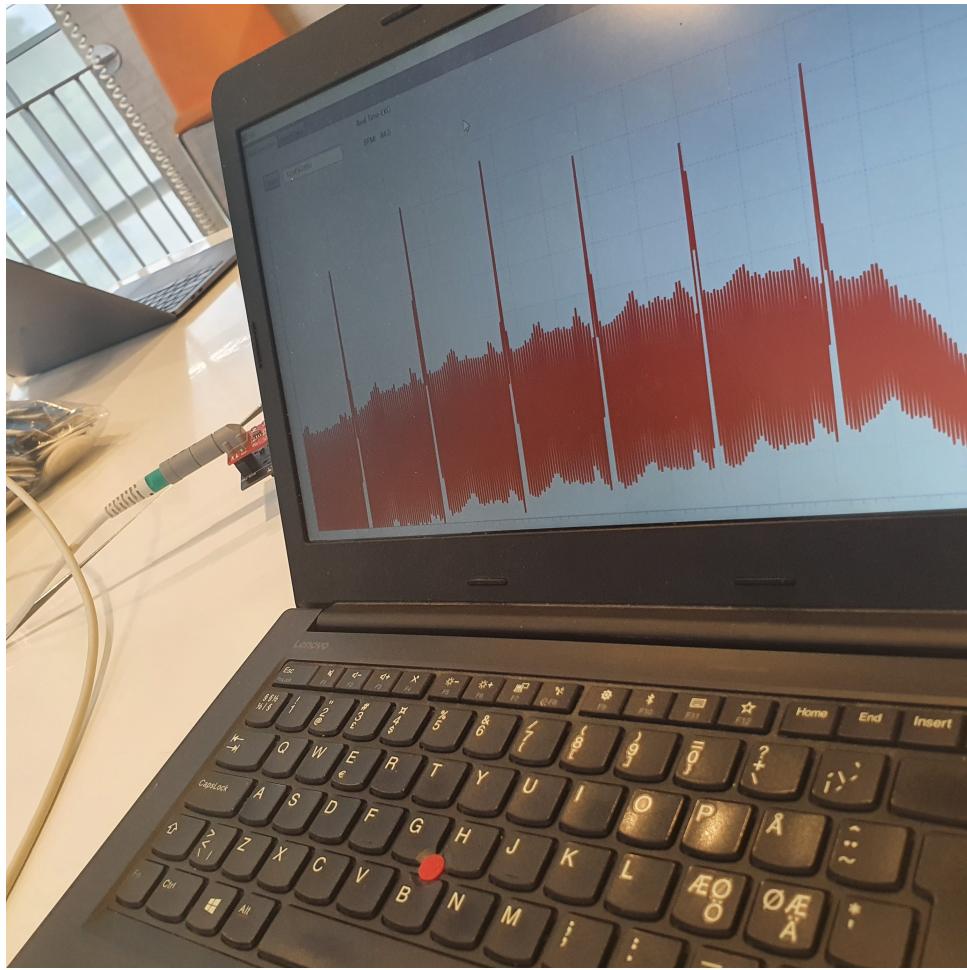


Figure 58: Støj fra lysnet

## 5.7 Diskussion

Under dette kapitel vil vi diskutere hvorfor og hvordan vi har indstillet programmet som vi har gjort og hvorfor vi har foretaget valg, der kunne havde været anderledes.

- Baudrate
- ThreadSleep
- Implementering af observer pattern og Serial port
- Graf akser

### 5.7.1 Baudrate

For at vælge den rigtige baudrate skal vi overveje hvor mange bit der skal blive overført i sekundet. Derfor skulle vi først vurdere hvor meget vi skulle sample med i sekundet. Vi havde et simuleret EKG, med 3600 datapunkter på en periode af 10 sekunder. dvs. at ifølge Nyquist Sampling [31] er en sampling tilstrækkelig, det dobbelte, derved ville en sampling rate på

$$360 \cdot 2 = 720 \quad (42)$$

være tilstrækkelig, vi runder dog op til 800 samples per sekund, fordi det er nemmere at regne med. Når vi har vores samplingrate skal vi bruge viden om rs-232 kommunikationen imellem arduino og Serialporten, samt vide hvor mange symboler vi overfører per måling.

Arduinoes rs-232 kommunikation sender 1 startbit, 8 databits og 1 stopbit per symbol og da vi maksimalt kan have en 4 cifret måling og et skille symbol. kan vi udregne vores minimale baudrate til:

$$10 \cdot 5 \cdot 800 = 40.000 \quad (43)$$

Problemet her er at der ikke findes en baudrate på 40.000, men det løser vi ved at runde op til 57600. Når man vælger sin baudrate, vil man altid runde op eller afprøve den højeste baudrate, for at finde den højeste baudrate hvor støjen stadigvæk er acceptabel, dette gøres fordi en højere baudrate vil resultere i en hurtigere dataoverførsel, men samtidigt også mere støj.

### 5.7.2 ThreadSleep

Under vores filteringen af data, har vi indsat en threadsleep, for at undgå at tage målinger konstant, når der ikke er målinger, og optimere læsningen fra serialporten, da vi har mulighed for at fyldе serialport bufferen op. Vi har undersøgt hvor stor bufferen er, og fundet ud af at en SerialPort buffer på en usb port normalt er 16 bytes, og at arduinoen har en serialport buffer på 64 bytes. Ud fra denne information har vi skrevet et arduino program, der kører 1-4000 igennem så sammenlignelig med vores normale arduinokode som muligt, for at kontrollere hvilken værdi af threadsleep der er optimal. Dette afprøvede vi nu, resultatet ses i tabellen herunder:

	0ms	15ms	60ms	80ms	100ms	120ms
1	745	183	40	27	24	18
2	737	131	40	15	23	24
3	757	167	40	27	18	50

Table 1: Antal mistede målinger ved f.eks. threadsleep værdier

Vi valgte her at sætte værdien af thread.sleep på 100ms, da det var den bedste værdi af de afprøvede værdier. Hvis man ender i en situation hvor programmet skal bruges på en component, der ikke er opkoblet til en arduino, eller ingen serialport buffer har, skal denne afprøvning gentages.

### 5.7.3 Implementering af observer pattern og Serial Port

I løbet af uge 1 og 2 er der arbejdet med at implementere Observer Pattern ud fra IT undervisers eksempler, og få serielpunkt funktionen til at virke. Afprøvningen viste, at vi kunne få serialporten ELLER Observer Pattern til at fungere, som tråden - dvs. enten eller. Da vi forsøgte at sætte de 2 ting sammen, virkede det ikke efter hensigten, og vi er nået frem til en mellemvej nu, der består i at vi fra *Threads* klassen har flettet Algorithm klassen ind. Algorithm klassen har den fordel, at det implementerer Observer Pattern, vi har bare ikke dokumenteret det. Den gør det ved at bruge Static metode til at returnere et objekt af sig selv, som andre kan opdatere løbende. Det bruges i et LineChart-objekt, som løbende får kaldt *getData.clear()* for at rydde sine data - og herefter opdateret med *getData.add(EKGserie)*, så der bliver løbende tilføjet.

### 5.7.4 Graf akser

Vi har valgt at graferne ikke skal have nogle målinger, da vores research af lignende produkter, heller ingen aksenavne har. Vi har valgt at følge deres eksempler, da vi også mener, at disse værdier er en smule ligegyldige. Man skal altid huske, at formålet er at behandle patienten og ikke et EKG.

### **5.7.5 Delkonklusion IT**

Vi kan hermed konkludere at programmets funktioner opfylder projektets kravsspecifikationer, dog kan programmet stadigvæk godt blive optimeret i forhold til brugervenligheden. Vi observerede, i den opgavebaserede usability test, at man ved at nedsætte antallet af tryk og optimere algoritmen, der viser værdierne på LineChart, ville hæve brugervenligheden.

Ved afprøvning af elektroderne var det muligt at se en velfungerende EKG-graf og en rimelig puls på 72 slag/min. Vi kom dog frem til at BPM-algoritmen godt kunne optimeres.

# 6 Diskussion

I dette kapitel vil vi diskutere projektets dele og gennemgå følgende:

- Har vi levet op til projektkravene
- Samarbejdet
  - Arbejdsfordelingen
  - Dobbeltarbejde og møder
- Hvad vi tager med til næste projekt

## 6.1 Har vi levet op til projektkravene

I dette projekt skulle vi forklare hjertets elektrofysiologi, hvor vi herunder skulle komme ind på hjertesygdomme, medikamenter samt elektrolytforstyrrelsers indvirkning på hjertets elektrofisiologiske signaler. Derudover skulle der opbygges et program, der kunne foretage en EKG-måling, gemme data i SQL og vise en EKG-graf på vores brugergrænseflade. Endvidere skulle vi have lavet, et arduinoprogram, der skulle kunne håndtere A/D konvertering samt redegøre for EKG og udføre et forsøg. Vi har opfyldt alle projektkrav. I samarbejde med en vejleder har vi valgt, hvor dybdegående de forskellige dele af projekt skulle være. I forhold til bilag har vi valgt blot at tilføje en mappe inde på Github med navnet Bilag, hvor alle bilag er samlet for dermed ikke at skulle bruge unødvendig tid på at omdanne hvert enkelt bilag til en pdf-fil og derefter tilføje den til den endelige aflevering.

## 6.2 Samarbejde

Samarbejdet i gruppen har været velfungerende. Vi har været gode til at holde tidsplanen og få lavet det arbejde vi hver blev tildelt. Vi har endvidere været gode til at forklare hinanden det vi har skrevet om individuelt. Dette var til gavn for os alle, da det bidrog til læring indenfor de andre gruppemedlemmers primære ansvarsområder og dermed sikrede, at alle gruppemedlemmer blev sat ind i alle dele af projektet.

Det vi kunne havde gjort bedre i projektet var, at kommunikere mht. hvis man gik i gang med et nyt afsnit, her ville vi have undgået dobbeltarbejde. Dette bliver beskrevet nærmere under punktet ”Dobbeltarbejde og møder”.

### 6.2.1 Arbejdsfordeling

Vi har opdelt arbejdsopgaverne således, at man har arbejdet med det man var mest kompetent med. Dette fungerede rigtig godt, da vi på denne måde fik lavet en stor mængde kvalitetsarbejde på kort tid. Problemet ved denne metode var, at når vi hver især begyndte at have travlt forsvandt samarbejdet en smule. Planen var nemlig i starten, at vi primært skulle have et ansvarsområde og så rotere rundt imellem alle opgaverne, og der må vi konkludere, at det var en for optimistisk tilgang, da vi til slut var nødsaget til primært at fokusere på egne ansvarsområder pga. tidsmangel.

### 6.2.2 Dobbeltarbejde og møder

I gruppen kunne samarbejdet forbedres hvis vi havde kommunikeret mere med hinanden. Der opstod nogle situationer, hvor der blev lavet dobbeltarbejde. Dette skyldes bl.a. også, at vi ikke skrev i et fælles dokument som alle havde adgang til. I starten af projektet blev der holdt

møder løbende, primært om morgenen, for at få et overblik over hvor langt vi var nået samt hvad der skulle nåes. I slutningen af projektet blev der ikke afholdt lige så mange møder, hvilket bl.a. medførte, at der blev lavet dobbeltarbejde.

### 6.3 Hvad tager vi med til næste projekt

Forbedringer til næste gang er, at der skal skrives i et fællesdokument fra start så alle i gruppen har mulighed for at se, hvad de andre gruppemedlemmer arbejder med.

## 7 Konklusion

Vi kan konkludere, at vi har redegjort for den sundhedsfaglige baggrund for et EKG og grænsefladen mellem EKG-forstærkeren og kroppen. Vi har undersøgt, hvordan ændringer i elektrolytbalancen og medikamenter påvirker hjertets ledningssystem, samt beskrevet nogle non-kardiologiske og kardiologiske sygdomme og hvordan disse ses på et EKG. Vi har afprøvet vores EKG-forstærker og undersøgt om den i praksis stemte overens med teorien, samt konkluderet, at det ikke var muligt at genskabe Driven-right-leg forbindelsen. Vi undersøgte derefter om vores komponent overholdte reglerne for patientsikkerhed, hvilket den gjorde. Vi har konstrueret et program, der opfylder alle de funktionelle og non-funktionelle kravspecifikationer oplyst af projektgiver. Vi har dog observeret, at programmet stadigvæk kan optimeres i forhold til brugervenligheden og hastigheden. Efter afprøvning af EKG-måleren uden simuleret værdier men med data fra en testperson med påsatte elektroder kan vi konkludere, systemet også virker her.

## References

- [1] *Antidepressiva - Information Til Sundhedsfaglige - Medicin.Dk.* <https://pro.medicin.dk/laegemiddel>
- [2] *Arduino - HomePage.* <https://www.arduino.cc/en/Reference/SPISettings>.
- [3] Diana Astrup Nielsen, Thea Qvist Hjørnholm, and Peter Stray Jørgensen. *Det gode bachelorprojekt i sundhedsuddannelserne: håndbog i opgaveskrivning og metode.* Danish. Frederiksberg: Samfundslitteratur, 2019. ISBN: 978-87-593-1185-1.
- [4] Rafaela Bagur and György Hajnóczky. “Intracellular Ca<sup>2+</sup> Sensing: Role in Calcium Homeostasis and Signaling”. In: *Molecular cell* 66.6 (June 2017), pp. 780–788. ISSN: 1097-2765. DOI: 10.1016/j.molcel.2017.05.028.
- [5] Scott R. Beach et al. “Meta-Analysis of Selective Serotonin Reuptake Inhibitor-Associated QTc Prolongation”. eng. In: *The Journal of Clinical Psychiatry* 75.5 (May 2014), e441–449. ISSN: 1555-2101. DOI: 10.4088/JCP.13r08672.
- [6] *Biopotentialer\_mm - 62453 Semester Project 2 Healthcare Technology Jun 21.* <https://learn.inside.csu.edu/>
- [7] Walter F. Boron and Emile L. Boulpaep, eds. *Medical Physiology*. Third edition. Philadelphia, PA: Elsevier, 2017. ISBN: 978-1-4557-4377-3 978-0-323-42796-8 978-0-323-31973-7.
- [8] *Dermis (læderhud).* da-DK.
- [9] Deborah B Diercks et al. “Electrocardiographic Manifestations: Electrolyte Abnormalities”. en. In: *The Journal of Emergency Medicine* 27.2 (Aug. 2004), pp. 153–160. ISSN: 0736-4679. DOI: 10.1016/j.jemermed.2004.04.006.
- [10] *ECG — Conductive Gel.* en. <https://www.dermedics-asia.com/medical-gels/ecg-dermedics-gel>.
- [11] *EKG-Elektroder, Placering - Patienthåndbogen På Sundhed.Dk.* <https://www.sundhed.dk/borger/og-blodkar/illustrationer/tegning/placering-af-ekg-elektroder/>.
- [12] *Electrode Properties - Gel and Adhesive — BIOPAC.* en-US.
- [13] *Epidermis (overhud).* da-DK.
- [14] Oluf Falkenberg Nielsen and Mette Juel Bojsen-Møller. *Anatomi og fysiologi*. Danish. Kbh.: Munksgaard, 2019. ISBN: 978-87-628-1843-9.
- [15] *FIG. 1. Placement of the 10 Electrodes to Obtain the 12-Lead...* en. [https://www.researchgate.net/publication/321100678/FIG\\_1\\_Placement\\_of\\_the\\_10\\_Electrodes\\_to\\_Obtain\\_the\\_12-Lead-Electrocardiogram-ECG-A\\_fig1\\_12415852](https://www.researchgate.net/publication/321100678/FIG_1_Placement_of_the_10_Electrodes_to_Obtain_the_12-Lead-Electrocardiogram-ECG-A_fig1_12415852).
- [16] Anna Garcia-Elias and Begoña Benito. “Ion Channel Disorders and Sudden Cardiac Death”. In: *International Journal of Molecular Sciences* 19.3 (Feb. 2018). ISSN: 1422-0067. DOI: 10.3390/ijms19030692.
- [17] Samuel Grodofsky et al. “The QTc Effect of Low-Dose Methadone for Chronic Pain: A Prospective Pilot Study”. eng. In: *Pain Medicine (Malden, Mass.)* 16.6 (June 2015), pp. 1112–1121. ISSN: 1526-4637. DOI: 10.1111/pme.12658.
- [18] John R Hampton. *EKG - let at se.* Danish. Kbh.: Munksgaard Danmark, 2014. ISBN: 978-87-628-0993-2.
- [19] Egil Haug, Olav Sand, and Øystein V Sjaastad. *Menneskets fysiologi*. Danish. Kbh.: Gad, 2005. ISBN: 978-87-12-02229-9.
- [20] *Hjertets anatomi.* da-DK.

- [21] *Hjertets Elektriske System - Patienthåndbogen På Sundhed.Dk.* <https://www.sundhed.dk/borger/forlængelse-og-blodkar/om-hjerte-og-blodaarer/hjertets-elektriske-system/>.
- [22] *Hypercalcæmi - Lægehåndbogen På Sundhed.Dk.* <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehandbogen/om-tegn/hypercalcaemi/>.
- [23] *Hypocalcæmi - Lægehåndbogen På Sundhed.Dk.* <https://www.sundhed.dk/sundhedsfaglig/laegehandbogen/om-tegn/hypocalcaemi/>.
- [24] D. Jennings, ed. *Introduction to Medical Electronics Applications*. London ; Boston : Boston: E. Arnold ; Distributed in the USA by Little, Brown, 1995. ISBN: 978-0-340-61457-0.
- [25] Sarper Kara et al. “The Electrical Characteristics of Electroconductive Gels Used in Biomedical Applications”. In: *2017 Medical Technologies National Congress (TIPTEKNO)*. Oct. 2017, pp. 1–4. DOI: [10.1109/TIPTEKNO.2017.8238129](https://doi.org/10.1109/TIPTEKNO.2017.8238129).
- [26] Christoph Klivinyi and Helmar Bornemann-Cimenti. “Pain Medication and Long QT Syndrome”. In: *The Korean Journal of Pain* 31.1 (Jan. 2018), pp. 3–9. ISSN: 2005-9159. DOI: [10.3344/kjp.2018.31.1.3](https://doi.org/10.3344/kjp.2018.31.1.3).
- [27] Philip J. Leisy et al. “ECG-Based Signal Analysis Technologies for Evaluating Patients with Acute Coronary Syndrome: A Systematic Review”. eng. In: *Journal of Electrocardiology* 46.2 (2013 Mar-Apr), pp. 92–97. ISSN: 1532-8430. DOI: [10.1016/j.jelectrocard.2012.11.010](https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2012.11.010).
- [28] *Medikamentelt Forlænget QT-Interval - Information Til Sundhedsfaglige - Medicin.Dk.* <https://pro.medicin.dk/laegemiddelgrupper/grupper/318345>.
- [29] *Methadon - Information Til Sundhedsfaglige - Medicin.Dk.* <https://pro.medicin.dk/Medicin/Indholdsliste/medikamentet-methadon>.
- [30] Peter Nagele et al. “Postoperative QT Interval Prolongation in Patients Undergoing Noncardiac Surgery under General Anesthesia”. eng. In: *Anesthesiology* 117.2 (Aug. 2012), pp. 321–328. ISSN: 1528-1175. DOI: [10.1097/ALN.0b013e31825e6eb3](https://doi.org/10.1097/ALN.0b013e31825e6eb3).
- [31] *Nyquist-Shannon Sampling Theorem - HomePage*.
- [32] *PubMed*. en. <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/>.
- [33] *Region Sjællands Dokumentportal*. <http://dok.regionsjaelland.dk/view.aspx?DokID=381773>.
- [34] Michel F. Rossier. “T-Type Calcium Channel: A Privileged Gate for Calcium Entry and Control of Adrenal Steroidogenesis”. In: *Frontiers in Endocrinology* 7 (May 2016). ISSN: 1664-2392. DOI: [10.3389/fendo.2016.00043](https://doi.org/10.3389/fendo.2016.00043).
- [35] Olav Sand et al. *Menneskets anatomi og fysiologi*. Danish. Kbh.: Gad, 2008. ISBN: 978-87-12-04298-3.
- [36] Bente Schibye and Klaus Klausen. *Menneskets fysiologi: hvile og arbejde*. Danish. Kbh.: FADL, 2012. ISBN: 978-87-7749-613-4.
- [37] Svend Schulze and Torben Schroeder. *Basisbog i sygdomslære*. Danish. Kbh.: Munksgaard Danmark, 2013. ISBN: 978-87-628-0880-5.
- [38] “Serial Peripheral Interface”. en. In: *Wikipedia* (June 2021).
- [39] *Subcutis (underhud)*. da-DK.
- [40] Pierre Taboulet. *Torsade de pointes*. fr-FR. Nov. 2019.

- [41] Rajesh R. Tampi et al. “Citalopram, QTc Prolongation, and Torsades de Pointes”. eng. In: *Psychosomatics* 56.1 (2015 Jan-Feb), pp. 36–43. ISSN: 1545-7206. DOI: 10.1016/j.psym.2014.09.002.
- [42] A. Webster, W. Brady, and F. Morris. “Recognising Signs of Danger: ECG Changes Resulting from an Abnormal Serum Potassium Concentration”. eng. In: *Emergency medicine journal: EMJ* 19.1 (Jan. 2002), pp. 74–77. ISSN: 1472-0205. DOI: 10.1136/emj.19.1.74.
- [43] John G. Webster and John W. Clark, eds. *Medical Instrumentation: Application and Design*. 3rd ed. New York: Wiley, 1998. ISBN: 978-0-471-15368-9.