

2014•2015
FACULTEIT INDUSTRIËLE INGENIEURSWETENSCHAPPEN
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterproef

Real-time monitoring van fysiologische en contextuele data

Promotor :
ing. Luc COENEGRACHT

Promotor :
Prof. dr. LARS GRIETEN

Bart Suelze

Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Gezamenlijke opleiding Universiteit Hasselt en KU Leuven

2014•2015
Faculteit Industriële
ingenieurswetenschappen
master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT

Masterproef

Real-time monitoring van fysiologische en contextuele
data

Promotor :
ing. Luc COENEGRACHT

Promotor :
Prof. dr. LARS GRIETEN

Bart Suelze

*Scriptie ingediend tot het behalen van de graad van master in de industriële
wetenschappen: elektronica-ICT*

Voorwoord

Deze masterproef leunt zeer sterk aan met vele vakken die zich standaard in het pakket van het masterjaar van de richting elektronica-ICT bevinden. Hierdoor was het mogelijk om deze vakken te combineren en als een uitbreiding te zien van de masterproef. Op deze manier heeft mijn hele jaar in het teken gestaan van het elektrocardiogram, dit heeft zeker bijgedragen tot een goed eindresultaat.

Door een eerdere goede samenwerking met externe promotor prof. dr. Lars Grieten was de keuze om een project te doen voor het ziekenhuis Oost-Limburg meer evident. Ook is het enthousiasme van Lars en zijn manier van werken een enorme motivatie. De werkomgeving die hij ons ter beschikking stelt bestaat uit één ruimte met verschillende studenten met andere technische achtergronden. Het delen van informatie en kennis wordt zo vanzelfsprekend en staat garant voor een vlotte vooruitgang. Tevens wil ik ook prof. dr. Pieter Vandervoort bedanken, dankzij zijn deskundigheid in het medische aspect kon hij professioneel en kritisch oordelen over de bekomen resultaten en zo een extra push geven om het resultaat nog te verbeteren. Ook dank ik mijn interne promotor ing. Luc Coenegracht om mij bij te staan met raad en daad doorheen de hele masterproef. Ik bedank ook collega informatica en partner in dit project Thomas Reyskens.

Ik heb zeker ook nog wat leraren te bedanken. Ik bedank dr. Kris Aerts om mij bij te staan bij al mijn php en html problemen. Ook dank ik prof. dr. ing. Bart Vanrumste om zijn visie te delen in welke de beste filters zijn om te gebruiken. En “last but not least” prof. dr. Jan Genoe, hij is naast een leerkracht ook een medewerker van Imec en heeft mij perfect kunnen tonen hoe ik de Imec sensor juist moest gebruiken.

Deze masterproef heeft mijn niveau van programmeren tot nieuwe hoogtes gebracht. Het ontwikkelen van applicaties is een tweede aard voor mij geworden en ik heb het belang ingezien van het goede gestructureerde signaalanalyse. Ook besef ik nu wat het vergt voor een applicatie CE gekeurd wordt. Het was een leerrijke ervaring met veel ups and downs. Daar bedank ik het ziekenhuis Oost-Limburg en de U Hasselt om deze masterproef waar te maken.

Tot slot zou ik mijn familie en vrienden willen bedanken. Zij waren naast een sterke emotionele steun ook bereid om mijn masterproef volledig na te lezen.

Inhoudsopgave

Voorwoord	I
Figurenlijst	V
Lijst van tabellen.....	VII
Lijst van grafieken.....	VII
Afkortingen.....	VII
Abstract (Nederlands)	IX
Abstract (Engels).....	XI
1. Inleiding	1
1.1. Situering	1
1.2. Probleemstelling.....	2
2. Literatuurstudie	5
2.1. Het elektrocardiogram (ECG)	5
2.2. Fysiek meten van het ECG-sigitaal.....	7
2.2.1. Introductie.....	7
2.2.2. Driehoek van Einthoven	7
2.3. Storingsbronnen op het ECG-sigitaal.....	9
2.3.1. Introductie	9
2.3.2. Netspanningruis	10
2.3.3. Verschuiving van de basislijn.....	10
2.3.4. Bewegingsartefacten.....	11
2.4. Digitale signaalverwerking (DSP).....	11
2.4.1. Introductie	11
2.4.2. QRS detectie	12
2.4.2.1. Power spectrum	12
2.4.2.2. Pan-Tompkins algoritme	13
2.5. Photoplethysmography (PPG)	19
2.5.1. Introductie	19
2.5.2. Principe.....	19
2.5.3. Reflecterend	20
2.5.4. Transmissie	20
2.6. ECG vs. PPG.....	21
2.7. Internet protocollen	22
2.7.1. Introductie	22

2.7.2.	Transmissie controle protocol.....	22
2.7.3.	User Datagram protocol.....	23
2.7.4.	TCP vs. UDP.....	24
3.	Materialen en methoden	25
3.1.	Opstelling.....	25
3.2.	ECG-sensor	27
3.3.	Android applicatie	29
3.3.1.	Bluetooth Low Energy (BLE) Protocol.....	29
3.3.2.	Applicatie opbouw versie 1: <i>streaming</i> via TCP	33
3.3.3.	Applicatie opbouw versie 2: streamen via UDP	37
3.4.	GPS data en extra mobiele gegevens.....	41
3.5.	PPG-sensor	42
4.	Resultaten en discussie	43
4.1.	Verloren UDP data en pakketen.....	43
	ECG packet	45
4.2.	ECG vs. PPG.....	50
4.3.	Finale applicatie.....	54
4.4.	Finale online portaal.....	56
4.5.	“Genk loopt”	57
5.	Conclusie	59
5.1.	Systeem	59
5.2.	Werking	59
6.	Reflectie.....	61
7.	Bibliografie.....	63

Figurenlijst

Figuur 1: Interface waarop zes ECG's te zien zijn [1].....	2
Figuur 2:Theoretisch ECG [1].....	5
Figuur 3: Hartstroom verloop [1]	5
Figuur 4: Driehoek van Einthoven [1].....	7
Figuur 5: Driehoek van Einthoven en desbetreffende ECG-signalen [1].....	8
Figuur 6: Elektroden locaties van de unipolaire afleidingen [4].....	8
Figuur 7: 12-afleidingen-ECG met hun locatie t.o.v. het hart en hun desbetreffende ECG signalen. [3]9	
Figuur 9: ECG-signaal met basislijn verschuiving	10
Figuur 8: ECG-signaal met 50 Hz storingsbron [1].....	10
Figuur 10: ECG-signaal met bewegingsartefacten [1]	11
Figuur 11: Power spectrum [5].....	12
Figuur 12: amplitude response en fase diagram van de hoogdoorlaat filter [5]	14
Figuur 13: ECG signaal met afgezwakte T-golf [5].....	14
Figuur 14: Amplitude respons en fase diagram van de laagdoorlaat filter [5]	15
Figuur 15: Amplitude response van de bandpass filter [5]	16
Figuur 16: Totaal gefilterd ECG signaal [5]	17
Figuur 17: Filter stages van het QRS detectie algoritme, $z(n)$ is het tijdgemiddelde signaal, $y(n)$ is het gefilterde signaal en $x(n)$ is de eerste afgeleide van het signaal [5]	18
Figuur 18: Signaal stages in het QRS detectie algoritme gebaseerd op differentiatie. (a) originele ECG. (b) vloeiende eerste afgeleide. (c) Vloeiende tweede afgeleide. (d) vloeiende som van (b) en (c). (e) blokgolf uitkomst voor elk QRS complex. [5]	18
Figuur 19: a) onderste aders van de vingertop, b) bovenste aders van de vingertop [7].....	19
Figuur 20: Reflecterende PPG-sensor [6]	20
Figuur 21: Transmissie PPG-sensor [8]	20
Figuur 22: ECG grafiek vergeleken met PPG grafiek [9]	21
Figuur 23: TCP connectie opbouw [11]	22
Figuur 24: TCP header [12].....	23
Figuur 25: UDP header [12].....	23
Figuur 26: Opstelling	25
Figuur 27: Patient met ECG-sensor op borstkast	26
Figuur 28: <i>Wearable smartphone</i>	26
Figuur 29: BLE ECG sensor demo kit van Imec. [13].....	28
Figuur 30: Gebruik en locaties van de ECG-sensor op het lichaam. [13]	28
Figuur 31: Hiërarchie van het GATT profiel. [14]	29
Figuur 32: Interne hiërarchie van de Imec-sensor	30
Figuur 33: Flowchart van eerste versie van de applicatie	33
Figuur 34: Hoofdscherm van de applicatie tijdens een meting	35
Figuur 35: Applicatie opbouw v2.....	38
Figuur 36: Lay-out van de Mio Alpha [16]	42
Figuur 37: map met proximus masten	46
Figuur 38: De beschikbaarheid van de proximus masten	47
Figuur 39: Opstopping van data in de proximus masten	48
Figuur 40: Het falen van de data opbouw in de proximus masten	48
Figuur 41: Data verliezen in de proximus masten.....	49

Figuur 42: Gemeten hartslagen van de ECG-sensor(Tbone) en van de PPG-sensor(Alpha Mio) van dezelfde loper.....	50
Figuur 43: Snelheid van een loper.....	51
Figuur 44: Bland-Altman plot	53
Figuur 45: Werking en lay-out van de finale applicatie.....	54
Figuur 46: Online portaal om real-time 4 patiënten op te volgen	56
Figuur 47: Google maps waarop gebruikers gevolgd worden.....	57
Figuur 48: Cover van reportage TV Limburg	58
Figuur 49: Screenshot uit reportage TV Limburg	58

Lijst van tabellen

Tabel 1: TCP vs. UDP	24
Tabel 2: bytegetallen voor de "enable service" [15]	30
Tabel 3: ECG pakket [15]	31
Tabel 4: Acceleratie pakket [15]	31
Tabel 5: Ontvangen en opgeslagen contextuele data uit de smartphone	44
Tabel 6: Correlatie resultaten.....	51
Tabel 7: Regressie resultaten	52

Lijst van grafieken

Grafiek 1: Gemeten ECG-sigitaal met zware bluetooth verliezen	36
Grafiek 2: Gemeten ECG-sigitaal met zo goed als geen bluetooth verlies	39
Grafiek 3: Opgeslagen ECG-data op de smartphone.....	43
Grafiek 4: Opgeslagen ECG-data op de server	44
Grafiek 5: Gemeten en gefilterde ECG-sigitaal.....	55

Afkortingen

ECG: Elektrocardiogram

BLE: Bluetooth Low Energy

PPG: Photoplethysmography

TCP: Transmissie controle protocol

UDP: User Datagram protocol

SDK: Software Development Kit

UI: User Interface

Abstract (Nederlands)

Bart Suelze

Faculteit Industriële Ingenieurswetenschappen, Universiteit Hasselt,
Agoralaan Gebouw H, B-3590 Diepenbeek, België

De laatste jaren is de term “Mobile Health” een sterk groeiend concept geworden. Hoewel het ook perfect in de industrie kan toegepast worden, heeft het voornamelijk zijn weg gevonden in de medische sector. De mobile phone is een belangrijk knooppunt geworden tussen patiënten en medici. Het geeft de patiënt van vandaag de tool om zijn gezondheid zelf op te volgen.

Dit project beoogt een smartphone- gebaseerd, draagbaar, diagnostisch systeem dat eindgebruikers de mogelijkheid geeft om zelf hun elektrocardiogram (ECG) en hartritme te monitoren. Dit maakt het mogelijk voor experts om het ECG en hartritme real-time mee te volgen of de gegevens op te halen voor latere analyse.

Dit systeem zal draaien rond het ontwikkelen van een applicatie die via Bluetooth Low Energy connectie maakt met een ECG-sensor die ter beschikking is gesteld door IMEC. Deze app is verantwoordelijk voor het onderhouden van een stabiele connectie met de ECG-sensor en het toepassen van alle vereiste filter technieken die nodig zijn om het QRS-complex over te houden uit het signaal. Verder is de app ook verantwoordelijk voor het opslaan van al deze ECG gegevens in een online database via het nu beschikbare 4G netwerk. Het evenement “Genk loopt”, op 4 mei, zal perfect zijn om het systeem te testen. Dit is een loopevenement georganiseerd door het ZOL voor jong en oud, dus veel potentiële vrijwilligers. Een open ruimte voor een goed en sterk 4G netwerk en veel variërende ECG signalen.

Interne promotor: ing. Luc Coenegracht

Externe promotor: prof. dr. Lars Grieten

Abstract (Engels)

Bart Suelze

Faculty of Engineering Technology, Hasselt University,
Agoralaan Gebouw H, B-3590 Diepenbeek, Belgium

The last few years the term “Mobile Health” has become a very strong and growing concept. It fits perfectly for industrial appliances, however, it primarily has found its way into the medical field. The mobile Phone has become an important link between patients and doctors. It gives the patient of today the tool to monitor his own health.

This project aims at developing a Smartphone based diagnostic system that gives end users the possibility to follow up their own electrocardiogram (ECG) and heart rhythm, while all data is stored simultaneously in a database. This way experts can monitor the electrocardiogram and heart rhythm real-time and alongside with their patient.

This system will revolve around developing an app that makes connection through Bluetooth Low Energy (BLE) with an ECG sensor that was made available by IMEC. This app is responsible for maintaining a stable connection with the ECG sensor and applying all required filter techniques necessary for finding the QRS-complex in the overlapping signal. Furthermore it is also the apps responsibility to save all the ECG data in an online database through the now available 4G network. The event “Genk runs”, on the fourth of may, will be perfect for testing this new system. This is a running event organized by ZOL for all ages, so hopefully many potential volunteers, an open space with a good and strong 4G network and a lot of various ECG signals.

Internal promoter: ing. Luc Coenegracht

External promoter: prof. dr. Lars Grieten

1. Inleiding

Deze masterproef valt volledig onder het concept van “*mobile health*” en telemetrie. Telemetrie betekent letterlijk het opvolgen en observeren van op een afstand, in deze opstelling zal dit voornamelijk om het opvolgen van patiënten gaan die een zware inspanning ondernemen. *Mobile health*, in functie van telemetrie, draait dan weer om de gezondheidszorg waarbij het mogelijk is om patiënten op te volgen door gebruik van een *smartphone*. Wanneer bij dit concept de gemeten data instantaan opgeslagen en hergevisualiseerd kan worden, dan spreekt men over een *real-time* systeem.

Het doel van dit project is om een betere diagnose te kunnen maken van patiënten met hartproblemen. Er wordt ook steeds meer en meer aandacht gevestigd op voetballers, topatleten en dagdagelijkse mensen die tijdens een zware inspanning een hartstoring ondergaan en hierbij zelfs het leven laten. Ondanks dat er tijdens hun routinecontroles niets aan de hand bleek te zijn. Dit komt omdat gedurende deze kortstondige routinecheck deze mensen niet onderhevig zijn aan de zware inspanningen die zij dagelijks moeten verduren. De oplossing hiervoor is het inruilen van deze korte controles door een lange *real-time* controle tijdens de inspanning. Omdat deze metingen nu gedaan kunnen worden over een langere periode, kunnen er subklinische symptomen ontdekt worden die anders over het hoofd worden gezien.

De ultieme testfase voor dit systeem is een loopevenement georganiseerd door Genk. Tijdens dit loopevenement, genaamd “Genk loopt”, gaan we op zoek naar vijf vrijwillige hartpatiënten om op te volgen.

1.1. Situering

De situering van mijn masterproef heeft grotendeels ook bijgedragen aan de reden waarom ik voor deze masterproef heb gekozen. Namelijk omdat ik al een goede en vlotte samenwerking heb gehad met deze instelling.

Ik doe mijn masterproef in het ziekenhuis van Oost-Limburg, of voor de meerderheid beter bekend als het “ZOL”. De slogan van het ZOL luidt als volgt: “Een plek waar uw welzijn eerst komt” en dit is ook onmiddellijk te merken wanneer je het ziekenhuis binnen treedt. Een goede ontvangst gevolgd door een groot medisch aanbod en kwaliteitsbeleid in een omgeving van optimale ziekenhuishygiëne. Het ZOL is een alomvattend pakket van vele medische toepassingen en applicaties verdeeld onder verschillende takken. Eén van die takken is de afdeling van de “*Mobile Health Unit*”.

De *Mobile Health Unit* is een initiatief vanuit de faculteit Geneeskunde en Levenswetenschappen van de Universiteit Hasselt en vanuit de twee grootste ziekenhuizen in Limburg: het Jessa Ziekenhuis in Hasselt en het ZOL in Genk, met als voornaamste doelstelling het wetenschappelijk ondersteunen van *eHealth* onderzoek. Mijn masterproef valt volledig onder dit initiatief.

1.2. Probleemstelling

In het ZOL draait alles om de patiënten. Het zo goed mogelijk opvolgen van patiënten heeft de hoogste prioriteit. Mijn masterproef beperkt zich vooral tot het hart van een patiënt, of meer specifiek, het hartritme en het elektrocardiogram (ECG). Ik zet de thesis verder van mijn voorganger Jordie Simons, reeds afgestudeerd als master ea-ICT.

In versie 1.0 werd een applicatie ontwikkeld die het mogelijk maakt om het ECG van zes verschillende personen op hetzelfde moment te volgen in een gebruiksvriendelijke interface. De applicatie draait op een "homedevice", dit is tot nu toe een standaard pc geweest die via radiogolven connectie maakt met een sensor, bevestigd op een patiënt. De sensor is ter beschikking gesteld door Imec. Deze sensor meet niet alleen het elektrische ECG-sigitaal, maar ook de acceleratie gegevens. De ECG-sensor zelf doet niet aan filtering. De data op dit punt afkomstig van de sensor is dus ruwe data. Omdat het ECG-sigitaal maar een zeer klein elektrisch sigitaal is met een lage frequentie, ongeveer 17 Hz, komen er veel stoorzenders aan te pas.

De volgende afbeelding geeft de *interface* van de bestaande applicatie en de ECG's van zes patiënten weer.



Figuur 1: Interface waarop zes ECG's te zien zijn [1]

Zoals te zien werkte de applicatie heel erg efficiënt en is er een zeer zuivere QRS-plot te zien. Toch zijn er nog een paar beperkingen aan deze applicatie:

- Omdat de ECG-sensoren via radiogolven connectie maken met het *homedevice* zijn deze beperkt tot een bewegingsruimte van een straal van 30 meter rond het *homedevice*.
- Ook kunnen er maar zes patiënten tegelijk gevolgd worden.
- De patiënten zelf hebben geen besef van hun eigen hartritme en ECG. Dus wanneer er effectief iets mis gaat of er is iets verontrustend te zien op de ECG, dan weet de patiënt dit pas wanneer dit wordt vermeld door de arts of degene die de applicatie bedient.

Desondanks blijft dit een zeer goede basis applicatie, die toch nog een bepaalde vorm van efficiëntie mist. Het is dus de focus binnen dit project om deze beperkingen te overwinnen en het hele concept effectiever te maken. Natuurlijk is "effectiever" een zeer globale term, hiermee wordt het volgende bedoeld:

- Het hartritme van patiënten moet, bij wijze van spreken, overal ter wereld gevolgd kunnen worden.

Dus de meetgegevens en data moet globaal beschikbaar zijn.

- Er moet, bij wijze van spreken, een oneindig aantal patiënten gevolgd kunnen worden.

Dus de database waar alle gegevens op terecht komen moet ongelimiteerd zijn.

- Patiënten moeten in staat zijn hun eigen ECG te kunnen bekijken waar en wanneer ze dit wensen.

Dus er moet op zoek gegaan worden naar een "*homedevice*" dat standaard aanwezig is in het alledaagse leven.

- Dit alles moet "*real-time*" kunnen gebeuren.

Alleen huidige data is van belang. Oude data kan natuurlijk, volledig naar wens, bijgehouden en opgeslagen worden. Om de data ook effectief real-time in de *database* te plaatsen, moet er bepaald worden welke bestaand internetprotocol hier het beste toe in staat is.

- Alle data moet correct en betrouwbaar zijn

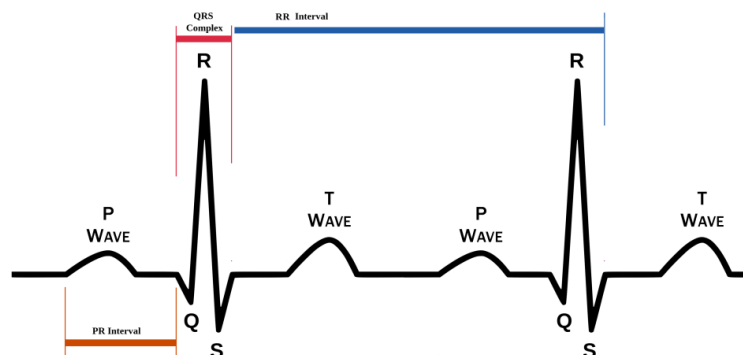
Desondanks dat deze masterproef zich voornamelijk baseert op metingen die worden gedaan met een ECG-sensor, is het toch belangrijk om de gemeten waarden te vergelijken met de gemeten waarden vanuit een ander aspect. Daarom zal constant het gemeten hartritme van de ECG-sensor vergeleken worden met het gemeten hartritme van een photoplethysmography-sensor. Om op die manier te kunnen concluderen wat de meest betrouwbare en stabiele manier is om het hartritme te meten, zowel tijdens rust als tijdens hevige activiteit. Photoplethysmography is een andere manier om het hartritme te meten.

Dankzij deze vereisten en het feit dat deze masterproef het vervolg is op een eerder ontwikkelde applicatie, kreeg dit project de passende naam "*real-time patiënt monitoring 2.0*".

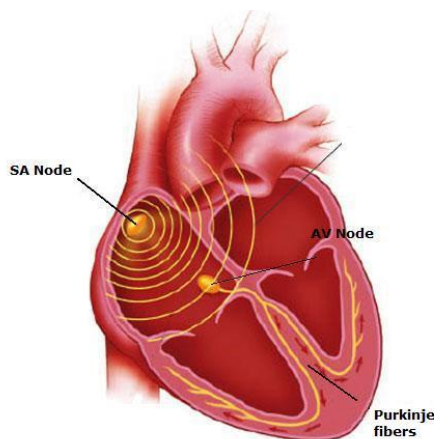
2. Literatuurstudie

2.1. Het electrocardiogram (ECG)

Het electrocardiogram is een diagnostische tool om de elektrische activiteit van het hart te meten en in kaart te brengen. Het hart kan vergeleken worden met een tweedelige elektrische pomp. Het hart is verantwoordelijk om het bloed rond te pompen in ons lichaam. In onze longen bevindt zich zuurstof arm bloed dat door het inademen verrijkt wordt met zuurstof. Het hart zal dan dit zuurstofrijke bloed naar onze organen pompen. Het pompen van ons hart wordt gestimuleerd door een elektrisch signaal. Het is dit elektrische signaal dat wordt gemeten en dan in kaart gebracht. Dit vormt het ECG. Het theoretisch ECG is te zien in figuur 2. [1]



Figuur 2: Theoretisch ECG [1]



Figuur 3: Hartstroom verloop [1]

De cellen in het hart veranderen constant van polariteit, dit noemt depolarisatie. In figuur 3 is het hartstroom verloop te zien. De cellen in de sinusknop, of met andere woorden de SA node, doen op bepaalde ogenblikken aan depolarisatie, dit resulteert in een elektrische impuls. Deze elektrische impuls beweegt zich naar de atriaventriculaire knoop of AV node toe. Deze puls zorgt ervoor dat alle cellen waar de puls zich door beweegt van polariteit veranderen. Hierdoor zullen de bovenste twee hartkamers samentrekken. In Figuur 2 wordt deze actie gerepresenteerd door de P-golf. [1]

Door de samentrekking van de bovenste hartkamers zullen de onderste zich vullen met bloed. Tijdens dit proces beweegt de elektrische impuls zich naar de Purkinje vezels. Hierdoor gaan de cellen in de onderste hartkamers depolariseren en zullen deze kamer op hun beurt samentrekken. Door deze contractie zal het bloed dat in de onderste kamers is opgeslagen weggeduwd worden. Deze handelingen worden voorgesteld als het QRS-complex. [1]

Na deze acties moet het volledige hart weer gaan depolariseren zodat het hele proces opnieuw kan beginnen. De laatste depolarisatie staat gelijk aan de T-golf in figuur 2. Dit volledige verloop van het hart wordt de cardiale cyclus genoemd. [1]

Aan de hand van het ECG-signaal kan ook het hartritme afgeleid worden, dit kan automatisch en elektronisch gedaan worden, hiervoor is dan wel een piek detector nodig. De best beschreven en meest toegepaste is het Pan-Tompkin algoritme. Dit algoritme zal later nog uitgebreid besproken worden.

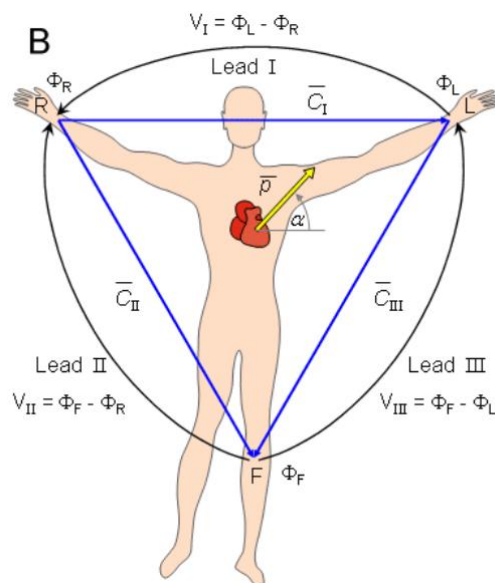
2.2. Fysiek meten van het ECG-signaal

2.2.1. Introductie

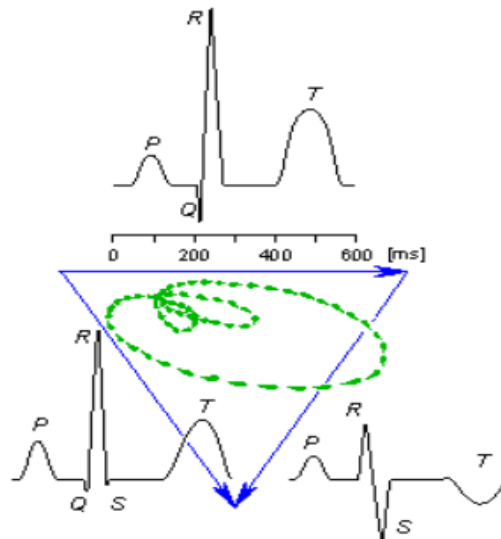
Zoals eerder vermeld is het ECG de meting van een elektrisch signaal in ons lichaam. Dit elektrische signaal kan opgevangen worden door twee elektrodes. Een ECG-monitor meet dan slechts het potentiaalverschil tussen beide elektrodes. Het ECG is echter ook sterk afhankelijk van persoon tot persoon. Om zo uniform mogelijk te zijn wordt het ECG bij elke patiënt zo simultaan mogelijk gemeten. De meest efficiënt mogelijke manier van meten wordt beschreven door de driehoek van Einthoven.

2.2.2. Driehoek van Einthoven

Willem Einthoven introduceerde in 1933 de term “elektrocardiogram”. Hij meet het eerste ECG door drie elektrodes op een patiënt te plaatsen en het elektrische verschil uit te laten schrijven door een galvanometer. Deze aanpak gaf drie verschillende afleidingen naar het ECG. De opbouw staat nog steeds bekend als de driehoek van Einthoven. [2]



Figuur 4: Driehoek van Einthoven [1]

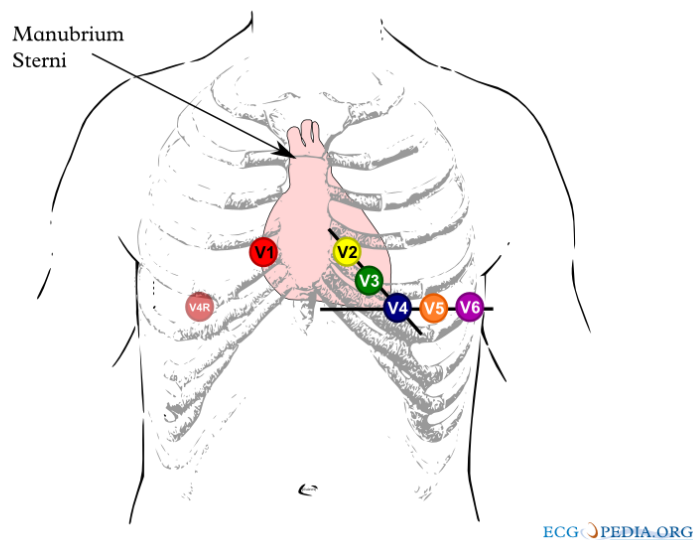


Figuur 5: Driehoek van Einthoven en desbetreffende ECG-signalen [1]

Afleiding I meet het potentiaalverschil tussen de linkerarm en de rechterarm, afleiding II tussen de rechterarm en het linkerbeen en afleiding III tussen de linkerarm en het linkerbeen. De wet van Einthoven geeft een eenvoudig verband tussen de drie afleidingen. Bijvoorbeeld, het gemeten potentiaal in afleiding II is gelijk aan de som van de voltages in I en III. [2]

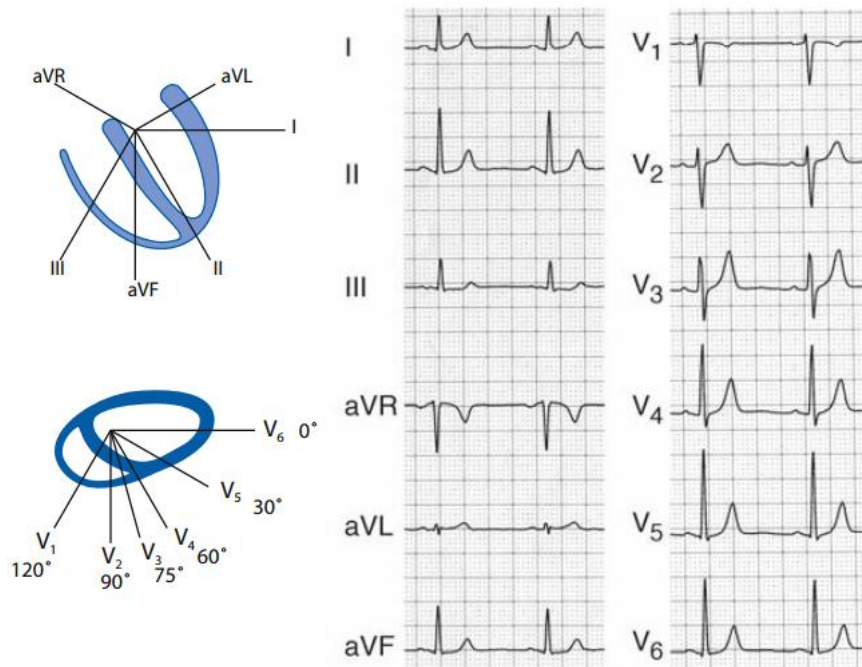
Dit bipolaire systeem werd uitgebreid met de versterkte ('augmented') (quasi-)unipolaire extremitetafleidingen aVR, aVL en aVF, oorspronkelijk bedoeld om meer lokale informatie te verkrijgen. [2]

Vervolgens is het precordiale systeem ontwikkeld – met de unipolaire afleidingen V1, V2, V3, V4, V5 en V6 – met als doel meer lokale informatie te verkrijgen, en wel in het transversale vlak. [3]



Figuur 6: Elektroden locaties van de unipolaire afleidingen [4]

De combinatie van al deze afleidingen geeft het standaard 12-afleidingen-ECG. Dankzij deze afleidsystemen is er een standaard werkwijze om de elektrische activiteit van het hart te meten en te registreren. Natuurlijk is dit maar een theoretisch model, dat zich baseert op het feit dat het hart een vaste locatie heeft in het lichaam. In de praktijk is dit natuurlijk niet altijd waar. [3]



Figuur 7: 12-afleidingen-ECG met hun locatie t.o.v. het hart en hun desbetreffende ECG signalen. [3]

2.3. Storingsbronnen op het ECG-sigitaal

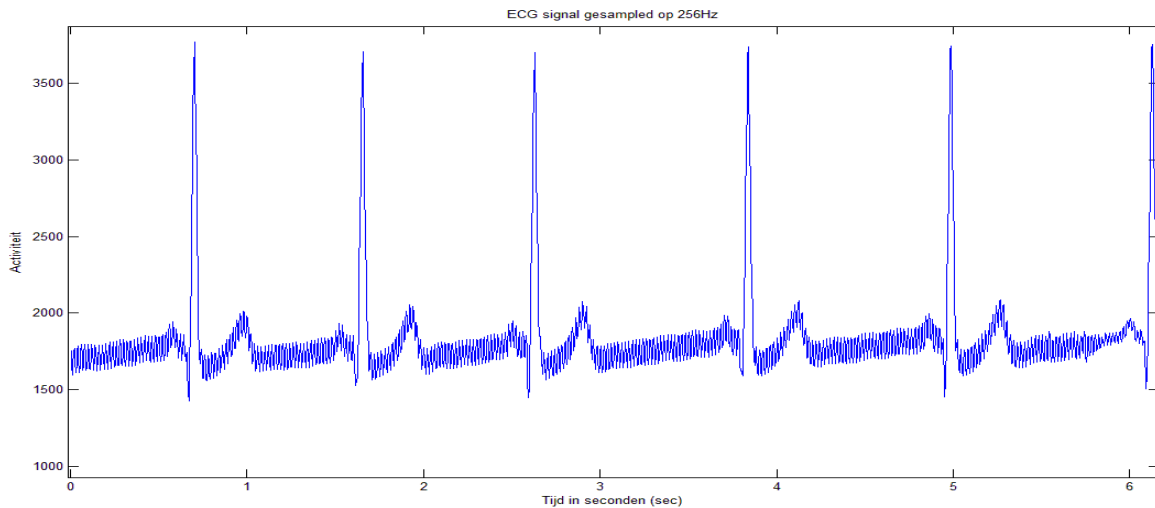
2.3.1. Introductie

Omdat het elektrische signaal van het hart zo een klein potentiaal is, maar enkele millivolt groot, is het zeer gevoelig voor interferentie van allerlei storingsbronnen. Deze storingsbronnen moeten verwijderd worden om het zuivere ECG-sigitaal te kunnen zien. Deze storingsbronnen kunnen verwijderd worden met behulp van digitale filters.

Er zijn drie soorten storingsbronnen die zich onvermijdelijk op het ECG-sigitaal zullen bevinden. Dit is netspanningruis, basislijn verschuivingen en bewegingsartefacten.

2.3.2.Netspanningruis

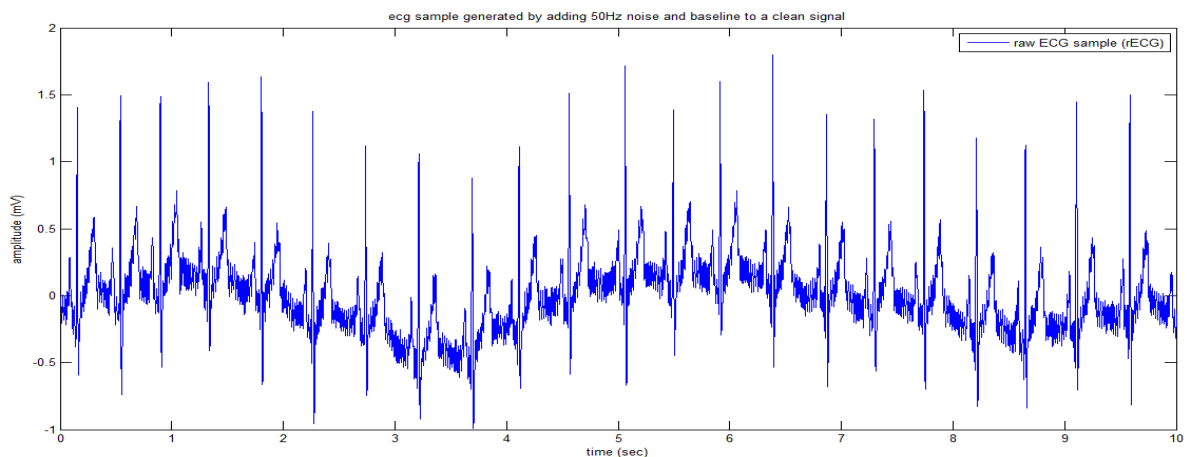
Netspanningruis wordt veroorzaakt door elektromagnetische storingen die afkomstig zijn van allerlei elektrische toestellen, elektrische leidingen en lampen. Dit elektromagnetische storingen resulteren in een 50 Hz component die zich bijvoegt op het ECG-signaal. Figuur 8 is een standaard ECG-meting waarop het resultaat is te zien van een 50Hz storingsbron. [1]



Figuur 8: ECG-signaal met 50 Hz storingsbron [1]

2.3.3.Verschuiving van de basislijn

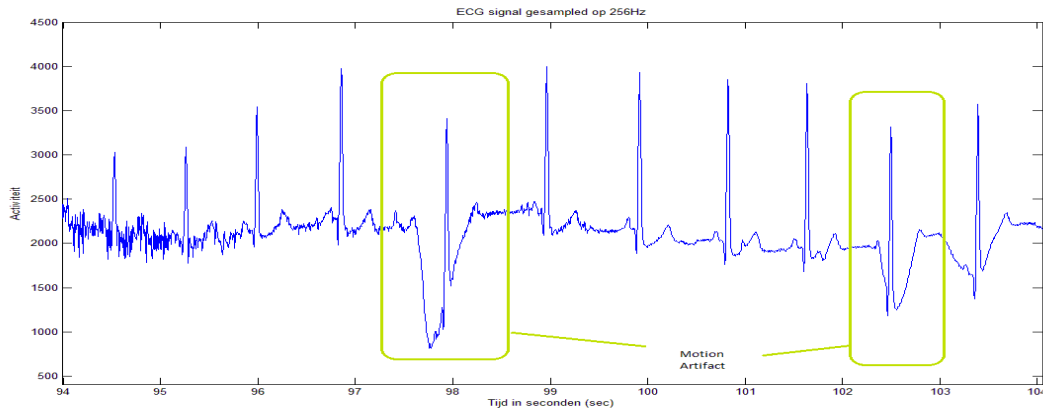
Basislijn verschuivingen zijn dan weer bijgevoegde signalen met een zeer lage frequentie. Dit zijn meestal frequenties onder de 1Hz. Ze worden meestal veroorzaakt door de beweging van het ademen. Het op en neer bewegen van de borstkast is duidelijk te zien in het ECG-signaal van figuur 9. [1]



Figuur 9: ECG-signaal met basislijn verschuiving

2.3.4. Bewegingsartefacten

Bewegingsartefacten zijn het meest onvoorspelbaar van alle storingsbronnen. Ze zijn het gevolg van zware bewegingen en beschadigen de vorm van het ECG-signaal het meeste. De bewegingsartefacten kunnen meestal makkelijk herkend worden door de plotse amplitude veranderingen in het signaal. In figuur 10 zijn de nog relatief kleine bewegingsartefacten in het groen aangeduid. [1]



Figuur 10: ECG-signaal met bewegingsartefacten [1]

2.4. Digitale signaalverwerking (DSP)

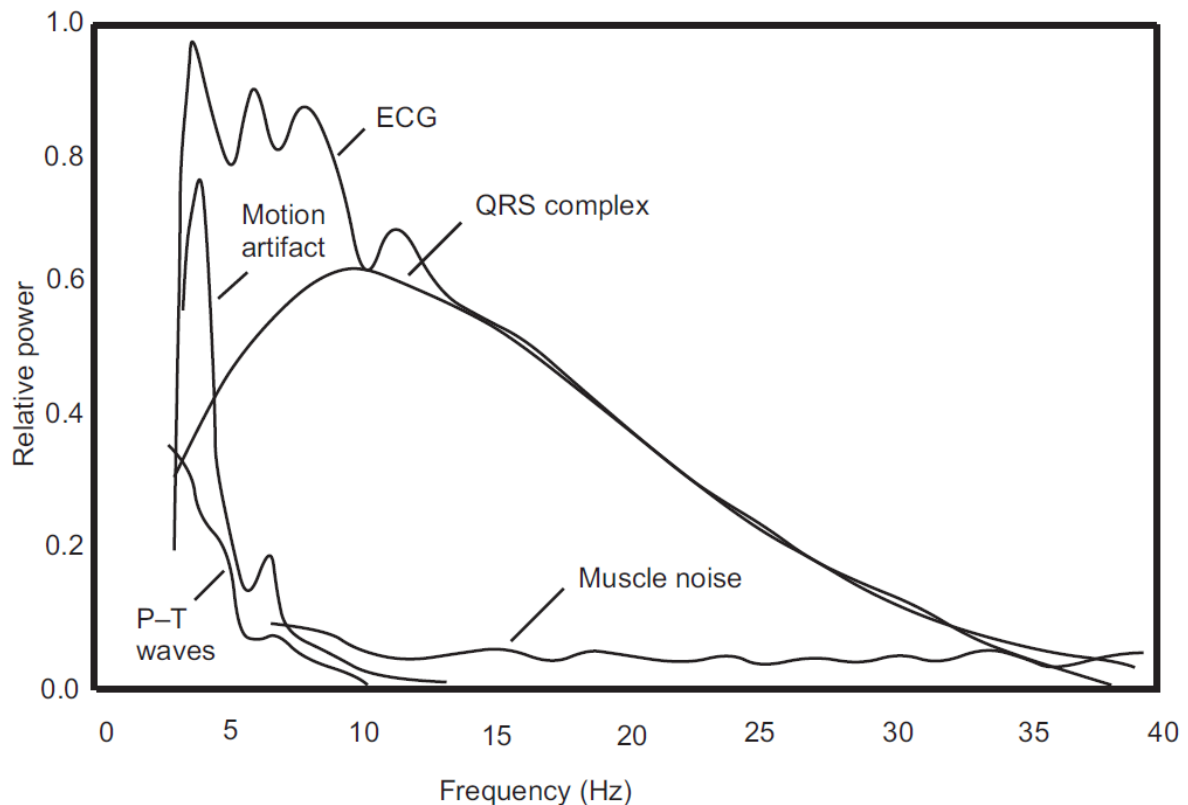
2.4.1. Introductie

Omdat het ECG-signaal op relatief lage frequentie werkt moeten er specifieke filters gebruikt worden. Wanneer het signaal volledig verwijderd is van storingsbronnen, kan er ook aan piekdetectie worden gedaan om zo hartritme te bepalen. Het meest bekende en uitgeschreven piekdetectie algoritme is het Pan-Tompkin algoritme. Hoewel er in deze opstelling niet aan piekdetectie moet gedaan worden, omdat de sensor dit namelijk zelf al doet, wordt in dit algoritme ook beschreven waaraan alle filters moeten voldoen.

2.4.2. QRS detectie

2.4.2.1. Power spectrum

Het power spectrum van het ECG-signaal geeft ons nuttige informatie over het QRS complex. Het power spectrum wordt gegeven van een reeks van 256 waardes die gemiddeld één hartslag bevat. Dit spectrum wordt ingedeeld in een serie van coëfficiënten met een maximale waarde die sterk aanleunt tegen de corresponderende frequentie van de hartslag. Er zullen ook veel ongewenste frequentiecoëfficiënten opduiken die te wijten zijn aan alle eerder vermelde storingsbronnen. De volgende curve geeft het relatieve power spectrum van het volledige en ruwe ECG-signaal. [5]



Figuur 11: Power spectrum [5]

Uit deze curve kan afgeleid worden dat alle gewenste frequenties, deze van het ECG en QRS complex, aanwezig zijn tussen 1 Hz en 20 Hz. Er zal dus een filter gebruikt moeten worden die alleen frequenties doorlaat tussen deze frequentiemarges. Vervolgens kan geconcludeerd worden dat binnen deze marges ook nog frequenties liggen van de bewegingsartefacten. De frequenties van de bewegingsartefacten liggen zeer nauw bij deze van de P-golf en T-golf. Dit wilt zeggen dat wanneer de P-golf en T-golf bewaard wilt worden in het gefilterde signaal, bepaalde bewegingsartefacten nog steeds zichtbaar zullen zijn. [5]

2.4.2.2. Pan-Tompkins algoritme

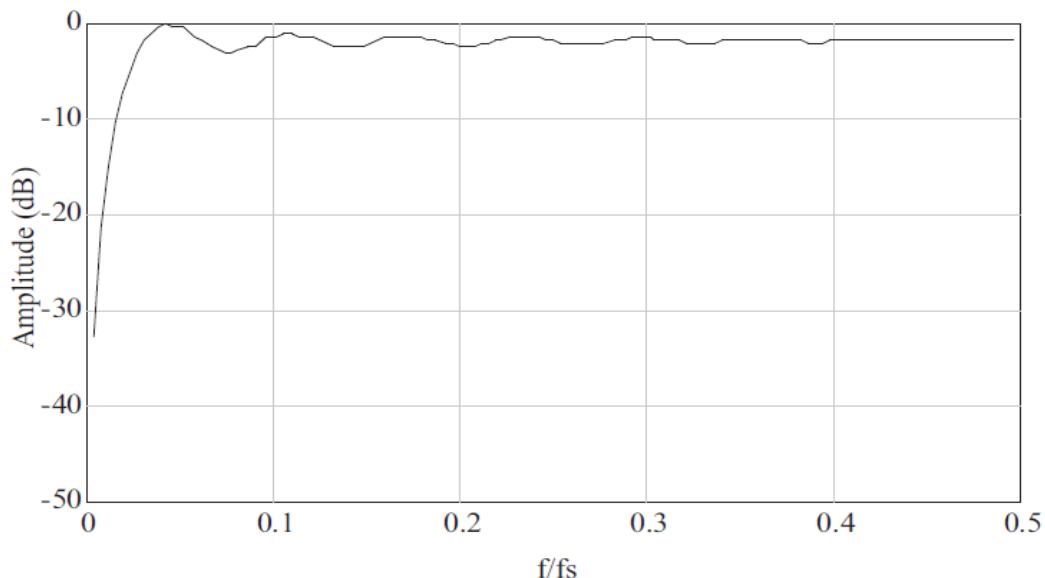
Een real-time QRS detectie algoritme is ontwikkeld door Pan en Tompkins in 1985, dit algoritme is daarna verder beschreven door Hamilton en Tompkins maar heeft sedert de naam Pan-Tompkins algoritme behouden. Dit algoritme baseert zich op de analyse van de afbuiging, amplitude en breedte van het ECG-signaal om een piek te bepalen. [5]

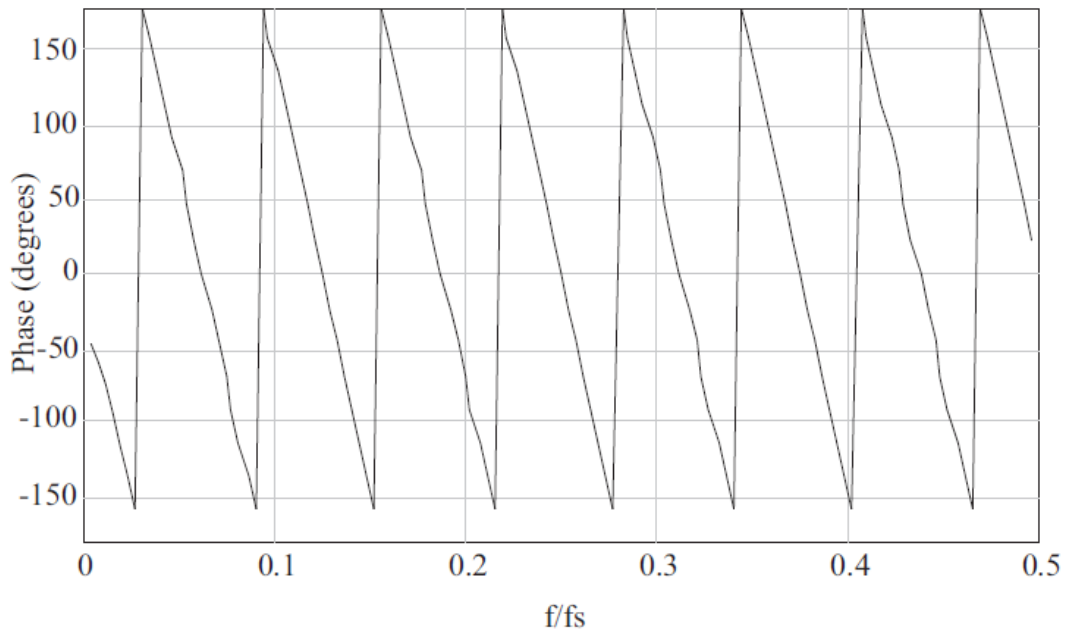
Voor het Pan-Tompkins algoritme tot zijn recht kan komen moet eerst de aanwezige ruis op het ruwe ECG-signaal sterkt verzwakt worden. Zoals eerder vermeld zorgen verscheidene storingsbronnen voor ruis op het signaal. De enigste gewenste frequenties zijn deze van 1 tot 20Hz. Om deze ruis te onderdrukken wordt het signaal door een bandpass filter gestuurd. De bandpass filter is opgebouwd uit een cascade schakeling van een hoogdoorlaatfilter en een laagdoorlaatfilter. [5]

De hoogdoorlaatfilter zal een afsnijfrequentie van 0.67 Hz hebben. Deze filter is verantwoordelijk om het signaal te filteren van laag frequente storingsbronnen. In de medische sector wordt er vaker geopteerd voor een afsnijfrequentie van 0,05 Hz. Maar bij vele medische toepassingen blijven de patiënten relatief stil zitten en is sprake van weinig tot geen beweging. Bij de opstelling die bij dit project voor ogen is genomen zal er wel veel en hevige beweging zijn. Veel beweging kan de basislijnverschuiving sterk beïnvloeden, daarom zal de gebruikte hoogdoorlaatfilter een afsnijfrequentie hebben die geringer hoger is dan 0,05 Hz. De differentiaal vergelijking is:

$$y(nT) = y(nT - T) + x(nT) - x(nT - 32T)$$

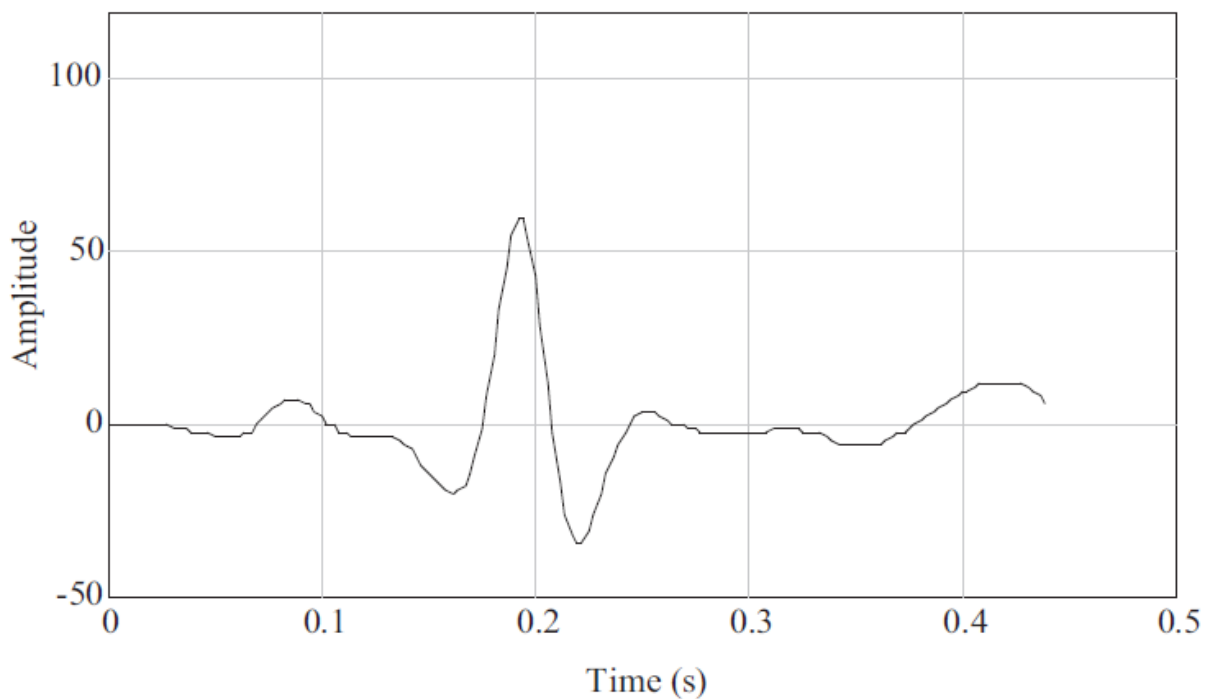
De amplitude response en fase diagram van de gebruikte hoogdoorlaatfilter zijn gegeven in de volgende afbeeldingen. [5]





Figuur 12: amplitude response en fase diagram van de hoogdoorlaat filter [5]

Waarom er niet meteen vanaf 1Hz wordt afgesneden heeft ook zijn reden. Zoals uit het *powerspectrum* te zien valt, liggen de P-golf en T-golf op een vrij lage frequentie. Wanneer er dus voor een te sterke hoogdoorlaatfilter wordt gekozen, zal deze ook de T-golf afsnijden en dit is zeker niet gewenst. De volgende afbeelding toont een QRS complex, met de golven, die door een hoogdoorlaat filter met een afsnijfrequentie van 1Hz zijn gefilterd. [5]



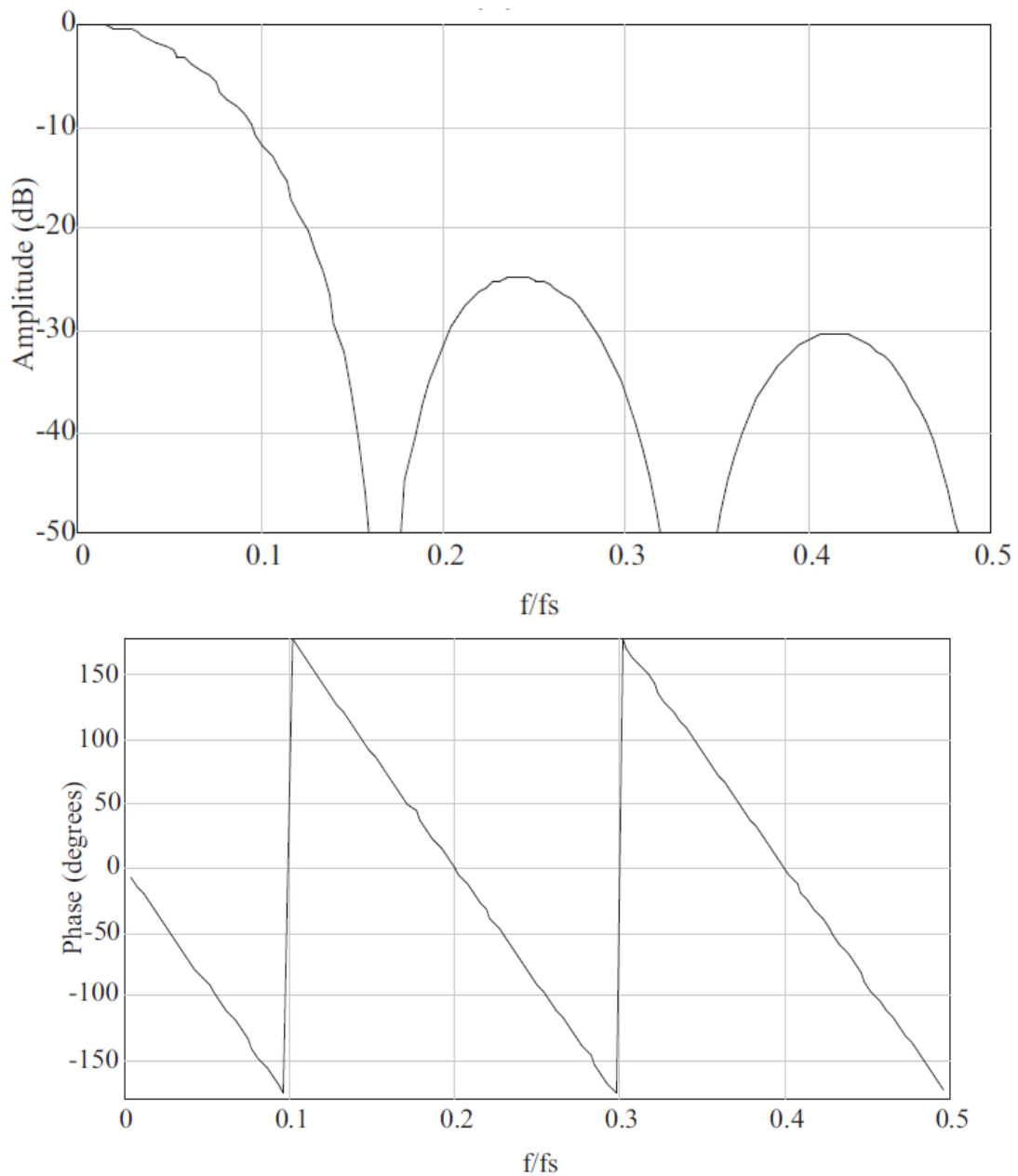
Figuur 13: ECG signaal met afgezwakte T-golf [5]

Het is duidelijk zichtbaar dat de T-golf te sterk afgezwakt is.

Nu dat de laagfrequente storingen verzwakt worden, moet dit ook gebeuren voor de hoogfrequente storingen zoals netspanningruis en bewegingsartefacten. Hiervoor wordt een laagdoorlaatfilter gebruikt met een afsnijfrequentie van 20 Hz. Hierbij is de netspanningruis van 50 Hz ook meteen verholpen. Indien deze 50 Hz component naderhand toch nog zichtbaar is, kan er altijd een *notch filter* gebruikt worden om deze specifiek weg te filteren. De differentiaal vergelijking van de laagdoorlaatfilter is:

$$y(nT) = 2y(nT - T) - y(nT - 2T) + x(nT) - 2x(nT - 6T) + x(nT - 12T)$$

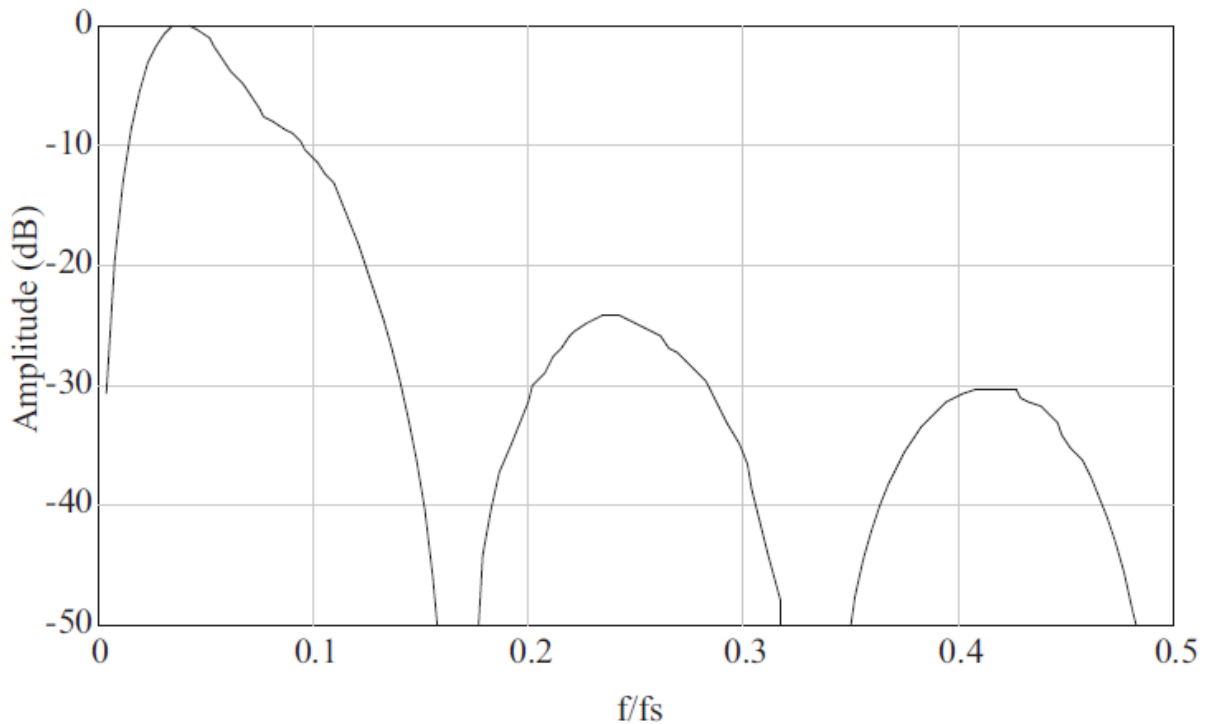
De volgende afbeeldingen geven wederom de performance grafieken van de gebruikte laagdoorlaatfilter. [5]



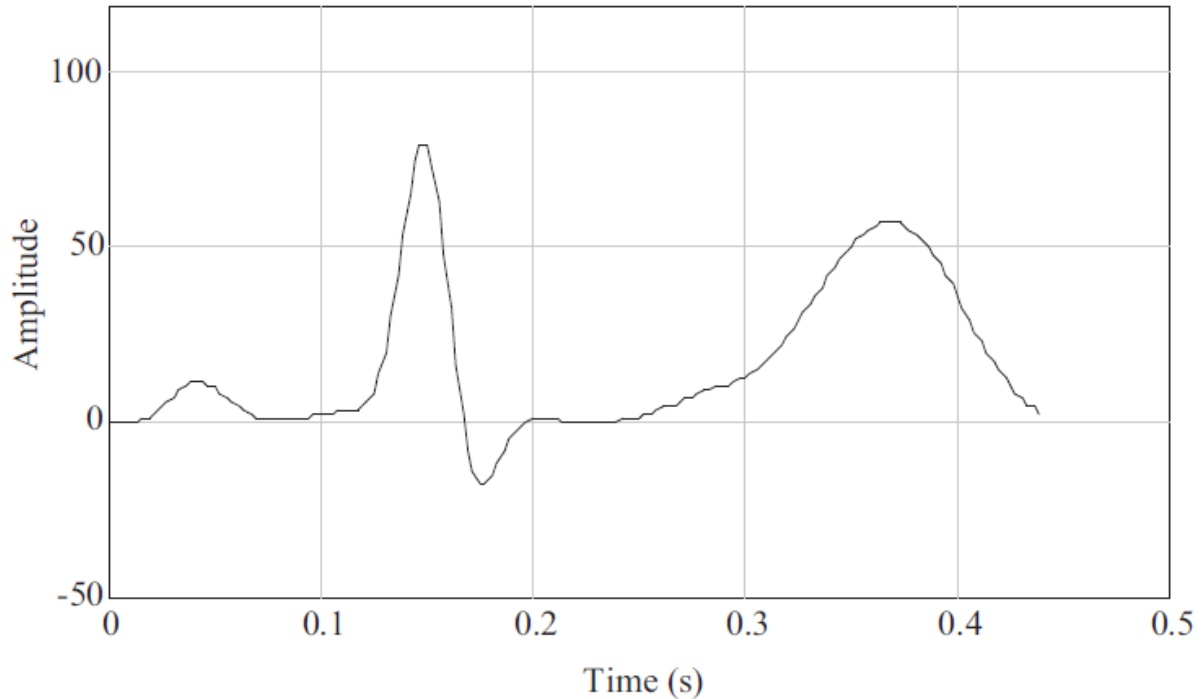
Figuur 14: Amplitude respons en fase diagram van de laagdoorlaat filter [5]

Om deze grafieken iets meer te verduidelijken wordt er gekeken naar de amplitude response. Merk op dat er een verzwakking optreedt van meer dan 35 dB bij een frequentie van 0,3 f/fs. In dit theoretische voorbeeld is er een bemonsteringsfrequentie van 200 Hz genomen. Dit komt overeen met een frequentie van $200 \times 0,3$ is gelijk aan 60 Hz. Frequentie componenten van 60 Hz worden nog zeer sterk verzwakt. Dus in theorie zou de netspanningruis geen probleem mogen vormen. Maar in de praktijk zal dit toch nog het geval zijn waardoor een extra *notch filter* van 49 tot 50 Hz wordt geïmplementeerd.

Het resulterende amplitude response en theoretische model van het ECG-signaal nadat het door deze cascade schakeling is gefilterd ziet er als volgt uit. [5]



Figuur 15: Amplitude response van de bandpass filter [5]



Figuur 16: Totaal gefilterd ECG signaal [5]

Deze filtering is van groot belang, ongeacht of er wel of niet aan piekdetectie wordt gedaan. Na deze filtering is er in het resulterende ECG-signaal een duidelijk QRS complex zichtbaar. Dit is noodzakelijk indien er naderhand een goede analyse van het ECG-signaal gedaan wilt worden.

De volgende stap in het Pan-Tompkins algoritme is het meerder malen afleiden van het gefilterde signaal, om zo de minima en maxima te kunnen bepalen. De eerste en tweede afgeleide worden gegeven door de volgende formules.

Eerste afgeleide:

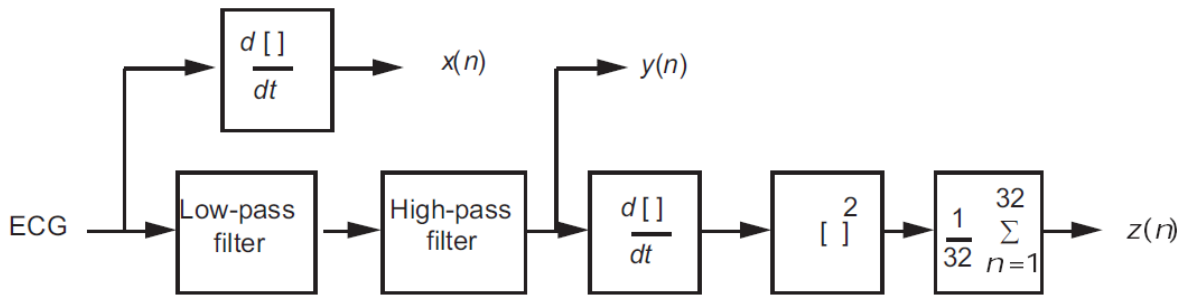
$$y0(nT) = | x(nT) - x(nT - 2T) |$$

Tweede afgeleide:

$$y1(nT) = | x(nT) - 2x(nT - 2T) + x(nT - 4T) |$$

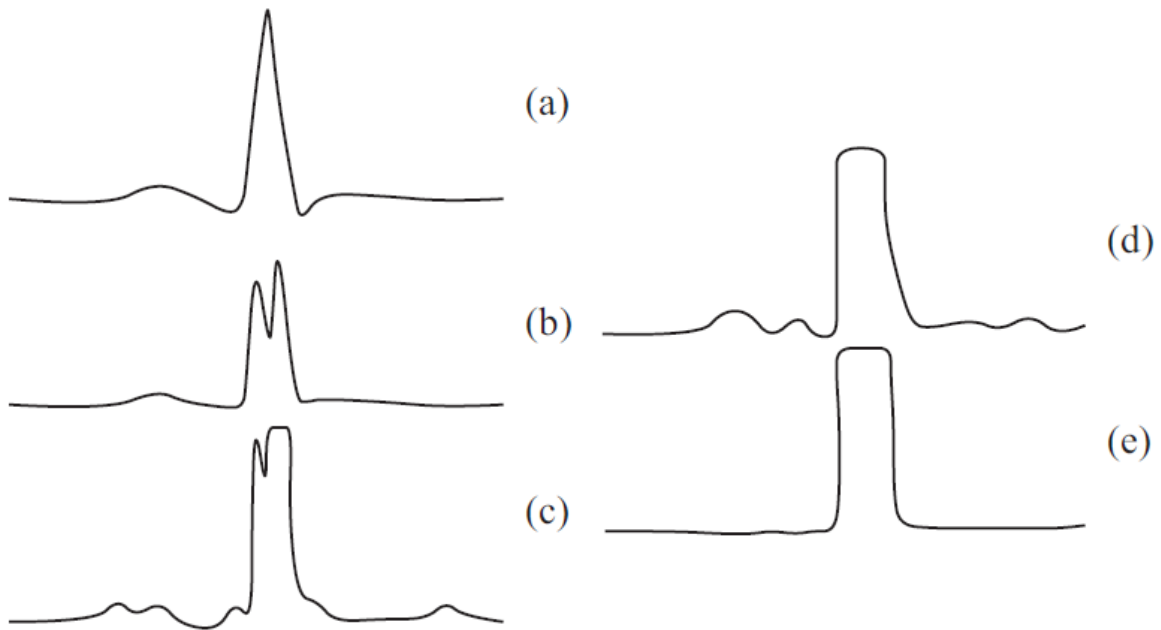
Daarna wordt de som genomen van beide afgeleiden en vervolgens deze som gekwadraterd om zo nog grotere detectiewaardes te verkrijgen. Al deze waardes worden daar nog door een "moving average" filter¹ gehaald van 32 waardes om zo de laatste extreme en ongewenste pieken, die na het kwadrateren zijn ontstaan, weg te werken. Het volledige blokschema is gegeven in figuur 17. [5]

¹ Deze filter maakt het gemiddelde van een aantal opeenvolgende waardes in een tijdsreeks.



Figuur 17: Filter stages van het QRS detectie algoritme, $z(n)$ is het tijdgemiddelde signaal, $y(n)$ is het gefilterde signaal en $x(n)$ is de eerste afgeleide van het signaal [5]

Hoe elke stap het ECG-signaal beïnvloedt, is te zien in de volgende figuur.

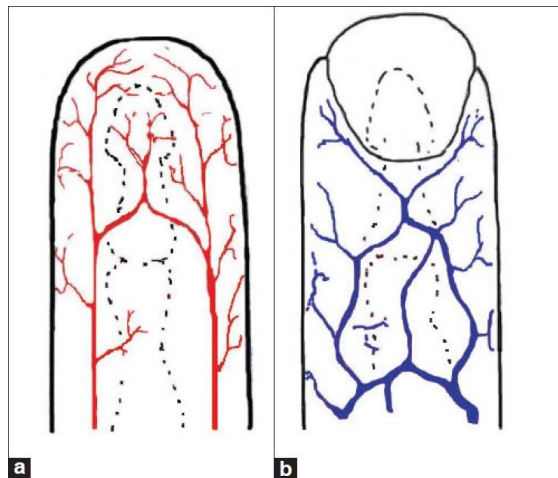


Figuur 18: Signaal stages in het QRS detectie algoritme gebaseerd op differentiatie. (a) originele ECG. (b) vloeiende eerste afgeleide. (c) Vloeiende tweede afgeleide. (d) vloeiende som van (b) en (c). (e) blokvolg uitkomst voor elk QRS complex. [5]

2.5. Photoplethysmography (PPG)

2.5.1. Introductie

Een andere manier om het hartritme te bepalen is met een techniek die *photoplethysmography* (PPG) noemt. Wanneer het hart slaat, pompt het zuurstofrijk bloed in onze slagaders, zodanig dat dit bloed in onze aders een pulserende aard heeft. Dit stijgen en dalen van het volume bloed in onze aderen is synchroon aan het patroon van ons hartritme. Daarom gaat een arts ook vaak onze hartslag meten aan onze pols, hij voelt de volumeveranderingen in onze aderen. [6]



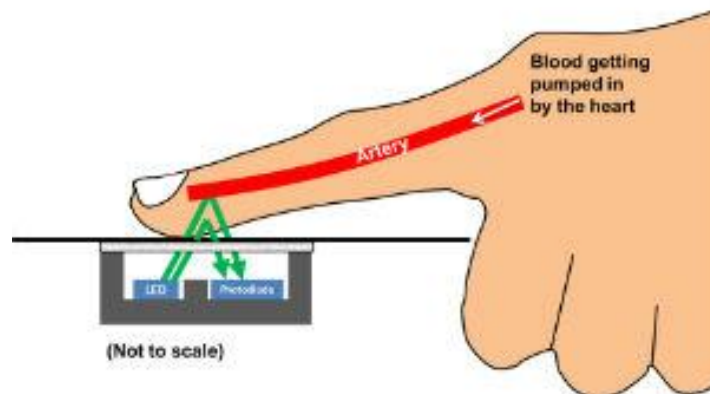
Figuur 19: a) onderste aders van de vingertop, b) bovenste aders van de vingertop [7]

2.5.2. Principe

PPG is gebaseerd op optische technieken om het hartritme te meten. Het principe luidt als volgt. Een lichtgebaseerde technologie, meestal een LED, wordt rechtstreeks in contact gebracht met de huid van bijvoorbeeld de vinger of evengoed de pols. Wanneer dit licht door onze huid wordt geabsorbeerd zal dit reflecteren door de verscheidene componenten zoals weefsel, botten, aderen, slagaders enzovoort. Echter, niet al het gereflecteerde licht is hetzelfde. Zo zal al het gereflecteerde licht van ons weefsel en botten constant hetzelfde zijn. Dit komt omdat deze componenten niet van volume, kleur en textuur veranderen gedurende een bepaalde meetperiode. Bij onze aderen en slagaders is dit niet het geval. Dankzij de pulserende aard van het bloed dat door onze aderen en slagaders stroomt zullen deze over de tijd regelmatig van volume en kleur veranderen en dusdanig het gereflecteerde licht beïnvloeden. Het verschil in lichtabsorptie van onze aderen en slagaders is als gevolg synchroon aan onze hartslag. Er zijn twee manieren om PPG te meten, reflecterende metingen en analoge transmissiemetingen. [6]

2.5.3. Reflecterend

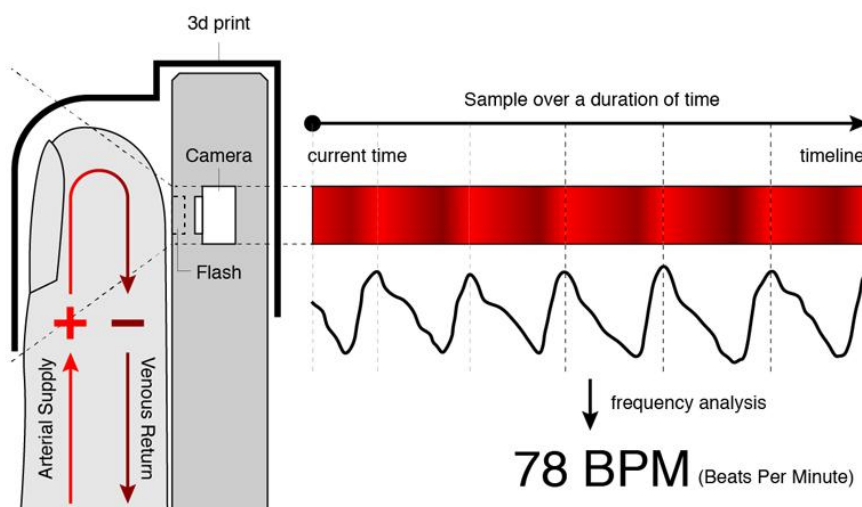
Reflecterende sensoren zitten vaak verwerkt in *smartwatches*. *Smartwatches* kunnen rechtstreeks en vast rond de pols geplaatst worden en zitten zo dat het omringende licht niet voor interferentie kan zorgen. Het principe is het plaatsen van een LED en fotodiode naast elkaar en deze vast te plaatsen op de huid. De LED creëert het directe licht en de fotodiode meet het gereflecteerde licht. Het verschil in lichtsterkte is dan synchroon aan het hartritme. Figuur 20 illustreert het principe van een reflecterende PPG-sensor. [6]



Figuur 20: Reflecterende PPG-sensor [6]

2.5.4. Transmissie

Bij transmissie is het principe voor het merendeel identiek. Deze metingen worden voornamelijk alleen op de vinger gedaan. Hierbij staan de LED en fotodiode niet naast elkaar maar tegenover elkaar, met tussenin de vinger. Hierbij wordt niet het gereflecteerde licht gebruikt, maar het doorgelaten licht. Hier is het verschil in lichtabsorptie synchroon aan het hartritme. Het principe van transmissie staat geïllustreerd in figuur 21. [6]



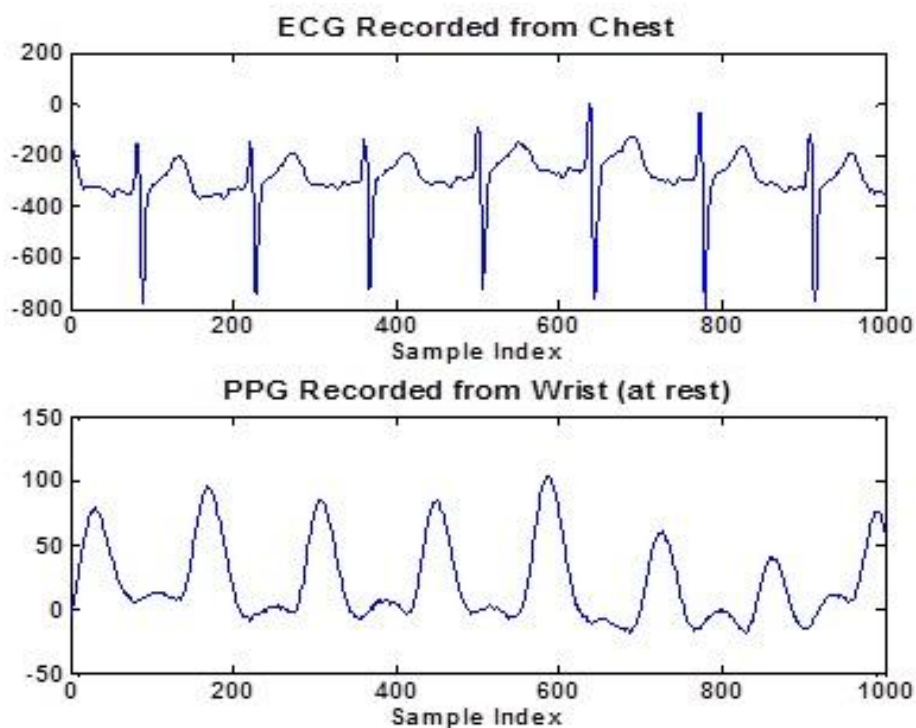
Figuur 21: Transmissie PPG-sensor [8]

2.6. ECG vs. PPG

Bij elke soort van PPG-meting moet er rekening gehouden worden met bepaalde vertragingen. Zo wordt PPG gemeten aan de huid en is er de vertraging van het bloed dat eerst de afstand moet afleggen van het hart tot aan de huid. Hierbij komt ook nog een kleine vertraging van de afstand die het licht moet afleggen.

Tussen de grafieken van ECG en PPG, in figuur 22, is er een sterke gelijkenis. Namelijk dat elk QRS-complex overeen komt met een piek uit het PPG-sigitaal. Wanneer er naar de tijdbasis wordt gekeken kan men vaststellen dat ze niet op hetzelfde moment voorkomen. Dit is te wijten aan de vertragingen tijdens het meten van het PPG.

Op beide signalen kan dus piekdetectie uitgevoerd worden en dit zou voor beide signalen naar een zelfde hartslag als resultaat moeten leiden.



Figuur 22: ECG grafiek vergeleken met PPG grafiek [9]

2.7. Internet protocollen

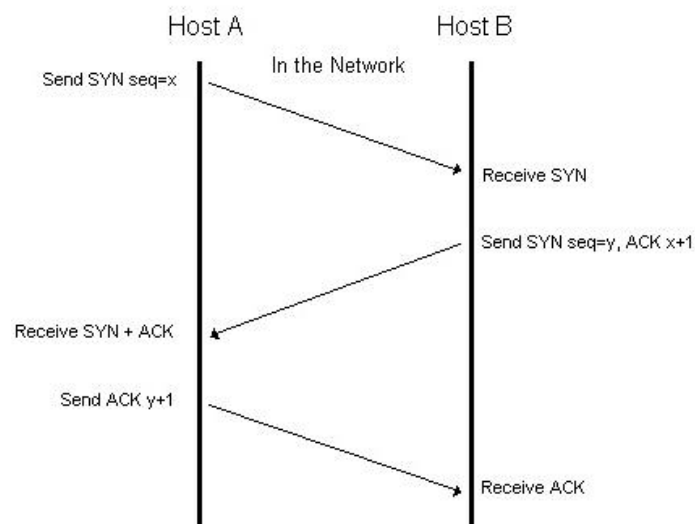
2.7.1. Introductie

Omdat het een belangrijk doel van deze masterproef is om data *real-time* en met zo weinig mogelijk dataverlies via het internet te versturen, worden de mogelijke internetprotocollen ook in detail besproken.

2.7.2. Transmissie controle protocol

Het transmissie controle protocol (TCP) is een transportprotocol dat gebruikt wordt door applicaties die gegarandeerd zeker willen zijn dat hun verzonden pakketjes aankomen. Het protocol voorziet handeling die omgaan met *time-outs* en retransmissie. TCP staat garant voor een vaste virtuele connectie tussen twee eindpunten. Elk eindpunt is gedefinieerd met zijn eigen IP adres en een TCP poortnummer. De werkwijze is uitgetekend in figuur 23. [10]

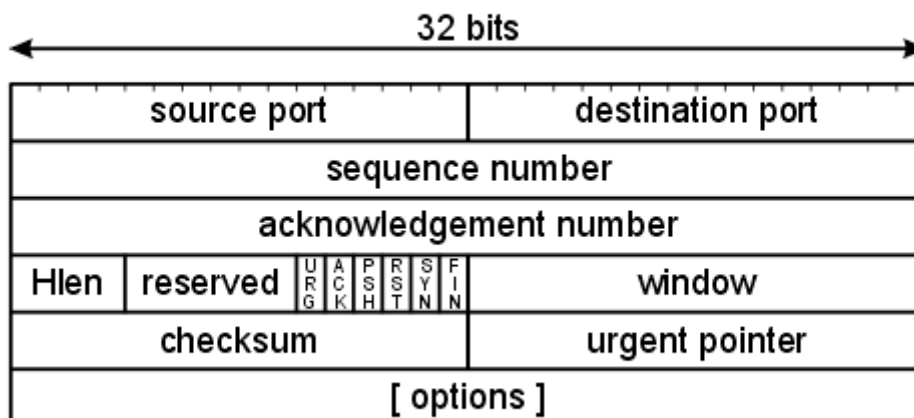
De bitstream die verzonden wordt via TCP, wordt verzonden in segmenten (seq's). Elk segment moet een bevestiging (*ack's*) krijgen van de ontvanger. De ontvanger moet deze bevestiging opnieuw ontvangen van de cliënt voor het volgende segment kan verstuurd worden. Dankzij deze *acknowledgement* pakketten, is er dus zekerheid dat alle pakketen effectief aankomen. Indien de ontvanger het verwachte *ack-pakket* niet ontvangt, zal aan de cliënt gevraagd worden om het gemiste pakket opnieuw te verzenden. [11]



Figuur 23: TCP connectie opbouw [11]

Omdat de connectie terug opgebouwd moet worden per segment dat er verstuurd wordt, wordt TCP ook het connectie georiënteerde protocol genoemd. Een segment bestaat uit een pakket *header* en de data die mee verzonden moet worden. Deze *header* is te zien in figuur 24. De TCP *header* heeft een grootte van 20 bytes.

TCP header format

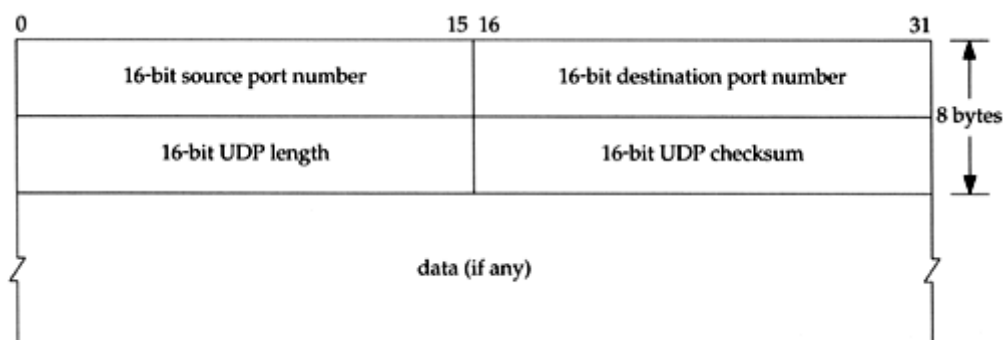


Figuur 24: TCP header [12]

2.7.3. User Datagram protocol

Een ander algemeen bekend internetprotocol is het “*User datagram protocol*”(UDP). Het UDP protocol voorziet geen extra handelingen wanneer dat data de ontvanger niet bereikt. Met andere woorden, UDP garandeert niet dat data die verzonden wordt ook effectief aankomt. Een applicatie die UDP gebruikt, moet zelf de eind-tot-eind communicatie opbouwen, terwijl het TCP protocol dit zelf doet. Dit houdt bijvoorbeeld in dat ook niet alle pakketten in volgorde zullen aankomen. Dit zal door de gebruiker behandeld moeten worden. Het voordeel van UDP is dat bij elk verzonden datapakket, er niet opnieuw een verbinding moet worden gemaakt om de bevestiging te sturen. Daarom wordt het UDP-protocol ook wel het connectieloze protocol genoemd. Dit betekent dat een programma een groot aantal pakketten kan sturen naar een server. Na het versturen van het laatste pakket is dit het einde van de relatie tussen cliënt en gebruiker.[10]

Hierdoor is het UDP protocol geschikt voor applicatie die een snelle en effectieve dataoverdracht willen, zoals het *streamen* van een video. Elk UDP pakket heeft ook telkens zijn eigen UDP *header*, omdat in deze *header* geen beveiligingsprotocollen zijn opgenomen, is deze ook acht bytes kleiner dan die van TCP. Hierdoor is de *overhead* van UDP ook al veel minder.





Figuur 25: UDP header [12]

2.7.4. TCP vs. UDP

Beide protocollen bieden voordelen die een must zijn voor dit project. Tabel 1 somt nog eens de grootste verschillen tussen TCP en UDP op. Omdat het ECG-signaal naderhand weer geanalyseerd moet worden, is het van groot belang dat alle ECG-pakketten aankomen op de server. Hiervoor zou de veiligheid van het TCP protocol een groot voordeel zijn.

Maar omdat de ECG-sensor het ECG op een relatief hoge frequentie meet, moeten deze gemeten waarden ook aan die snelheid verstuurd worden. Daarom is het UDP protocol eventueel meer geschikt.

Er zal dus al doende een gulden middenweg gevonden moeten worden tussen beide internetprotocollen om zowel veiligheid als snelheid te garanderen.

	 TCP	 UDP
Header:	32 bytes	24 bytes
Snelheid:	traag	snel
betrouwbaarheid	100% betrouwbaar	Best mogelijke poging, niet betrouwbaar
Typische toepassingen	E-mail, web surfen	Muziek, video <i>streamen</i>

Tabel 1: TCP vs. UDP

3. Materialen en methoden

3.1. Opstelling

De volgende *flowchart* geeft de volledige opstelling.



Figuur 26: Opstelling

Bij het ontwikkelen van een nieuw systeem is het belangrijk om gebruik te maken van concepten die zich al in het dagelijkse leven bevinden. Dit heeft als voordeel dat alles snel geïmplementeerd kan worden, zonder daar zware investeringen voor te moeten doen. Zo zal er gebruik gemaakt worden van hedendaagse technologieën zoals “*the cloud*”, “*the internet of things*” en het onlangs beschikbare “4G-netwerk”. Via “*the cloud*” is er een *online database* beschikbaar die ontstaan is door een samenwerking van het ZOL met Belgacom. Deze *database* is globaal beschikbaar en, met de juiste bemachtigingsrechten, ongelimiteerd. Daaropvolgend moet er een manier gevonden worden om de ECG-data *real-time* op de *database* ter beschikking te stellen.

Hiervoor is in eerste instantie een sensor nodig die het electrocardiogram kan meten en deze doorstuurt naar een “*homedevice*”. Dit “*homedevice*” is verantwoordelijk om de data in de *database* te stoppen.

Stap 1: de sensor

De sensor die gebruikt wordt, is ontwikkeld door Imec. Deze sensor maakt gebruik van “*Bluetooth Low Energy*” (BLE) of ook wel *bluetooth smart* genoemd. In tegenstelling tot normaal *bluetooth* is BLE een *bluetooth* configuratie die aanzienlijk minder *power* consumptie nodig heeft om eenzelfde staat van communicatie op peil te houden. Binnen “*healthcare*” applicaties is dit een groot voordeel.

Vrijwilligers bevestigen de ECG-BLE-sensor op hun borstkas, zoals op figuur 27. Dit onder toezicht van een ervaren persoon die de meest geschikte en efficiënte plek voor de sensor kent. Wel moet er rekening gehouden worden dat de ECG-sensor nog steeds ruwe data toont. Deze moet nog steeds sterk gefilterd en versterkt worden. Al reeds is aangetoond dat via een bandpass filter en het Pan-Tompkins algoritme de beste QRS-plot bekomen kan worden. Bijkomende heeft de sensor een frequentie van 256 Hz, dus de sensor stuurt 256 keer per seconde een ECG en hartritme waarde door.



Figuur 27: Patient met ECG-sensor op borstkast

Stap 2: een homedevise

Een homedevise dat vrijwel bij iedereen aanwezig is in onze huidige levensstijl, en die *bluetooth* ondersteunt, is een *smartphone*. Iedereen dezer dagen heeft een soort van *smartphone* in zijn broekzak zitten. Met de huidige innovaties kan eenvoudigweg een smartphone gedragen worden tijdens de inspanning, zoals te zien in figuur 28.



Figuur 28: Wearable smartphone

Er zal een “app” worden ontwikkeld die de communicatie met de BLE-ECG-sensor tot stand brengt en die zelf instaat is om de ECG weer te geven. Deze app zal een Android applicatie worden en zal geschreven worden in de programmeeromgeving *Eclipse* in de programmeertaal *Java* met behulp van de *Android sdk's* voor *Eclipse*.

Met behulp van het mobiele netwerk en het snelle 4G-netwerk heeft iedereen wel, overal en altijd, een snelle verbinding met het internet. De *smartphone* moet wel BLE ondersteunen.

Stap 3: online database

Zoals eerder vermeld is de *online database* ter beschikking gesteld door Belgacom. In samenwerking met een collega informatica zal er een website gemaakt worden waarop de fysiologische data *real-time* gevolgd kan worden. De website staat in connectie met de *online database* en toont zo alle data die opgeslagen staat op de *database*. De bedoeling is om hier de eerste stap te zetten naar een *online tool* die in de toekomst alle artsen zullen gebruiken om hun patiënten zo efficiënt mogelijk te kunnen opvolgen.

Stap 4: Deadline

Vier mei organiseert het ZOL een loopwedstrijd genaamd “Genk loopt”. De lopers zullen dan hartpatiënten zijn, die zich op dat moment op de cardiologie afdeling van het ZOL bevinden. Deze patiënten zijn de geschikte vrijwilligers en het evenement is een ideale gelegenheid om de applicatie uitermate te testen. De verhoogde hartritmes gedurende deze wedstrijd geven een idee hoe correct en betrouwbaar de ECG-data effectief is en of er over “*real-time monitoring*” gesproken kan worden.

3.2. ECG-sensor

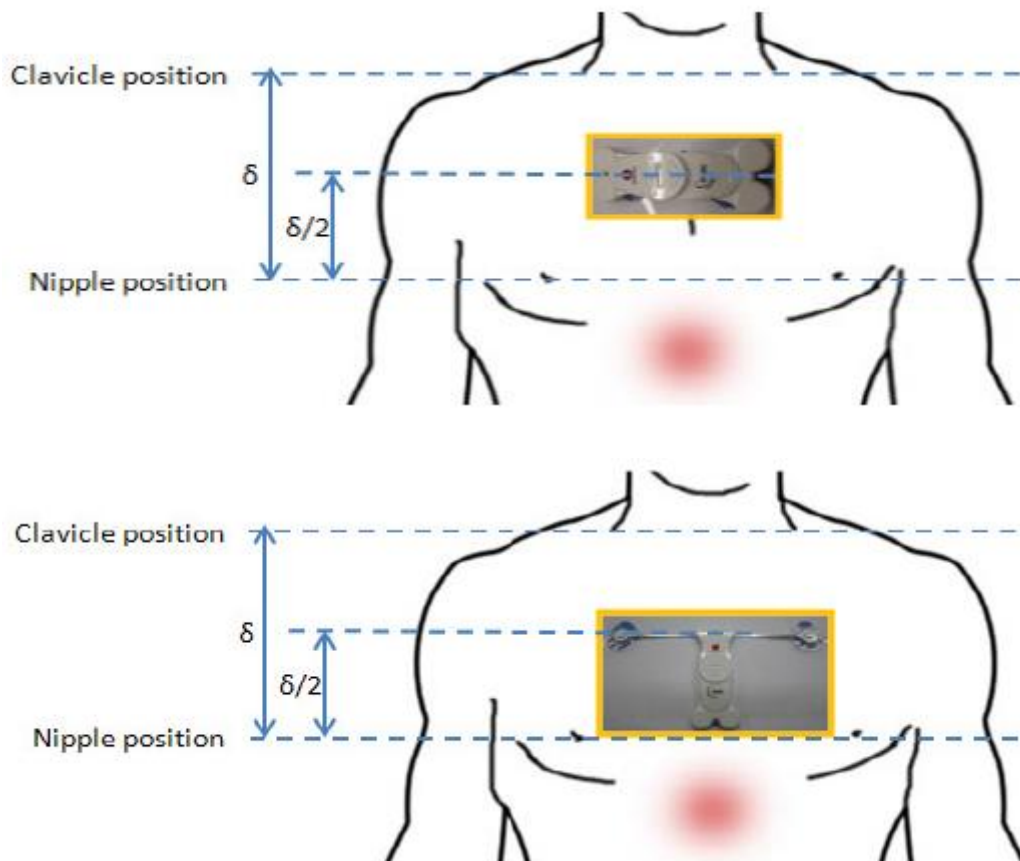
Draagbare ECG toestellen worden gebruikt om de elektrische activiteit van het hart te meten gedurende een bepaalde periode. De weergave van dit elektrische signaal weerspiegelt het ECG van het hart. De ECG sensor die gebruikt is voor dit project is ter beschikking gesteld door Imec uit Eindhoven. De sensor gebruikt Imec's gepatenteerde ECG acquisitie, dat garant staat voor ultra lage power consumptie. De sensor meet het elektrische signaal met behulp van wegwerpbare elektrodes. Nadat het signaal is gemeten wordt dit draadloos naar een *smartphone* gestuurd met behulp van het “*Bluetooth Low Energy*” (*BLE*) protocol. Deze draagbare sensor kan standaard de V1 afleiding meten. [13]

De sensor heeft ook een ingebouwde acceleratiemeter. Deze meet de gravitatiekracht, op de oppervlakte van de aarde en in rust bedraagt deze standaard $9,81 \text{ m/s}^2$. De sensor meet voortdurend het verschil met deze waarde in de X-, Y- en Z-richting en drukt dit uit in G-krachten. Deze acceleratiemeter wordt gebruikt om het ECG-signaal te verbeteren door bewegingsartefacten te verwijderen. De volgende figuur toont de afgeleverde demo kit van Imec.



Figuur 29: BLE ECG sensor demo kit van Imec. [13]

De sensor kan op twee verschillende manieren gebruikt worden, zoals te zien is in de volgende afbeeldingen.



Figuur 30: Gebruik en locaties van de ECG-sensor op het lichaam. [13]

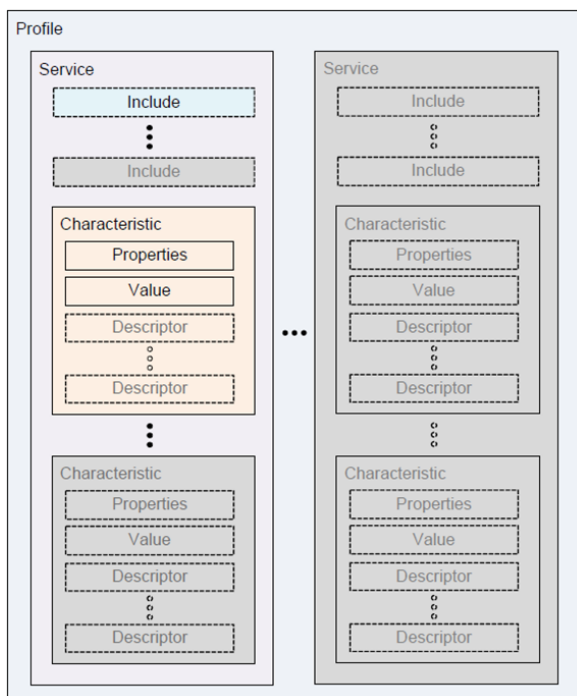
Beide configuraties meten de "Lead 1" afleiding. Beide kunnen ook tezamen gebruikt worden om zo een nog sterker ECG-signaal te meten. Hierdoor zullen de bewegingsartefacten van beide configuraties aanwezig in het gemeten ECG-signaal. Aangezien het doel is om een bewegend persoon te monitoren, wordt er geopteerd voor de configuratie die het minst gevoelig is voor bewegingsartefacten en dit is configuratie 1. [13]

3.3. Android applicatie

3.3.1. Bluetooth Low Energy (BLE) Protocol

BLE of *bluetooth smart* is de energiezuinige versie van het standaard *bluetooth* protocol. Het is speciaal ontwikkeld voor toestellen die werken op kleine knoobatterijen om hun levensduur te verlengen. De ECG sensor van Imed gebruikt ook het BLE protocol.

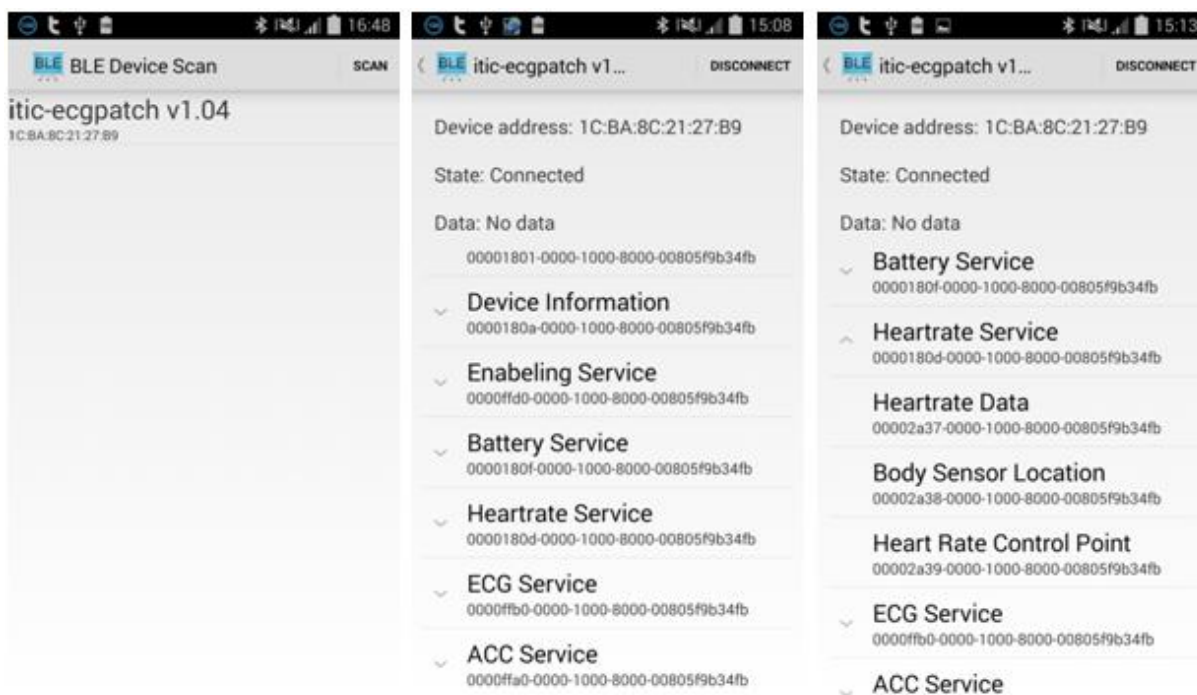
Het BLE protocol is gebaseerd op een zogenaamd "*Generic attribute*" profiel. De hiërarchie van dit profiel staat weergegeven in de volgende afbeelding. Alle eigenschappen die een BLE sensor heeft staan beschreven in "*services*". Deze *services* zijn een verzameling van allemaal karakteristieken, die hun eigen adres hebben. De *services* hebben zelf ook adressen. Al deze adressen staan bekend als *universal unique indentifiers (UUID)*. [14]



Figuur 31: Hiërarchie van het GATT profiel. [14]

Concreet wilt dit zeggen dat alle BLE sensoren met dezelfde doeleinden dezelfde services hebben. Het doel hiervan is dat alle BLE-toestellen eenzelfde structuur implementeren zodat er een standaard ontstaat. Deze standaard zorgt ervoor dat de gegevens van alle BLE-toestellen op een ongeveer gelijke manier te verkrijgen zijn. De karakteristiek bestaat minimaal uit een waarde en een beschrijving. [1]

Om te weten welke services en karakteristieken de Imed-sensor heeft, wordt een bestaande applicatie gebruikt die naar alle BLE toestellen in de buurt scant en ze volledig ontleedt. Hierbij worden de resultaten van de applicatie bekeken.



Figuur 32: Interne hiërarchie van de Imec-sensor

De *services* worden kort beschreven.

- “*Enabling service*”: deze *service* wordt éénmaal in het begin van de applicatie aangeroepen. Hierin word een bytegetal meegegeven dat aangeeft welke *services* worden geactiveerd.

In de volgende tabel staan de bytegetallen en de *services* die hier bij overeenkomen.

Schakel alles uit	Hartritme	ECG	Acceleratie
0x00	0x01	0x02	0x04

Tabel 2: bytegetallen voor de “enable service” [15]

- “*Battery service*”: Deze *service* geeft het batterij niveau van de sensor in procent weer. Dit batterij niveau word één maal per minuut verzonden.
- “*HeartRate service*”: Deze *service* bevat de gemeten hartslag en stuurt deze iedere anderhalve seconde door.
- “*ECG service*”: De belangrijkste *service*, met een frequentie van 256 Hz wordt er een pakket verzonden met acht ECG waardes. De inhoud van dit pakket is te zien in de volgende tabel.

ECG pakket			ECG waarde (ruwe data)	ECG waarde (in mV)
Data[09] (data_high)			uitzondering	data_low+data_high = volgnummer
Data[10] (data_low)	volgnummer			
Data[11] (data_high)			ECG waarde (ruwe data) = (0x0F & data_high)<<8+data_low	ECG waarde (in mV) = (ECG waarde (ruwe data) *0.9*1000)/(4096 * 275)
Data[12] (data_low)	ECG waarde[0]			
Data[13] (data_high)				
Data[14] (data_low)	ECG waarde[1]			
Data[15] (data_high)				
Data[16] (data_low)	ECG waarde[2]			
Data[17] (data_high)				
Data[18] (data_low)	ECG waarde[3]			
Data[19] (data_high)				
Data[20] (data_low)	ECG waarde[4]			
Data[21] (data_high)				
Data[22] (data_low)	ECG waarde[5]			
Data[23] (data_high)				
Data[24] (data_low)	ECG waarde[6]			
Data[25] (data_high)				
Data[26] (data_low)	ECG waarde[7]			

Tabel 3: ECG pakket [15]

Deze tabel komt rechtstreeks uit de *datasheet* van de Imec sensor. De rechterkolommen geven aan welke formules moeten toegepast worden om van de binaire data die binnen komt een meer herkenbare waarde te maken in millivolt. [15]

- “ACC service”: De acceleratie *service* stuurt met een frequentie van 32Hz een acceleratie pakket dat negen acceleratiewaardes bevat.

			Acc waarde (raw data)	Acc waarde (g)
Data[11] (data_high)	Acc waarde[0]	X[0]	Acc waarde (raw data) = (0x03 & data_high) << 8 + data_low	Acc waarde (g) = (Acc waarde (raw data) *4 / 1024
Data[12] (data_low)				
Data[13] (data_high)	Acc waarde[1]	Y[0]		
Data[14] (data_low)				
Data[15] (data_high)	Acc waarde[2]	Z[0]		
Data[16] (data_low)				
Data[17] (data_high)	Acc waarde[3]	X[1]		
Data[18] (data_low)				
Data[19] (data_high)	Acc waarde[4]	Y[1]		
Data[20] (data_low)				
Data[21] (data_high)	Acc waarde[5]	Z[1]		
Data[22] (data_low)				
Data[23] (data_high)	Acc waarde[6]	X[2]		
Data[24] (data_low)				
Data[25] (data_high)	Acc waarde[7]	Y[2]		
Data[26] (data_low)				
Data[27] (data_high)	Acc waarde[8]	Z[2]		
Data[28] (data_low)				

Tabel 4: Acceleratie pakket [15]

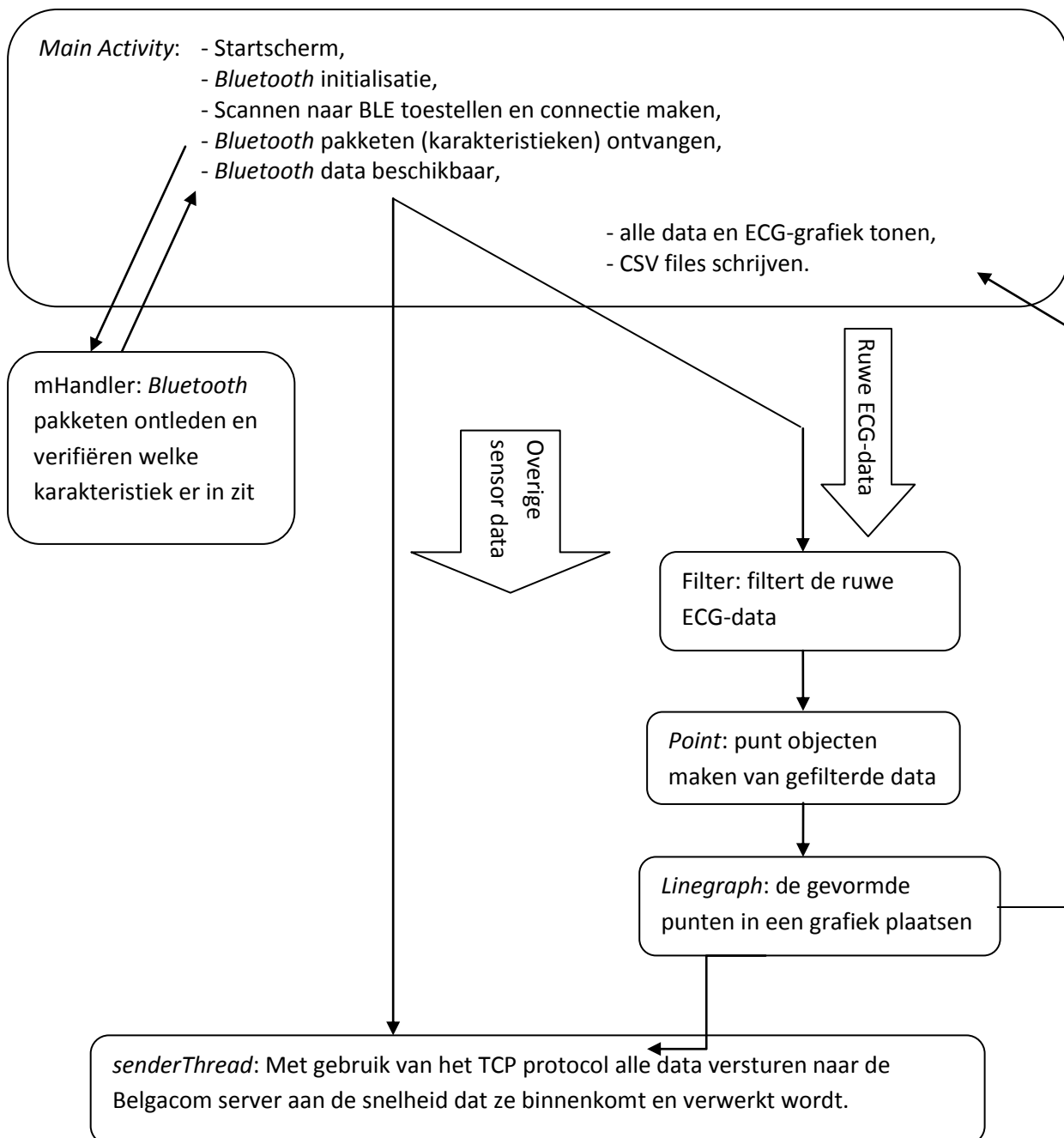
Deze tabel komt ook rechtstreeks uit de *datasheet* van de Imec sensor. De rechterkolommen geven aan welke formules moeten toegepast worden om van de binnenkomende binaire data een meer herkenbare waarde te maken in G-krachten. [15]

Ondanks dat het BLE protocol veel voordelen biedt, minimaliseert het toch de hoeveelheid smartphones die kunnen gebruikt worden. BLE wordt namelijk pas ondersteund vanaf Android versie 4.3 ofwel api level 18.

3.3.2. Applicatie opbouw versie 1: streaming via TCP

Voor verscheidene redenen wordt er geopteerd voor een android applicatie. Android is een *opensource* besturingssysteem. Dit houdt in dat alle applicaties die in dit platform ontwikkeld worden volledig rechtmatig gebruikt en gedeeld mogen worden.

Android applicaties worden geschreven met de programmeertaal "Java". Java is een objectgeoriënteerde programmeertaal, de objecten zijn gedefinieerd als klassen. De opbouw van de applicatie staat gelijk aan de samenhang van de klassen. Java is eveneens een *opensource* programmeertaal, er is dus geen gevaar voor eventuele licentieconflicten. De *flowchart* in figuur 33 geeft samenhang en werking van de applicatie.



Figuur 33: Flowchart van eerste versie van de applicatie

Main activity:

De *main activity* is naast het startscherm ook meteen de hoofdactiviteit, dus de *user interface* (UI) van de activiteit. Vooraleer er met *bluetoothapparaten* kan gewerkt worden, moet eerst *bluetooth* geactiveerd worden en daarna het BLE protocol geïnitieerd. Aansluitend is de applicatie klaar om connectie te maken met BLE toestellen.

Er wordt gescand naar BLE toestellen en door de gewenste te selecteren wordt de connectie gevormd. Daarna wordt er connectie gemaakt met de gewenste *services* van het toestel. De applicatie zal vervolgens binnenkomende *bluetooth* pakketten ontvangen.

Deze pakketten worden daaropvolgend meteen doorgestuurd naar een *handler* klasse. Dit is een standaard manier van werken binnen de *android* omgeving en hier kan niet van worden afgeweken.

mHandler:

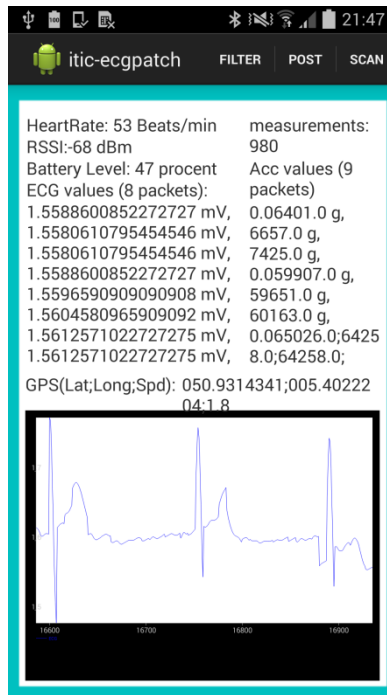
De *services* van veel BLE toestellen werken doorgaans niet synchroon maar asynchroon. Hierdoor is niet meteen geweten welk pakket van welke service afkomstig is. Daarom is deze klasse verantwoordelijk om het pakket te ontleden en te onderzoeken vanaf welk UUID adres het pakket verzonden werd. Nadat het pakket geïdentificeerd is, wordt dit naar de *main activity* gestuurd en is de gemeten fysiologische data tenslotte beschikbaar.

Filter:

Fysiologische data die niet hoeft gefilterd te worden, zoals het hartritme, is ogenblikkelijk klaar om weer te geven op het scherm. Maar fysiologische data, zoals de ECG-data, moet eerst via de filter bewerkt worden om de effecten van de storingsbronnen, die op het signaal zitten, weg te werken.

Point and Linegraph:

Het doel is nu weer om de bewerkte ECG-data in een elektrocardiogram te vormen. Daarom wordt van elke gemeten waarde een punt gemaakt dat daarna door de *linegraph* klasse in een grafiek wordt geplaatst. Wanneer deze grafiek voltooid is, wordt deze samen met alle andere data weergegeven op het hoofdscherm. Figuur 34 geeft een idee weer van hoe het hoofdscherm er op dit moment uitziet.



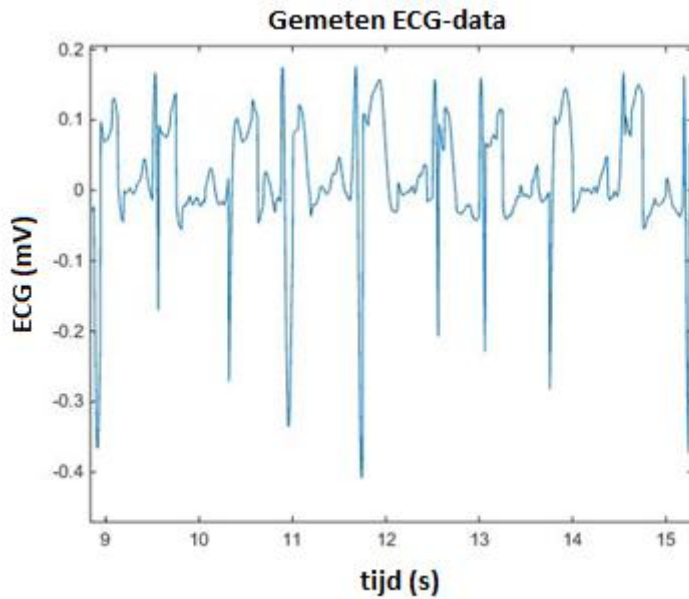
Figuur 34: Hoofdscherm van de applicatie tijdens een meting

sendertThread:

Alle data moet nu nog naar het online portaal gestuurd worden. Hierbij gaat veiligheid nog boven snelheid. Omdat het gaat om cruciale data waarbij elke waarde van belang is, is er zekerheid nodig dat alle data ook effectief aankomt. Met die reden is er voor het TCP protocol gekozen. Deze klassen roept het protocol aan en verstuurt alle data.

Conclusie:

Na een grondige testfase blijkt dat de applicatie wel functioneel is, doch zeker niet effectief. Wanneer we een grafiek bekijken, grafiek 1 van de ruwe data die binnenkomt via *bluetooth*, kan er meteen opgemerkt worden dat er geen mooi QRS-complex te zien is.



Grafiek 1: Gemeten ECG-sigitaal met zware bluetooth verliezen

In deze grafiek is geen vast patroon te herkennen, pieken vallen weg en golven worden onderbroken. Er zijn dus al veel verliezen die optreden tijdens de *bluetooth* overdracht. Na wat analyse blijkt de oorzaak te zijn dat de UI te vaak moet *geupdatet* worden. Telkens wanneer er ECG-data gemeten wordt, moet de grafiek volledig hertekent worden, dit samen met het filteren van de data en het opsturen naar de server is een te intensief proces voor de smartphone. Op deze manier is een pakket te lang in verwerking vooraleer er een volgend pakket kan verwerkt worden.

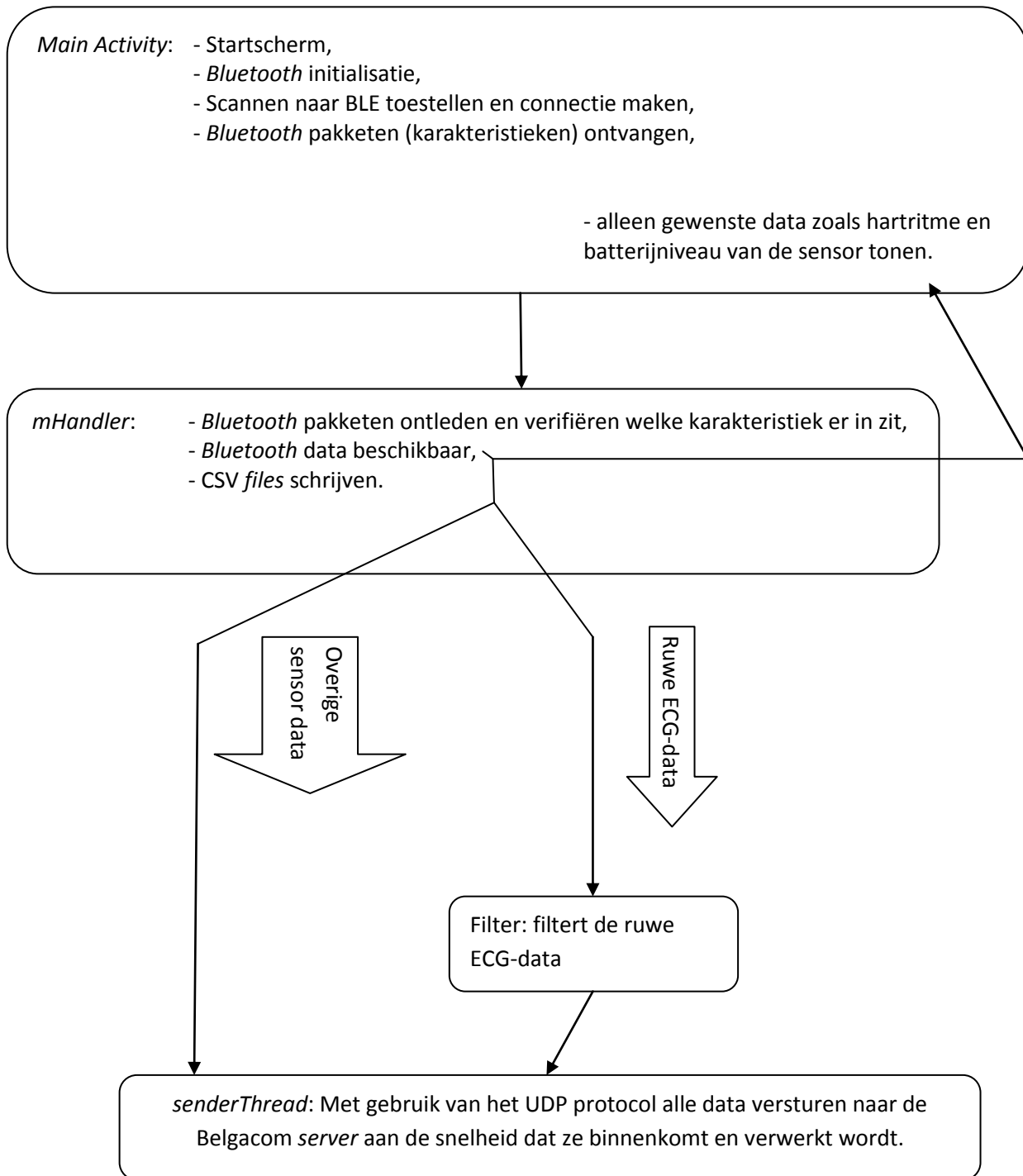
Wat ook valt waar te nemen, is dat het volledige *bluetooth* pakket tweemaal verstuurd wordt tussen de *main activity* en de *handler* klasse. Door al deze logge bewerkingen is het huidige *bluetooth* verlies gemiddeld 60%. De pakketten die de *bluetooth* overdracht dan toch behaald hadden, kwamen nog trager op het online portaal aan. Dankzij de beveiligingsprotocollen van TCP komen alle pakketten wel aan maar met een te grote en steeds stijgende vertraging.

De grote *bluetooth* verliezen en de TCP vertragingen zijn niet acceptabel en daarom kan er niet meer over het *real-time* concept gepraat worden. Zowel de *bluetooth* configuratie als het internetprotocol moeten herzien worden. De effectiviteit van de applicatie ligt nu zo laag dat er nood is aan een nieuwe structuur en tweede versie.

3.3.3. Applicatie opbouw versie 2: streamen via UDP

De structuur van de nieuwe sensor is in grote lijnen dezelfde gebleven. Er zijn enkele veranderingen in deze structuur die doorgevoerd worden. Zo zal er zo weinig mogelijk fysiologische data op de UI van de applicatie zichtbaar zijn. Een basisvereiste voor de applicatie was in feite dat de gebruiker ten alle tijden zijn eigen ECG en andere fysiologische data moet kunnen zien. Echter het *streamen* van de data krijgt absolute prioriteit boven het visualiseren van de data op de applicatie zelf. Bijgevolg moeten de capaciteiten van de *smartphone* hier optimaal voor benut worden. Om deze reden is op dit punt besloten om zo weinig mogelijk fysiologische data weer tegen op de smartphone, zelfs het ECG valt weg. Enkel data die echt van belang is voor de gebruiker zal nog getoond worden. Dit is data zoals de hartslag en het batterijniveau van de sensor in kwestie. Dit zal de UI veel lichter maken.

In de *flowchart* van figuur 35 is de opbouw van de nieuwe applicatie te zien.



Figuur 35: Applicatie opbouw v2

Het grootste verschil bevindt zich in de functie van de *handler* klasse. In de flowchart is te zien dat de *handler* klasse in deze opstelling een veel grotere verantwoordelijkheid heeft. In de vorige versie zat de rekenkracht voornamelijk in de *main activity*, deze is grotendeels verschoven naar de *handler* klasse. Het voordeel hiervan is dat er geen tweede keer een volledig *bluetooth* pakket tussen de klassen moet gedeeld worden. Dit zal de tijd dat een *bluetooth* pakket in gebruik is drastisch doen dalen.

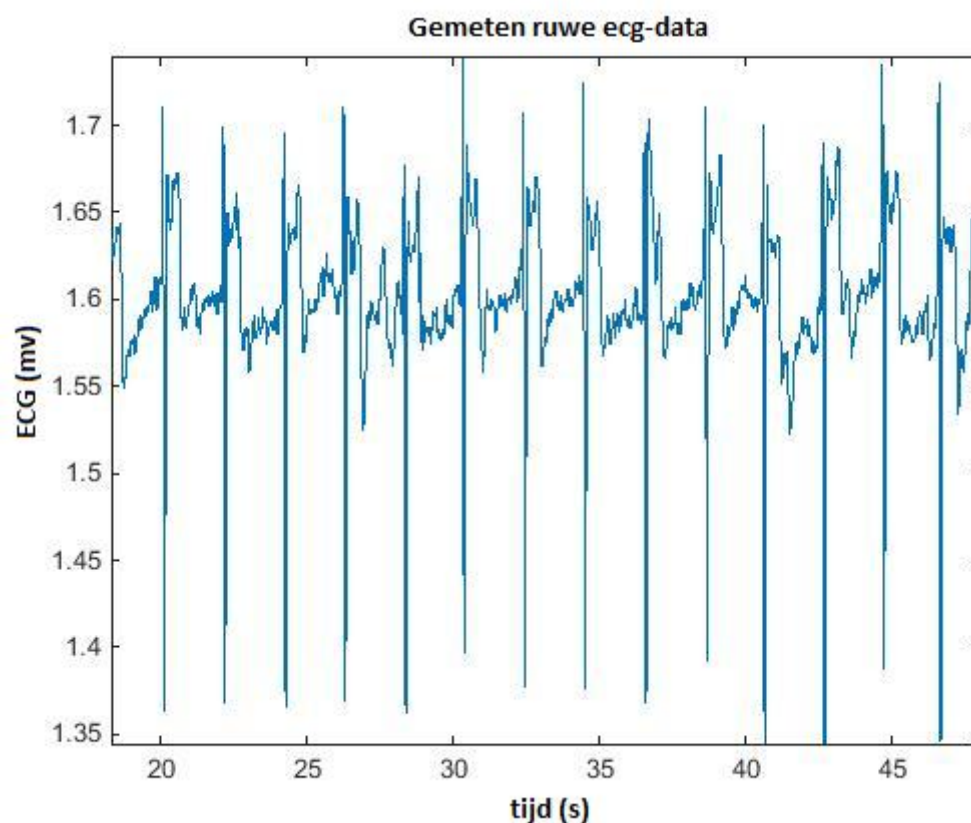
Doorslags zal de applicatie vlugger klaar zijn met de verwerking van één pakket en zo klaarstaan om het volgende te ontvangen. Dit was de grootste oorzaak van de zware *bluetooth* verliezen in de vorige versie. Wanneer de applicatie nog bezig is met een huidig pakket en er komt een nieuw pakket aan, dan zal dit nieuwe pakket onverbiddelijk verloren gaan. Deze aanpassing zal de *bluetooth* overdracht zeker ten goede komen.

Bovendien is er een omschakeling van het TCP protocol naar het UDP protocol geweest, het *real-time* concept moet bewaard blijven en daarom zijn vertragingen te vermijden. Het UDP protocol zou geen last van vertragingen mogen hebben. Er zal al doende moeten getest worden of er pakketten verloren gaan en indien dit zo is, of dit binnen de limieten ligt.

Conclusie:

Vervolgens wordt er een fractie van de gemeten ECG-data bekeken in grafiek 2. Er is een duidelijke verbetering van het ECG-sigitaal merkbaar. Zowel het QRS-complex als de twee bijstaande golven zijn duidelijk zichtbaar. Er zijn geen pieken of cruciale data die nog wegvalt.

Door de nieuwe opbouw van de applicatie is het *bluetooth* verlies gereduceerd tot plusminus twee procent. Dit is een standaard *bluetooth* verlies wanneer men BLE gebruikt aan een hoge frequentie. Met andere woorden dit is volledig acceptabel.



Grafiek 2: Gemeten ECG-sigitaal met zo goed als geen *bluetooth* verlies

Wat de verliezen over internet betreft, is er zeker niet veel beterschap gekomen bij het overschakelen naar het UDP protocol. Dankzij het UDP protocol is er zowaar geen vertraging meer op het verzenden van alle data. Doch is er wel een stijging van verloren pakketten. Er zijn piekmomenten waar er van de drie verzonden pakketten maar één aankomt op de server. Dit is een UDP verlies van 66% en is zeker niet passabel.

Dit wordt opgelost op de volgende manier. In het UDP pakket wordt niet enkel nieuwe ECG-data gestopt, maar ook de data van twee oudere pakketten meegestuurd. Op deze manier is er een vorm van *failsafe* ingebouwd. Hierdoor worden de gaten van twee gemiste pakketten weer opgevuld. Zo reduceert het UDP verlies van 66% naar 0%.

3.4. GPS data en extra mobiele gegevens

Aangezien het uiteindelijk de bedoeling is om deze analyses te doen terwijl mensen bezig zijn met hun dagelijkse dingen, en dus niet stil zitten in de controle kamer, zullen er meer gegevens nodig zijn. Zo leek het toevoegen van GPS data een logische keuze. Indien dat er iets ernstig mis gaat, is de locatie van de gebruiker geweten en kan er meteen gehandeld worden.

Ook omdat het hier gaat om veel dataoverdracht, is “*phone-metrix*” data eveneens van belang. Wanneer er dan data blijkt te missen, kan nagegaan worden of dit te wijten is aan het tekort komen van de gebruikte smartphone of eventueel een ontoereikende internetverbinding. Daarom wordt de applicatie uitgebreid om meer mobiele data te verzenden. Dit is de volgende data.

GPS-data zoals:

- longitude
- latitude
- altitude
- snelheid

De collega informatica gebruikt de google maps api om deze weer te visualiseren. Op deze manier kan elke loper op de meter getraceerd worden.

Eveneens de volgende Phone metrix data:

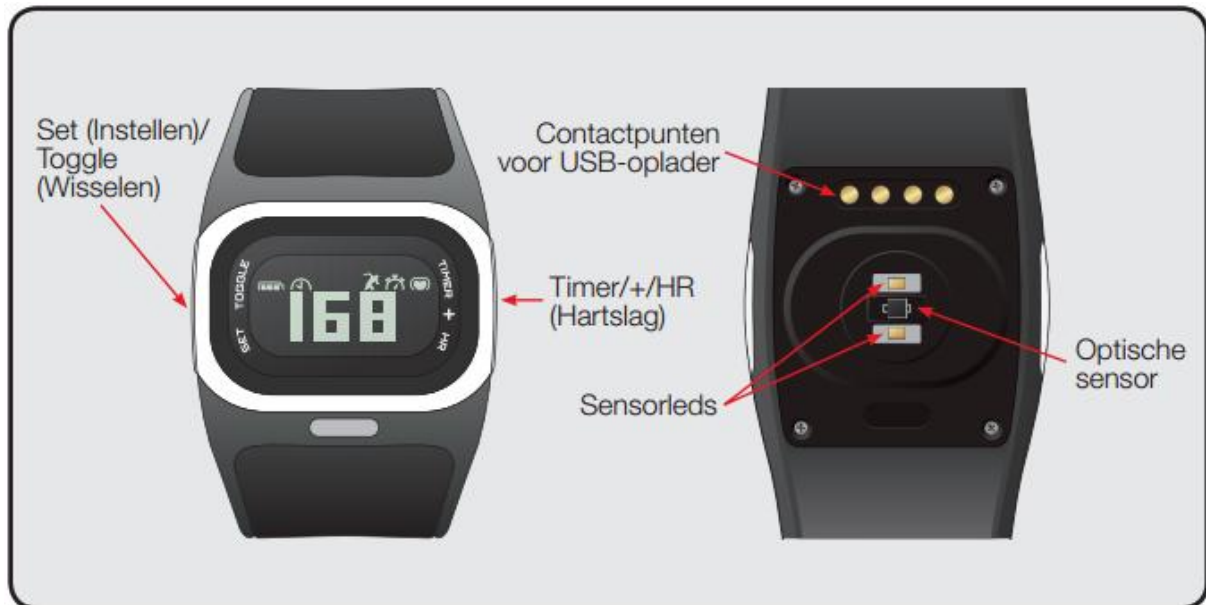
- batterijniveau van de gsm
- batterijniveau van de sensor
- temperatuur van de gsm
- mac-adres van de gsm
- time stamp
- de signaal sterkte van het mobiele internet

Indien er dan dataverliezen zijn, kan hiermee getraceerd worden wat de precieze aanleiding is. Zoals bijvoorbeeld een te laag batterijniveau of een onvoldoende sterke internetconnectie.

Omdat deze data niet zo frequent hoeft *geupdate* te worden als de fysiologische data, wordt een nieuwe thread gebruikt om deze data maar twee maal per seconde op te sturen.

3.5. PPG-sensor

Om de correctheid van de ECG-sensor na te gaan tijdens de metingen zal de hartslag van de ECG-sensor, vergeleken worden met deze van een PPG-sensor. De gekozen PPG-sensor is de “Mio Alpha”, een *smartwatch* gebaseerd op het reflectie PPG principe.



Figuur 36: Lay-out van de Mio Alpha [16]

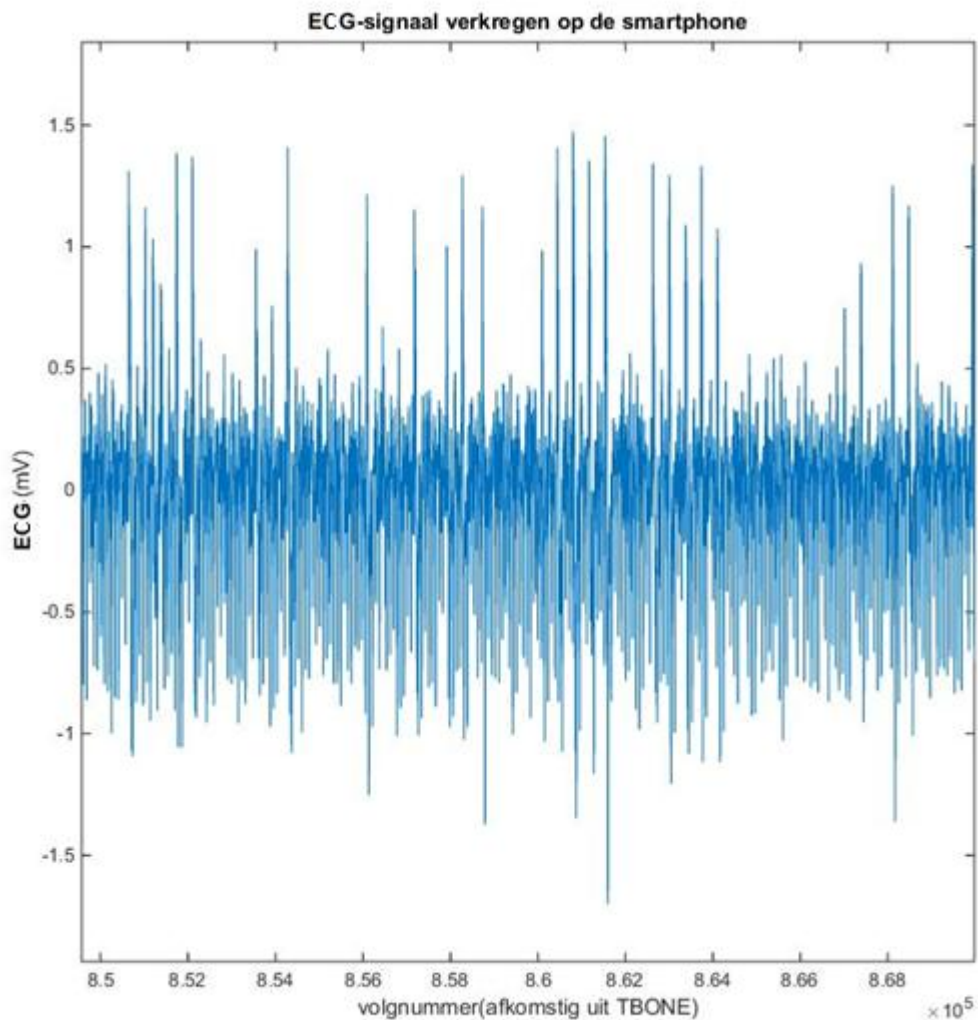
Net zoals de ECG-sensor is de Mio Alpha een BLE-toestel. Hij kan dus tevens met deze applicatie uitgelezen worden op hetzelfde principe als de ECG-sensor. Het is perfect mogelijk om beide toestellen terzelfdertijd te verbinden met de *smartphone*. Ook de gemeten hartslag van de Mio Alpha zal opgestuurd worden naar de server voor latere analyse.

Daar de gemeten hartslagen van beide sensoren op dezelfde frequentie aankomen op de server, is het mogelijk statistiek toe te passen om te verifiëren of de metingen van de Mio Alpha wel mogen dienen als referentie voor de ECG-sensor.

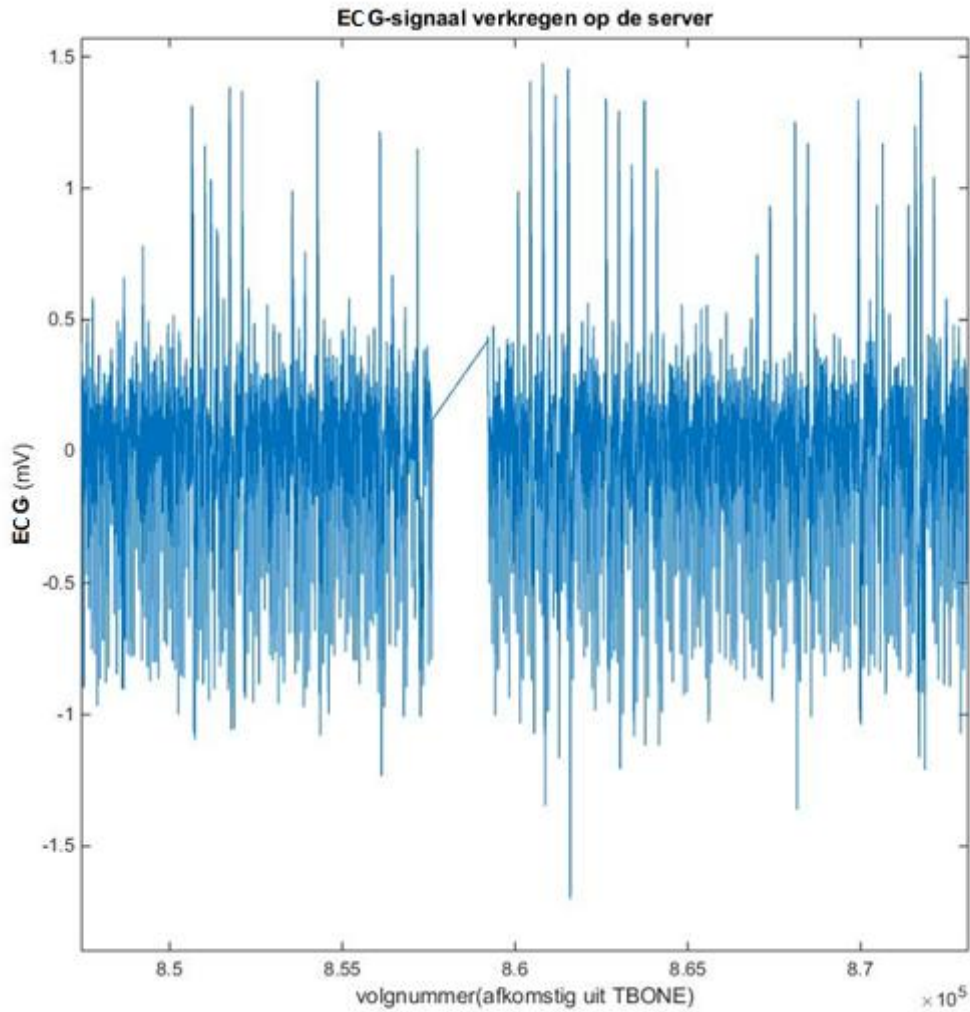
4. Resultaten en discussie

4.1. Verloren UDP data en pakketten

In de finale applicatie is er bijgevolg voor het UDP protocol gekozen. Dankzij het opsturen van zowel de nieuwe ECG-data als de oude ECG-data, is het UDP verlies gereduceerd tot bijna nihil. Toch is er soms in de ontvangen grafieken duidelijk een *glitch* te zien. Grafieken 3 en 4 geven een voorbeeld van een grafiek die duidelijk een periode bevat waarin geen data is ontvangen, ondanks deze verstuurd werd door de *smartphone*. Deze waarden zijn real-time gemeten op het evenement Genk Loopt. Deze *glitch* duidt erop dat er pakketten missen. Dankzij alle contextuele data die wordt mee verzonden kan er onderzocht worden wat de precieze oorzaak is van deze gemiste pakketten.



Grafiek 3: Opgeslagen ECG-data op de smartphone



Grafiek 4: Opgeslagen ECG-data op de server

De *Phone metrix* data wordt bekeken op de moment dat deze verloren data zich manifesteert.

Mac	Volgnummer	Time stamp	B. sensor	B. gsm	T.gsm	signaal
164	858500	1,43066E+12	49	73	28	HSPAP
164	858501	1,43066E+12	49	73	28	HSPAP
164	858502	1,43066E+12	49	73	28	HSPAP
164	858503	1,43066E+12	49	73	28	EDGE
...
164	859000	1,43066E+12	49	72	28	EDGE
164	859001	1,43066E+12	49	72	28	EDGE
164	859002	1,43066E+12	49	72	28	EDGE
164	859003	1,43066E+12	49	72	28	EDGE
...
164	859275	1,43066E+12	49	72	28	EDGE
164	859276	1,43066E+13	49	72	28	HSPAP
164	859277	1,43066E+12	49	72	28	HSPAP
164	859278	1,43066E+12	49	72	28	HSPAP

Tabel 5: Ontvangen en opgeslagen contextuele data uit de smartphone

Vermits het hier gaat over een periode van vijf tot zes seconden, waarbij telkens 256 waarden opgestuurd worden, dit geeft een totaal van maximaal 1536 gemiste waarden. De oorzaak van deze ontbrekende waarden kan aan verschillende bronnen toegeschreven worden. Doordat de software toepassing niet alleen het ECG monitort van de patiënt, maar ook alle mogelijke *phone* data kunnen de volgende besluiten getrokken worden:

Het batterijniveau:

Zowel het batterijniveau van de ECG-sensor als de *smartphone* in kwestie zijn nog meer dan voldoende. Het niveau van de sensor moet al zeker beneden de 30% dalen vooraleer deze niet meer optimaal functioneert.

De temperatuur van de smartphone:

Er is geen specifieke temperatuurschommeling te zien tijdens de meting in kwestie. De temperatuur blijft gedurende de volledige meting ver beneden de grenswaarden van de gebruikte *smartphone*, hier een *galaxy S5*. Er is aanvankelijk niets dat erop wijst dat de *smartphone* boven zijn rekenlimiet is getreden.

De signaalsterkte van het mobiele internet:

Er is een duidelijke drop zichtbaar in de signaalsterkte van het mobiel internet. Want *EDGE* staat gelijk aan een snelheid van maximaal 250 kbps. *HSPAP* komt dan weer overeen met een snelheid van maximaal 42 Mbps. [16]

Het maximum aantal bytes per seconde dat nodig is om het ECG-pakket te verzenden kan eveneens berekend worden:

ECG packet

Position	Bytes	Value	Type
0	1	Device ID	int
1	1	Packet type	int
2	8	Timestamp	long
10	2	Sequence number	int
12	4	oldOldEcg value 0	float
16	4	oldOldEcg value 1	float
...
40	4	oldOldEcg value 7	float
44	4	oldEcg value 0	float
48	4	oldECG value 1	float
...
72	4	oldECG value 7	float
76	4	ECG value 0	float
80	4	ECG value 1	float
....
104	4	ECG value 7	float

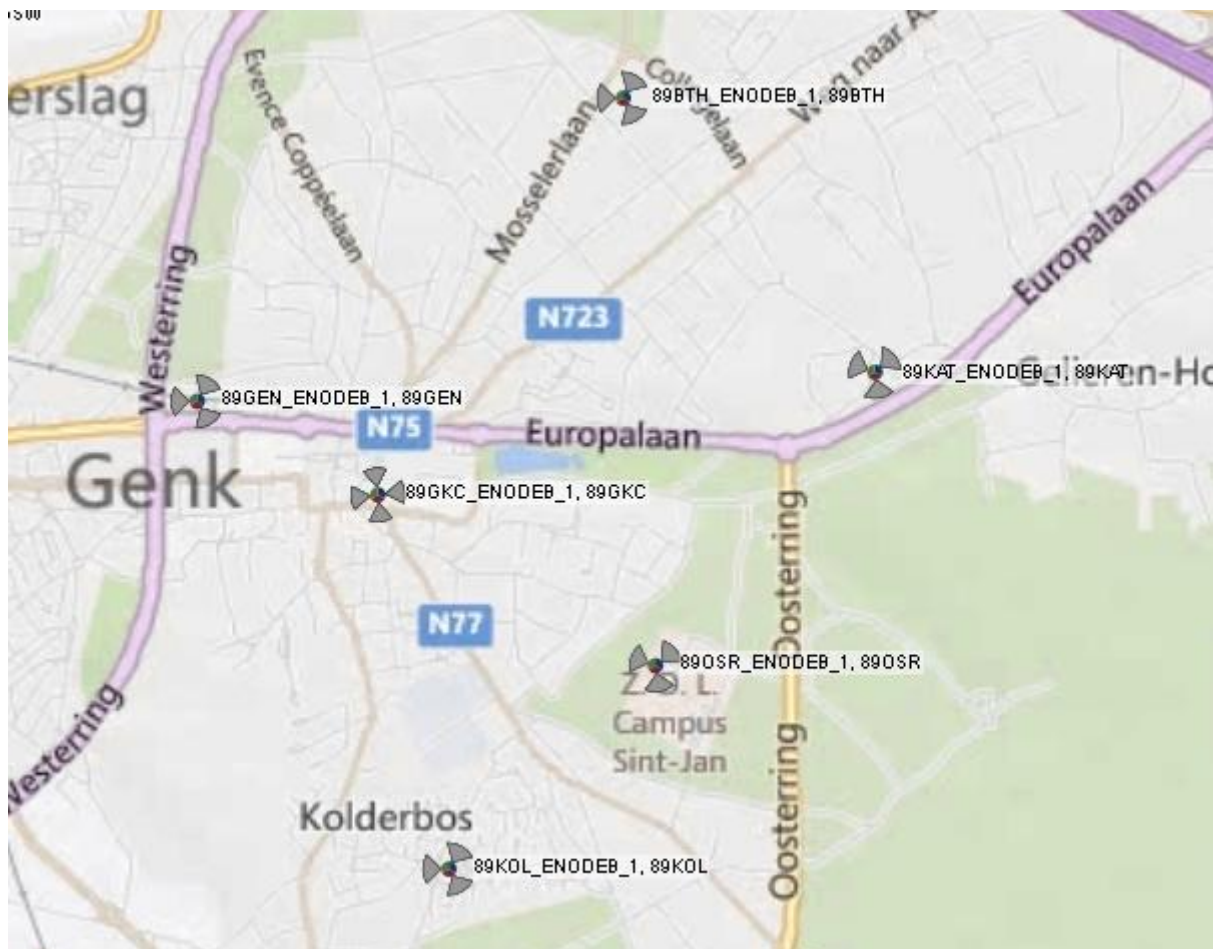
Totale grootte: **108 Bytes** → **30 Hz** → **3,16 Kbytes/s**

Met *overhead*: $108+48 = 156 \text{ Bytes}$ → **30 Hz** → **4,57 Kbytes/s**

Uit de berekening is waarneembaar dat er slechts een overdrachtsnelheid nodig is van 4,57 kbps. Met andere woorden, *EDGE* zou meer dan voldoende moeten zijn. Toch is het zo dat er niet vanuit gegaan kan worden dat de snelheid bij *EDGE* effectief 250 kbps is. *EDGE* is namelijk de laagste instelling die de huidige *smartphone* configuraties kent. Dus tevens wanneer de snelheid in principe zo goed als nul of onbestaande is, is de instelling nog steeds *EDGE*. In het slechtste geval kan er dus vanuit gegaan worden dat er een periode is geweest “zonder” mobiele internetverbinding. Dit zou zeker de oorzaak kunnen zijn van de gemiste data pakketten.

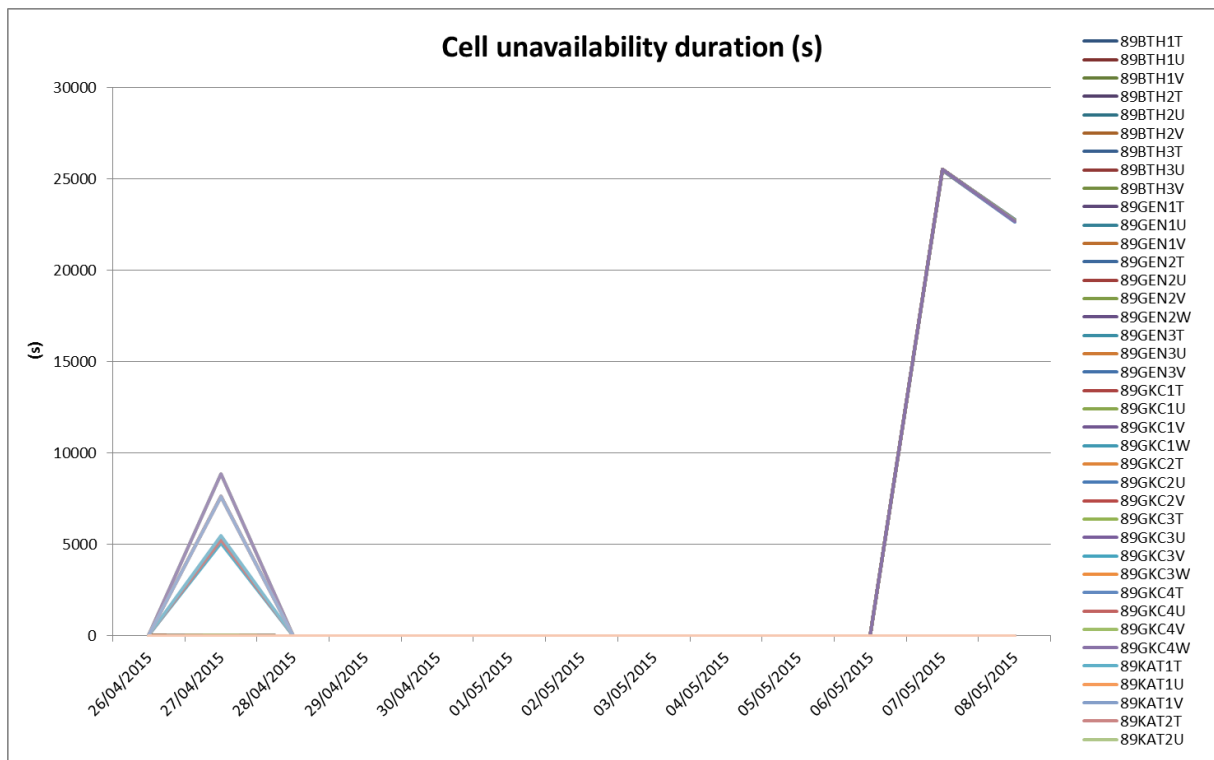
Deze “voorlopige” hypothese kan enkel bekrachtigd worden wanneer deze slechte mobiele verbinding ook bij de provider, in dit geval proximus van Belgacom, zichtbaar is. Dankzij de goede samenwerking met Belgacom zijn hun statistieken beschikbaar.

Deze statistieken zijn in grafieken weergegeven. De metingen zijn logischerwijze enkel van belang voor de torens die in de buurt stonden van het loopevenement. Op de volgende map zijn deze torens gesitueerd.



Figuur 37: map met proximus masten

De volgende grafiek geeft aan of er masten waren die volledig onbeschikbaar of uitgeschakeld waren.

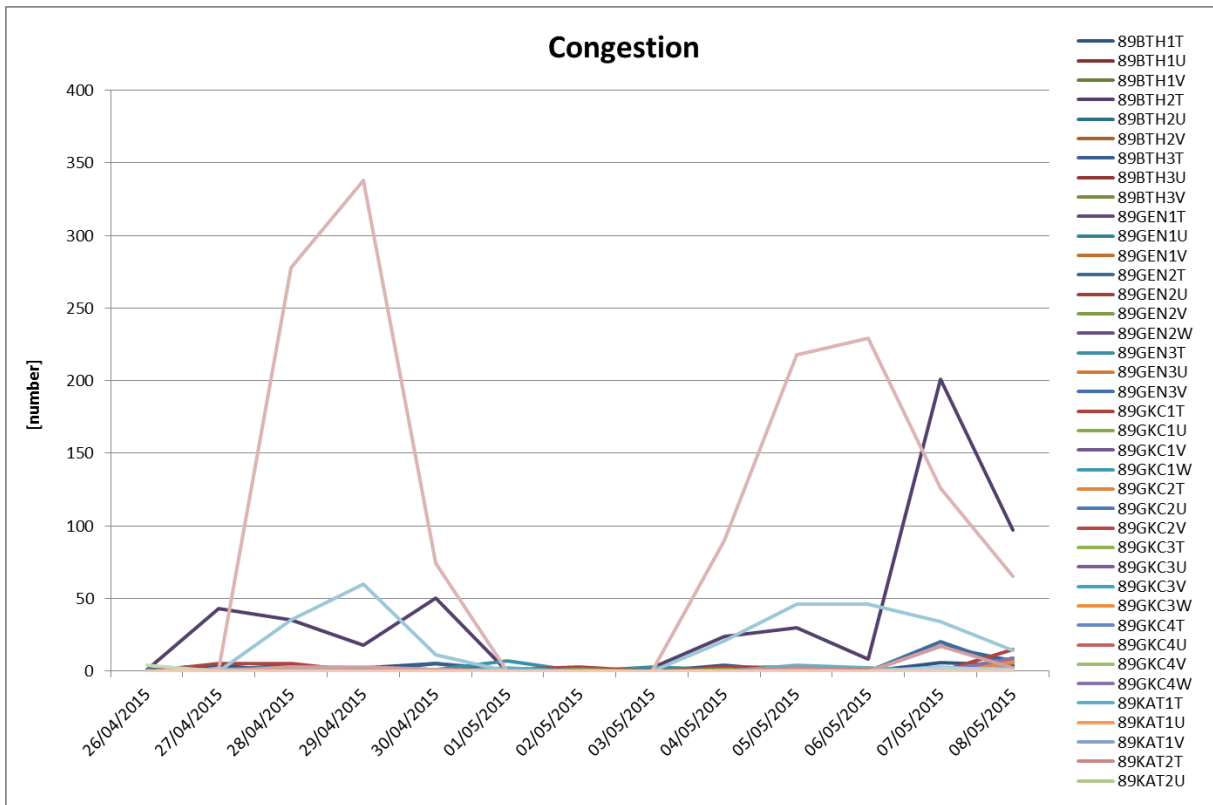


Figuur 38: De beschikbaarheid van de proximus masten

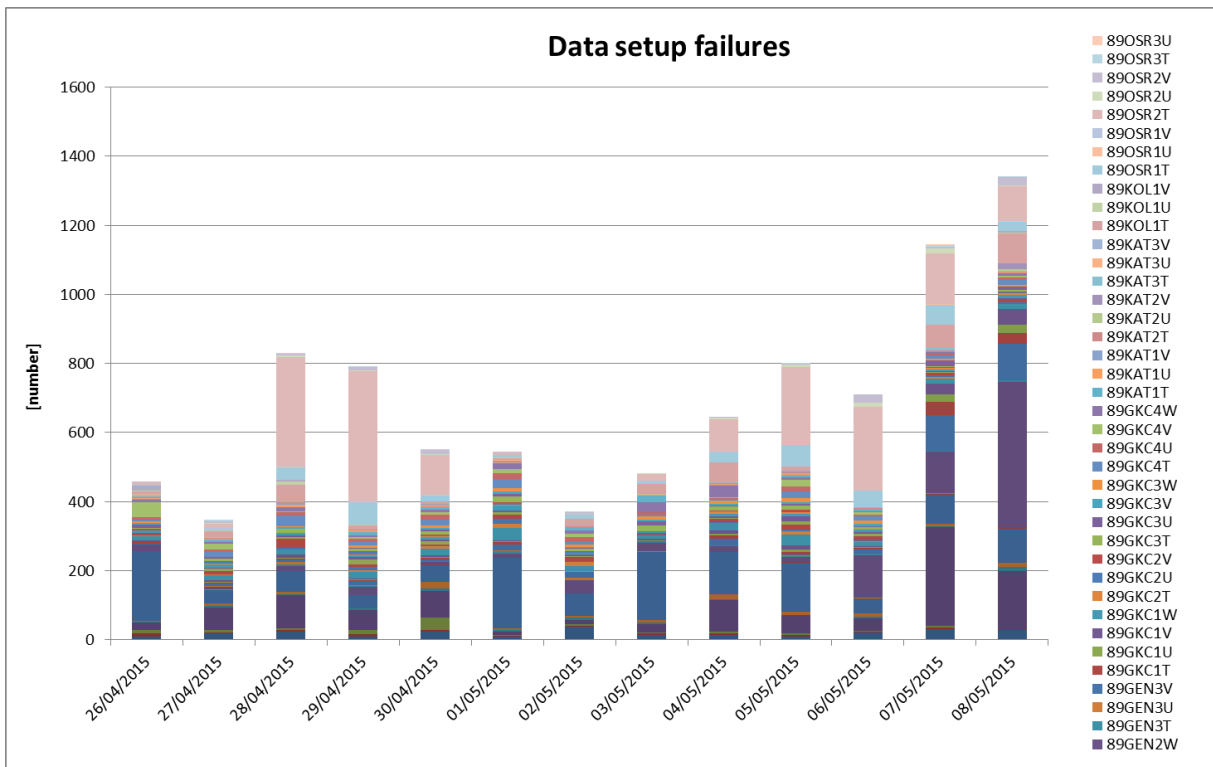
Hierin is te zien dat er op de dag van de metingen, op 3 mei 2015, geen masten waren die niet naar wens functioneerden.

De volgende grafieken meten andere cruciale variabelen zoals:

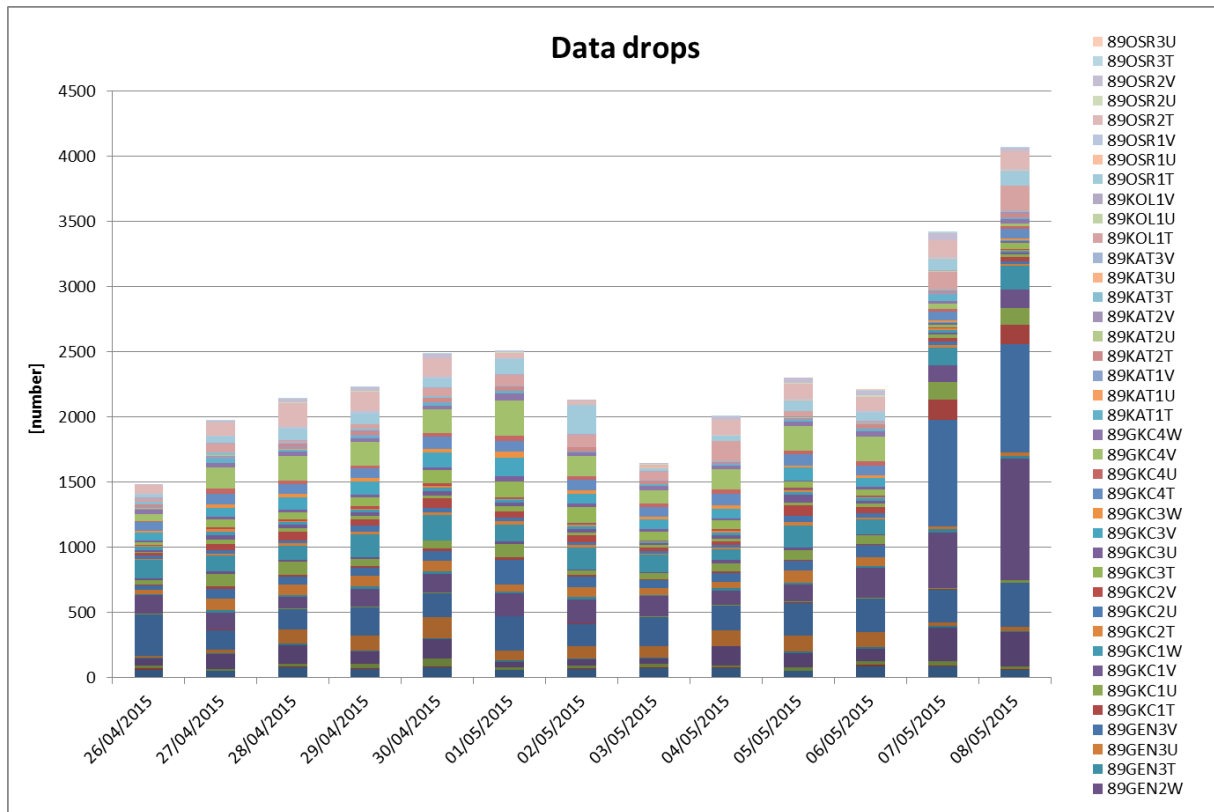
- Opstopping, er was dermate data dat deze niet allemaal verwerkt kon worden en op die manier voor een *bottleneck* zorgden
- Het falen van de data opbouw
- Het verliezen van data



Figuur 39: Opstopping van data in de proximus masten



Figuur 40: Het falen van de data opbouw in de proximus masten



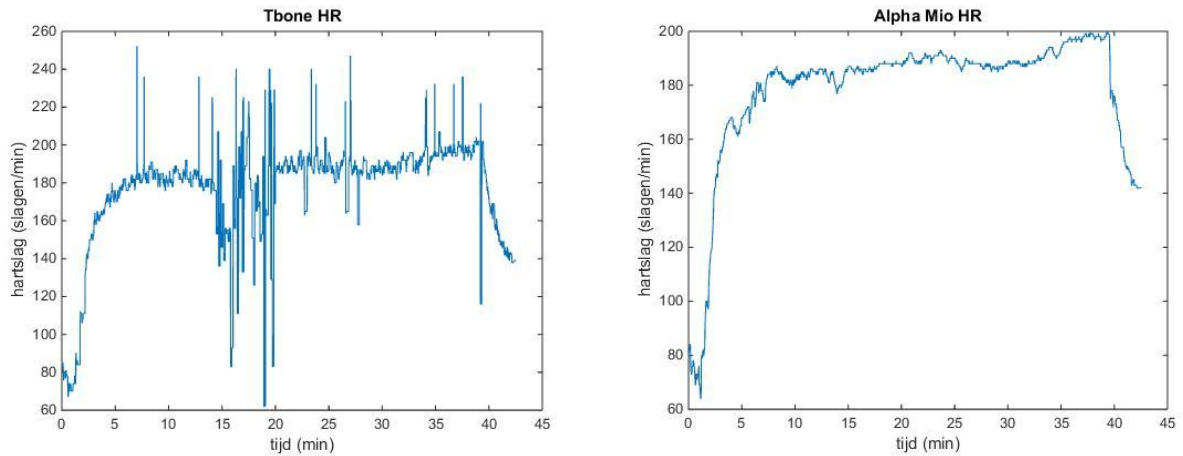
Figuur 41: Data verliezen in de proximus masten.

Uit alle grafieken kan duidelijk geconcludeerd worden dat er geen specifieke problemen zijn opgetreden in de masten van proximus. Belgacom heeft zijn diensten perfect kunnen aanbieden. Dit betekent dat de voorlopige hypothese hierbij ontkracht wordt. Anders geformuleerd kan er geen conclusie getrokken worden over wat de specifieke oorzaak is van de gemiste data pakketten.

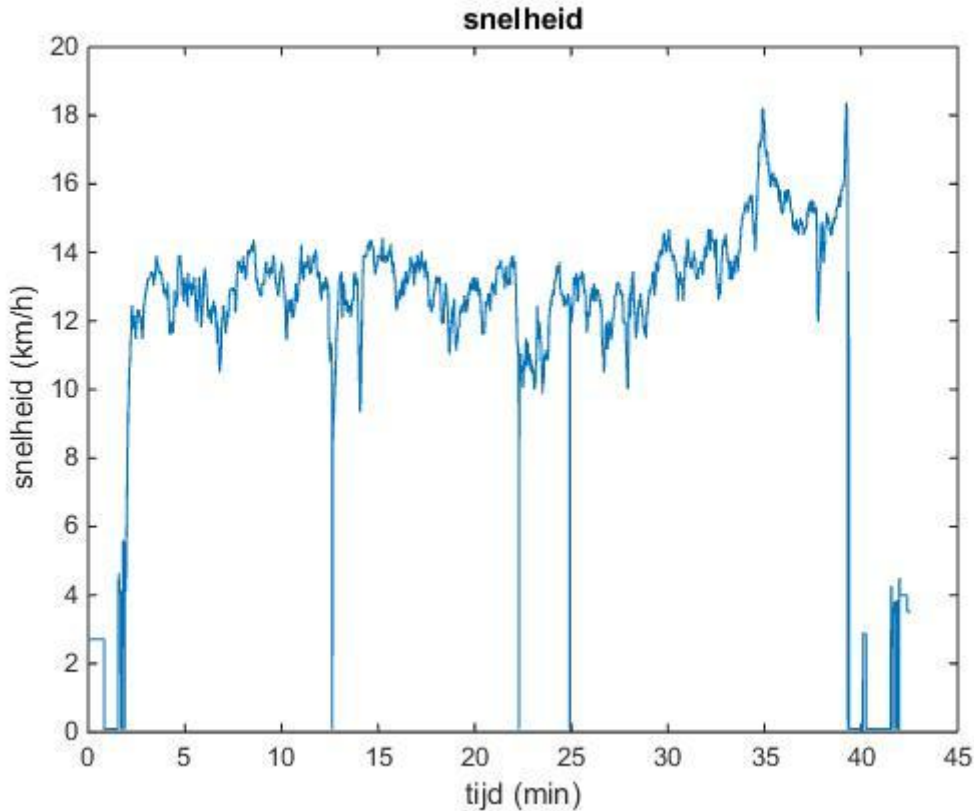
Als uitbreiding naar de toekomst toe zal er zodoende nog meer contextuele data moeten toegevoegd worden om de oorzaak van eventuele verloren pakketten te kunnen vastleggen.

4.2. ECG vs. PPG

Tijdens een live meting van een loper op Genk loopt werd het hartritme gemeten, zowel door een ECG-sensor (Tbone) als door een PPG-sensor (Alpha Mio). De ECG-sensor gebruikt dan het Pan-Tompkins algoritme terwijl de PPG-sensor eenvoudig het PPG principe gebruikt. De vraag is of er een verband is tussen een PPG-meting en een ECG-meting. Hiervoor worden in de volgende grafieken de gemeten waarden vergeleken tegenover een onafhankelijke variabele zoals de snelheid van de loper.



Figuur 42: Gemeten hartslagen van de ECG-sensor(Tbone) en van de PPG-sensor(Alpha Mio) van dezelfde loper



Figuur 43: Snelheid van een loper

Als eerste kan geconcludeerd worden dat de grafieken van de hartslagen de vorm van de grafiek van de snelheid goed volgen. Kortom wanneer de snelheid verandert van waarden, veranderen de hartslagen in positieve zin mee. Bovendien zijn er op de grafiek van de ECG-sensor meer onverklaarbare uitschieters te zien. Dat geeft in eerste instantie de indruk dat de PPG-sensor een betere methode is om een het hartritme te meten van een lopend persoon. Dit gaan we nader onderzoeken met statistiek.

Er wordt eerst gecontroleerd of er een onderlinge correlatie is tussen alle parameters die meedoen in deze analyse. Hiervoor wordt de correlatiefunctie toegepast van Excel. Zo krijgen we een overzicht van alle correlatiewaardes:

	<i>aantal</i>	<i>SPEED</i>	<i>ECG HR</i>	<i>PPG HR</i>
aantal	1			
SPEED	-0,01493	1		
ECG HR	0,38492	0,580957	1	
PPG HR	0,446625	0,694942	0,810079	1

Tabel 6: Correlatie resultaten

Zoals te verwachten uit de grafieken, is er een sterke correlatie of positieve lineaire afhankelijkheid tussen de gemeten waarde van beide sensoren en de snelheid. De correlatiewaarde tussen de PPG-sensor en de snelheid is wel hoger. Dit duidt opnieuw op de veronderstelling dat PPG een betere methode is om het hartritme te bepalen van een lopend persoon. Echter is er een zeer sterke positieve correlatiewaarde tussen beide gemeten hartritmes.

Dit geeft aan dat beide metingen sterk met elkaar gelijkend zijn. Er kan bijgevolg nog geen conclusie getrokken worden, want indien de ene methode de andere zou overtreffen, zou er geen sterke lineaire afhankelijkheid zijn. Regressie zal hierbij meer duidelijkheid moeten scheppen.

Vooraleer er aan regressie kan gedaan worden moet er een nulhypothese aangewend worden. De nulhypothese is als volgt: er wordt vanuit gegaan dat er geen samenhang is tussen de ECG-metingen en de PPG-metingen.

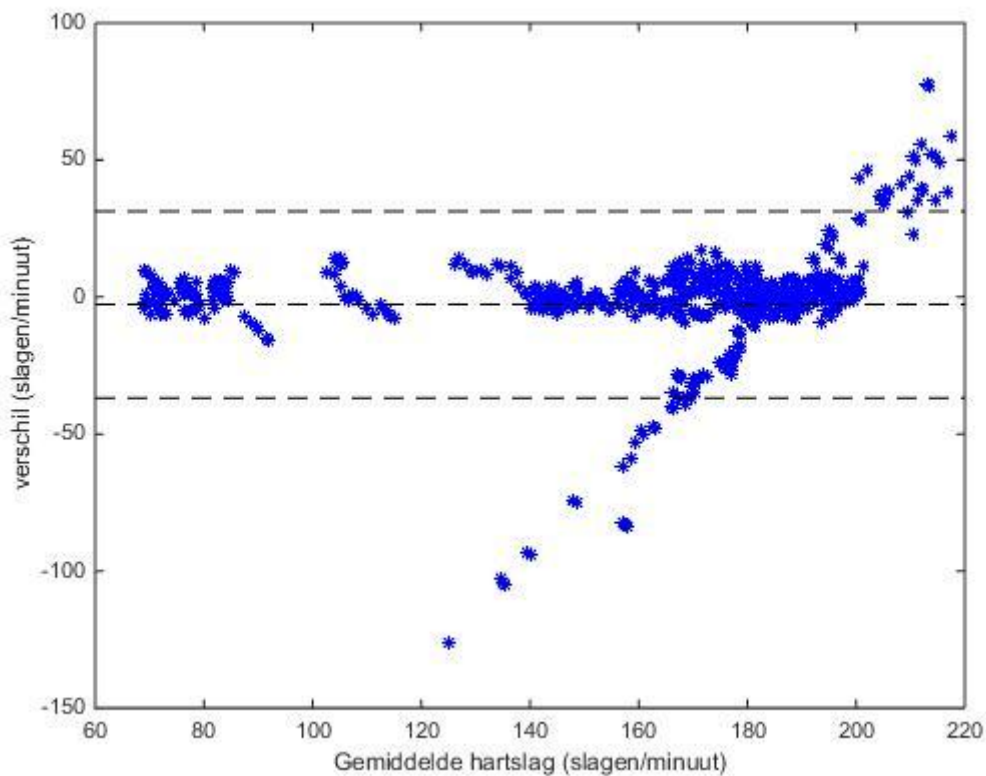
<i>Gegevens voor de regressie</i>	
Meervoudige correlatiecoëfficiënt R	0,810079
R-kwadraat	0,656227
Aangepaste kleinste kwadraat	0,656164
Standaardfout	17,32086
Waarnemingen	5440

Variantie-analyse					
	<i>Vrijheidsgraden</i>	<i>Kwadratensom</i>	<i>Gemiddelde kwadraten</i>	<i>F</i>	<i>Significantie F</i>
				10380,5	
Regressie	1	3114301	3114301	9	0
Storing	5438	1631465	300,012		
Totaal	5439	4745767			

Tabel 7: Regressie resultaten

R-kwadraat is groot genoeg om op een lineair verband te duiden. De significantiewaarde is zelfs nul, dit wilt zeggen dat de nulhypothese zeker verworpen kan worden. Er is dus zeker een samenhang tussen de ECG-metingen en de PPG-metingen.

Als laatste vorm van controle wordt het Bland-Altman plot geanalyseerd. Het Bland-Altman onderzoekt het bestaan van systematische fouten tussen twee metingen. Om dusdanig mogelijke uitschieters te identificeren.



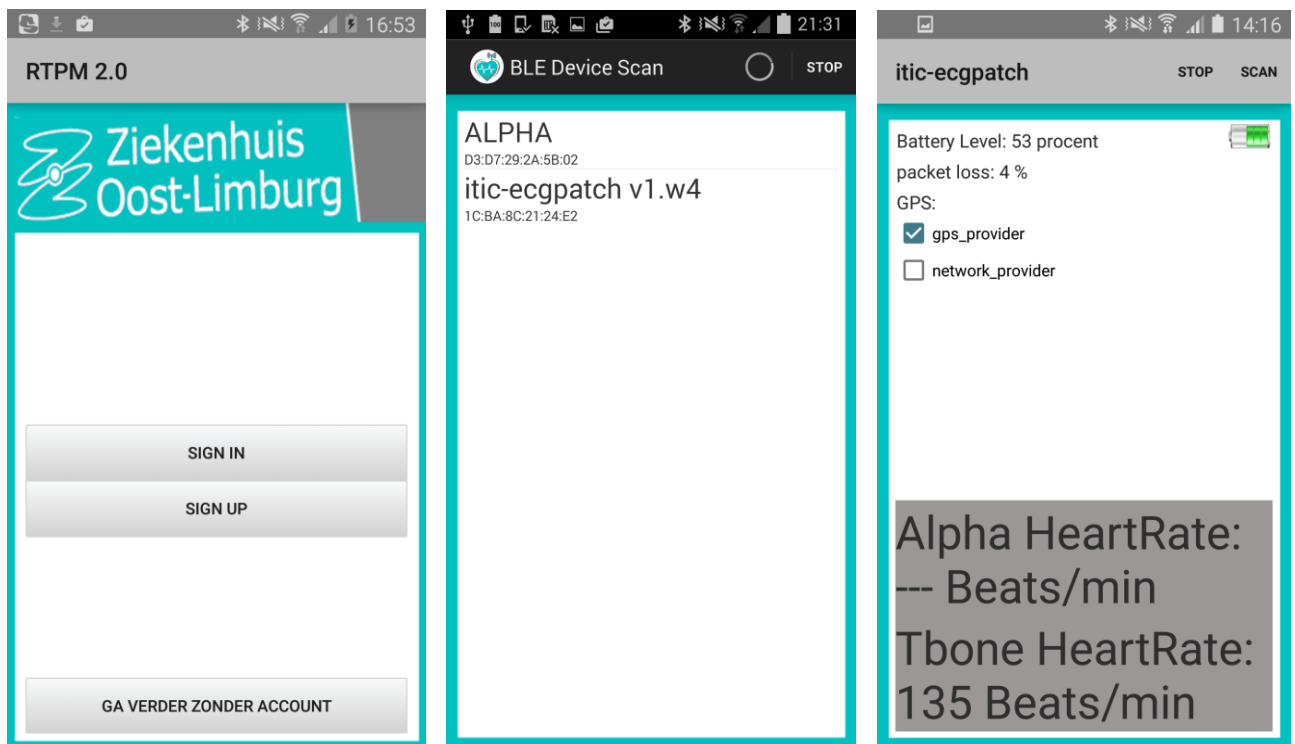
Figuur 44: Bland-Altman plot

Het gemiddelde (de middelste lijn) ligt op -3,5 slagen per minuut. Dit is een goed teken aangezien deze waarde zo dicht mogelijk bij nul hoort te liggen. Dit wilt kortom zeggen dat de gemeten ECG-waarden gemiddeld 3,5 lager liggen dan deze van de PPG-waarde. De “*limits of agreement*” liggen op 31 en -36. Er liggen enkele meetwaarden buiten deze grenzen en deze zijn duidelijk afkomstig van de ECG-metingen. De gevoeligheid van de metingen bij ECG bij intensieve sportactiviteiten zal ten gevolge hiervan in vraag gesteld moeten worden.

Beide methoden meten hetzelfde doel. Er kan geconcludeerd worden dat een PPG-meting een meer betrouwbare methode is om het hartritme te meten tijdens een intensieve sportactiviteit. Daarom mogen in de toekomst de hartslagen van de ECG-sensor vergeleken worden met deze van de PPG-sensor.

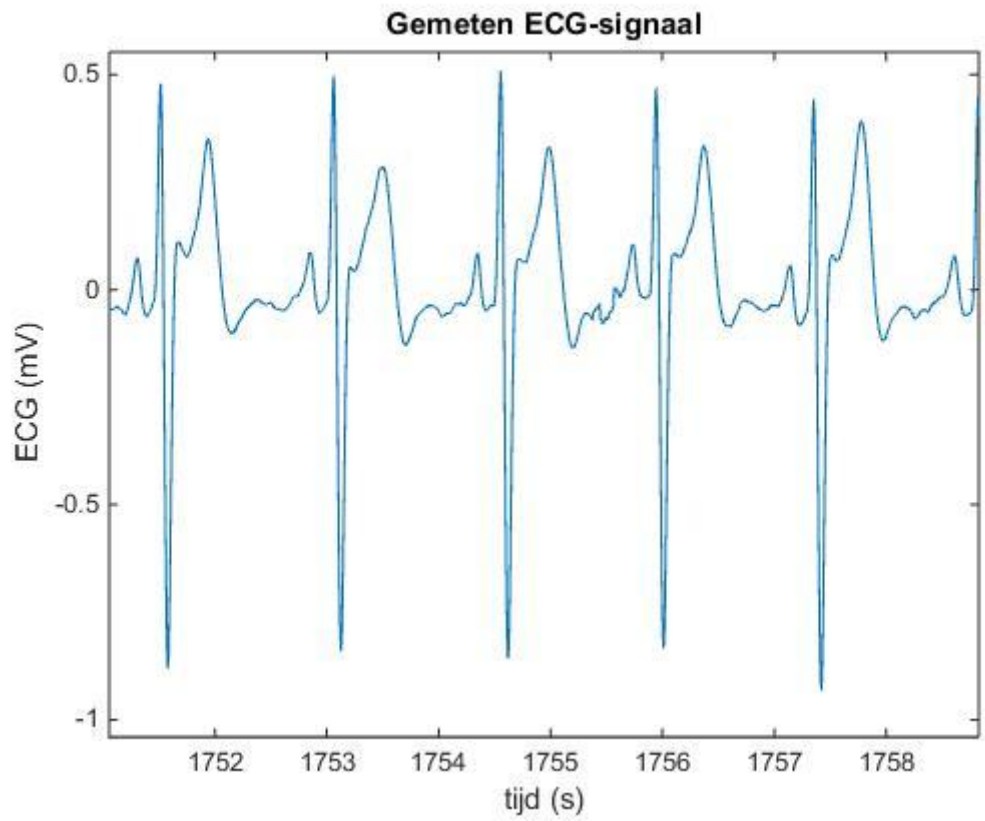
4.3. Finale applicatie

De volledige functionaliteit van de applicatie is beschreven doorheen de vorige hoofdstukken. Dankzij vele testfases is er menigmaal een ander pad ingeslagen om bij te dragen aan de efficiëntie van de applicatie. Als laatste uitbreidingen wordt er gewerkt aan gebruiksvriendelijkheid en privacy. Om de gebruiker privacy te gunnen is er de mogelijkheid om een gebruikersnaam en wachtwoord te koppelen aan de metingen. In de volgende afbeeldingen is de werking en lay-out te zien van de finale applicatie.



Figuur 45: Werking en lay-out van de finale applicatie

In de volgende grafiek is het uiteindelijke gemeten ECG-signaal te zien. De zuiverheid van het QRS-complex en de goede zichtbaarheid van P-golven en T-golven zijn te danken aan de correcte werking van de filters.



Grafiek 5: Gemeten en gefilterde ECG-sigitaal

4.4. Finale online portaal

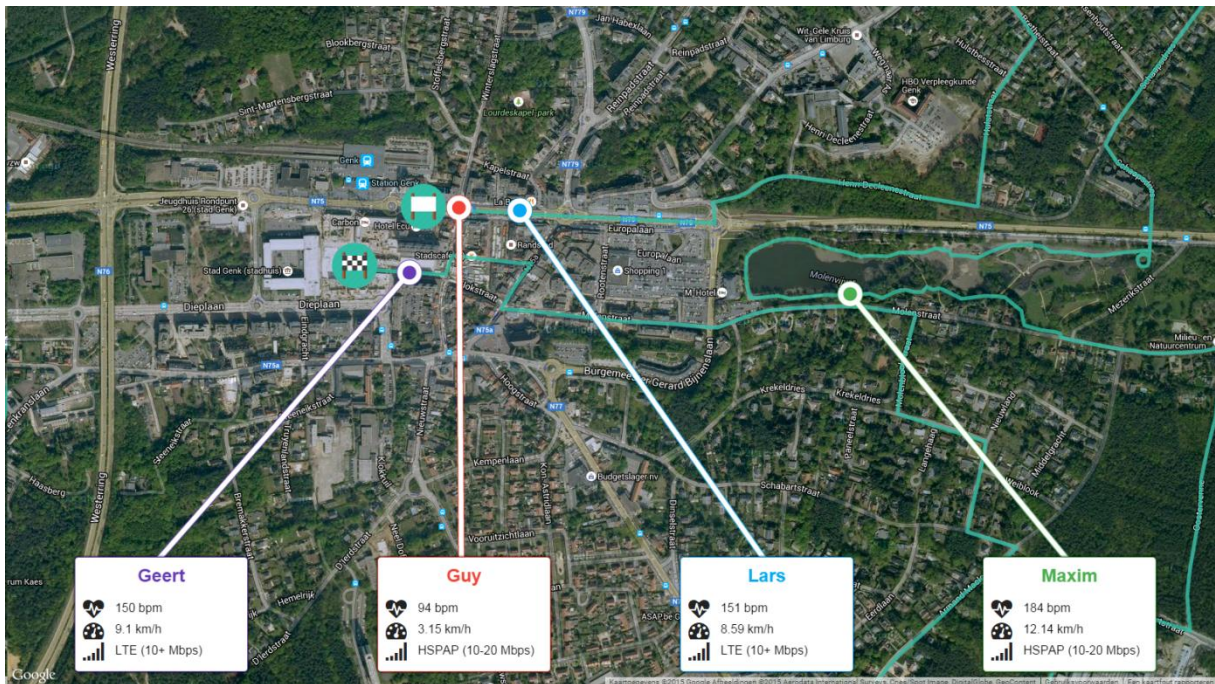
Dankzij de goede samenwerking met de collega informatica is het volgende online portaal tot stand kunnen komen, te zien in afbeelding 46. In deze opstelling zijn er vier patiënten die gevolgd worden. Het gaat hier om 4 lopers die pas begonnen zijn aan hun 5 km tijdens Genk loopt:



Figuur 46: Online portaal om real-time 4 patiënten op te volgen

Het is nu bovendien goed te zien hoe verschillend elk hart van ieder persoon is en hoe in die mate de ECG's van verschillende personen kunnen wijzigen.

Er is ook een extra pagina ontwikkeld waar het 10 km parcours van Genk loopt op zichtbaar is. De vier lopers waarvan het ECG te zien was in figuur 47, worden hier op de map ook afgebeeld. Hier is duidelijk te zien dat elke loper, zowel fysiologisch als fysiek op de voet gevolgd en gemonitord kan worden.



Figuur 47: Google maps waarop gebruikers gevolgd worden

4.5. “Genk loopt”

Door de goede samenwerking van alle medewerkers is Genk loopt een groot succes geworden. Per loopsessie werden er vier patiënten gevolgd, in totaal zijn er dus 12 lopers die continu hun hart en positie in kaart lieten brengen.

De expert ter plekke was cardioloog prof. dr. Pieter Vandervoort. Hij heeft tijdens de loopwedstrijd alle ECG's geanalyseerd en heeft er zo voor gezorgd dat alle lopers met een gerust hart naar de finish konden lopen.

Ook heeft het project de nodige publiciteit gekregen. Tv-station “TV Limburg” was daar om het gehele gebeuren mooi in beeld te brengen. Hun reportage kan nog steeds bezichtigd worden op hun website. Hier zijn in afbeeldingen 48 en 49 de cover en een screenshot uit de reportage te zien.



Figuur 48: Cover van reportage TV Limburg



Figuur 49: Screenshot uit reportage TV Limburg

5. Conclusie

5.1. Systeem

Het resultaat van deze masterproef is een werkend monitor systeem dat voldoet aan alle vereisten die aan het begin opgesteld waren. Concreet is het resultaat een online portaal waarop tezelfdertijd het ECG en de hartslag van vier personen real-time te volgen is.

Het systeem maakt hiervoor gebruik van vier ECG-sensoren, vier android ondersteunende *smartphones*, één applicatie geschreven in Java, een globaal toegankelijke server en één internet toegankelijk toestel om het online portaal weer te geven. Alle gemeten gegevens worden *real-time* verwerkt en verstuurt zodat deze zo vlug mogelijk weergegeven kunnen worden op het online portaal. Alle verwerkte gegevens worden zowel op de server als op de *smartphone* opgeslagen. Zo is het steeds mogelijk om na elke meting *offline* aan verdere analyse te doen.

In de toekomst is het systeem zeker nog voor uitbreiding vatbaar. Hoewel er nu slechts vier personen op hetzelfde moment gevolgd worden, is in theorie de maximale hoeveelheid ongelimiteerd. De server wordt nu zeker niet naar zijn volledige potentieel gebruikt. De reden waarom in de praktijk er ook niet verder is gegaan dan vier persoon, is het gebrek aan de nodige materialen zoals ECG-sensoren en *smartphones* die BLE ondersteunen.

Het systeem wordt nu ook geclassificeerd als een unidirectioneel systeem waarin zowel gebruiker als arts geen input kunnen geven. Zo is instellen van grenswaarden voor de hartslag, het uploaden van een volledig trainingschema en een noodknop voor de gebruiker wanneer er iets misgaat zeker potentiële uitbreidingen voor in de toekomst.

5.2. Werking

Op basis van vele testen die zijn gedaan en de resultaten van het evenement Genk loopt, kan geconcludeerd worden dat het systeem goed werkt. De efficiëntie van de applicatie is in de mate van het mogelijke geoptimaliseerd zodat de resultaten zeker aanvaardbaar zijn. De resultaten zijn goed maar nog niet perfect.

Zo werken de geïmplementeerde filters volledig naar de verwachtingen, doch omdat de P-golf en T-golf zeker niet mochten wegvallen aan het QRS-complex, moeten bepaalde bewegingsartefacten getolereerd worden. Omdat deze metingen vaak gedaan worden in een sportomgeving, treden deze bewegingsartefacten zeker op. Daarom is het bekomen ECG-signaal niet altijd voor verdere analyse bruikbaar.

Ook is het gebruikte UDP internet protocol niet volledig *failsafe*. Zo kan een slechte internetverbinding nog steeds naar UDP verliezen leiden. In de toekomst kan er dus naar een combinatie gezocht worden van het TCP en UDP protocol om zo alle verliezen over internet permanent weg te werken.

Kortom kan er geconcludeerd worden dat de huidige technologie perfect in staat is om patiënten *real-time* op te volgen. De eerste stap is genomen naar een *real-time* en *online tool* dat in de toekomst zeker zijn bijdrage zal leveren aan de revalidatieprocedure van hartpatiënten. In de toekomst is dit niet alleen een vooruitgang voor hartrevalidatie maar zal het eventueel zelfs als bescherming dienen voor profatleten, die tijdens hun topprestaties meer vatbaar zijn voor hartfalen.

6. Reflectie

Een masterproef in de medische sector heeft meteen mijn voorkeur gekregen. De medische sector is een sector die nooit zal stilstaan. Een masterproef in dit gebied geeft persoonlijk ook voldoening dat er een bijdrage is geleverd aan het algemeen welzijn.

Ook wil ik medelen dat mijn interne promotor Lars Grieten mij de ogen heeft geopend van hoe ik mijzelf later zie werken. Ik deel volledig zijn visie om meerdere personen met kennis uit andere gebieden samen te plaatsen en zelfs laten samen te werken aan één project. Op deze manier ontvouwd zich een vorm van kenniscenter. De uitwisseling van kennis en “*know how*” was nog nooit zo makkelijk en evident. Ik ben ervan overtuigd dat dit de beste en meest effectieve manier is om een project tot een goed einde te brengen.

De masterproef heeft zeker een ook een bijdrage gedaan aan mijn algemene logische redeneringen en programmeerkwaliteiten. Hiervoor ben ik zeer dankbaar.

7. Bibliografie

Bibliografie

- [1] J. Simons, "Fysiologische oorsprong van het EKG," *Ontwikkeling van een klinisch dashboard voor continue en real-time monitoring gedurende sportactiviteiten*, 2013-2014.
- [2] A. P. M. Gorgels, „11 Elektrocardiografie,” pp. 105-118.
- [3] A. Gorgels, „Elektrocardiografie,” in *Cardiologie*, Springer, 2007, pp. 105-118.
- [4] J. d. Jong, "ECG grondbeginselen," 05 11 2012. [Online]. Available: <http://nl.ecgpedia.org/wiki/Grondbeginselen>. [Accessed 15 5 2015].
- [5] V. X. Afonso, "ECG QRS Detection," *Biomedical digital signal processing*, pp. 237-264, 1993.
- [6] P. A. T. I. Anand Udupa, "Designing a Heart Rate Monitor for Wearable Devices," Texas Instruments, 24 9 2014. [Online]. Available: <http://www.mdtmag.com/articles/2014/09/designing-heart-rate-monitor-wearable-devices>. [Accessed 29 05 2015].
- [7] W. Kluwer, "Indian Journal of plastic surgery," 2011. [Online]. Available: <http://www.ijps.org/article.asp?issn=0970-0358;year=2011;volume=44;issue=2;spage=237;epage=245;aulast=Venkatramani>. [Accessed 28 05 2015].
- [8] s. khudairi, "morpholio presents photoplethysmography technology transfer," designboom, 28 04 2014. [Online]. Available: <http://www.designboom.com/design/morpholio-photoplethysmography-technology-transfer-28-04-2014/>. [Accessed 29 05 2015].
- [9] Z. Zhang, "Heart Rate Monitoring During Physical Exercise Using Wrist-Type Photoplethysmographic (PPG) Signals," 07 01 2015. [Online]. Available: <http://www.signalprocessingsociety.org/spcup2015/>. [Accessed 29 05 2015].
- [10] N. s. inc., "TCP, Transmission Control Protocol," Network sorcery inc., 1998. [Online]. Available: <http://www.networksorcery.com/enp/protocol/tcp.htm>. [Accessed 27 05 2015].
- [11] J. Krstoff, "The Transmission Control Protocol," 24 04 2000. [Online]. Available: <http://condor.depaul.edu/jkristof/technotes/tcp.html>. [Accessed 29 05 2015].
- [12] N. wolves, "TCP and UDP, and Difference between them.," Network wolves, 20 03 2015. [Online]. Available: <https://networkwolves.wordpress.com/2015/03/20/tcp-and-udp-and-difference-between-them/>. [Accessed 29 05 2015].

- [13] M. Chang, „Portable ECG device demo kit user manual,” 2013.
- [14] I. Bluetooth SIG, “GENERIC ATTRIBUTE PROFILE (GATT),” Bluetooth Inc., 2015. [Online]. Available: <https://developer.bluetooth.org/TechnologyOverview/Pages/GATT.aspx>. [Accessed 16 05 2015].
- [15] IMEC, *IMEC ECG DEVICE, BLE Communication DeVeloper's GUIDE*, Eindhoven: IMEC, 2013.
- [16] Belgacom, “proximus,” 2015. [Online]. Available: http://www.proximus.be/en/id_zwpr_ps/personal/our-products.html. [Accessed 28 05 2015].

Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:
Real-time monitoring van fysiologische en contextuele data

Richting: **master in de industriële wetenschappen: elektronica-ICT**
Jaar: **2015**

in alle mogelijke mediaformaten, - bestaande en in de toekomst te ontwikkelen - , aan de Universiteit Hasselt.

Niet tegenstaand deze toekenning van het auteursrecht aan de Universiteit Hasselt behoud ik als auteur het recht om de eindverhandeling, - in zijn geheel of gedeeltelijk -, vrij te reproduceren, (her)publiceren of distribueren zonder de toelating te moeten verkrijgen van de Universiteit Hasselt.

Ik bevestig dat de eindverhandeling mijn origineel werk is, en dat ik het recht heb om de rechten te verlenen die in deze overeenkomst worden beschreven. Ik verklaar tevens dat de eindverhandeling, naar mijn weten, het auteursrecht van anderen niet overtreedt.

Ik verklaar tevens dat ik voor het materiaal in de eindverhandeling dat beschermd wordt door het auteursrecht, de nodige toelatingen heb verkregen zodat ik deze ook aan de Universiteit Hasselt kan overdragen en dat dit duidelijk in de tekst en inhoud van de eindverhandeling werd genotificeerd.

Universiteit Hasselt zal mij als auteur(s) van de eindverhandeling identificeren en zal geen wijzigingen aanbrengen aan de eindverhandeling, uitgezonderd deze toegelaten door deze overeenkomst.

Voor akkoord,

Suelze, Bart

Datum: **1/06/2015**