

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

Masterproef

Generische data acquisitie module voor fysiologische data

Promotor :
ing. Leo RUTTEN

Promotor :
Prof. dr. LARS GRIETEN

Glenn Hahn

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

Generische data acquisitie module voor fysiologische data

Promotor :
ing. Leo RUTTEN

Promotor :
Prof. dr. LARS GRIETEN

Glenn Hahn

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

Voorwoord

Een werk van dergelijke omvang komt niet enkel en alleen tot stand door eigen inbreng. Ten eerste wil ik Ziekenhuis Oost-Limburg en Universiteit Hasselt bedanken mij de kans te geven te kunnen werken aan dit boeiende project. Daarnaast zijn er nog tal van mensen die een wezenlijke bijdrage geleverd hebben aan deze thesis.

Ten tweede wil ik zeker mijn dank betuigen aan mijn externe promotor dr. Lars Grieten. Zijn inzicht in zowel de medische als technische sector vormde een grote bron van informatie voor mijn project. Als ik een probleem had, kon ik steeds bij hem terecht voor een oplossing.

Ten derde wil ik mijn interne promotor, ing. Leo Rutten, bedanken voor zijn steun en inbreng in dit werk.

Naast mijn promotoren ben ik ook Prof. Dr. Jan Genoe dankbaar voor zijn vakkundige kennis. Bovendien gaf hij mij geschikte tips voor het aanspreken van de Imec-sensor.

Tijdens mijn stage in het ziekenhuis zat ik samen met andere studenten. De mix van zowel biomedische als ingenieursstudenten gaf interessante discussies en inzichten. Hiervoor wil ik hen dan ook mijn dank betuigen, net als aan Davy, Bart, Marijn en Nariman voor hun opinie i.v.m. de technische aspecten.

Daarenboven wil ik alle biomedische studenten bedanken voor hun uitgebreide medische kennis. Naast dit alles wil ik hen ook bedanken voor de aangename werksfeer.

Ten slotte wil ik nog iedereen bedanken die hier niet met naam vermeld zijn, maar die me toch ondersteund hebben tijdens het verloop van deze masterproef.

Glenn Hahn, juni 2015

Inhoud

| | |
|--|-------------|
| VOORWOORD | I |
| INHOUD | III |
| LIJST VAN FIGUREN | V |
| LIJST VAN TABELLEN | VII |
| GEBRUIKTE AFKORTINGEN | IX |
| ABSTRACT (NEDERLANDS) | XI |
| ABSTRACT (ENGLISH) | XIII |
| 1 HOOFDSTUK 1: INLEIDING | 1 |
| 1.1 SITUERING | 1 |
| 1.2 PROBLEEMSTELLING | 1 |
| 1.3 DOEL | 2 |
| 1.4 METHODE EN MATERIALEN | 2 |
| 1.4.1 <i>Bestaand prototype</i> | 2 |
| 1.4.2 <i>Verbeteringen en veranderingen</i> | 3 |
| 2 HOOFDSTUK 2: LITERATUURSTUDIE | 5 |
| 2.1 ELEKTROCARDIOGRAM | 5 |
| 2.1.1 <i>Meetmethode</i> | 6 |
| 2.1.2 <i>Gebruikt systeem</i> | 7 |
| 2.1.3 <i>Hartslag</i> | 7 |
| 2.2 BLOEDDRUK | 9 |
| 2.2.1 <i>Arteriële druk</i> | 9 |
| 2.2.2 <i>Centraal Veneuze Druk</i> | 10 |
| 2.2.3 <i>Pulmonale druk</i> | 10 |
| 2.2.4 <i>Meetmethode</i> | 11 |
| 2.2.5 <i>Gebruikt systeem</i> | 12 |
| 2.3 DIGITALE SIGNAALVERWERKING | 13 |
| 2.3.1 <i>Algemeen</i> | 13 |
| 2.3.2 <i>Z-transformatie</i> | 13 |
| 2.3.3 <i>Structuur</i> | 14 |
| 3 HOOFDSTUK 3: MATERIALEN EN METHODEN | 15 |
| 3.1 OVERZICHT | 15 |
| 3.2 DAQ-HARDWARE | 16 |
| 3.2.1 <i>Ontwerp</i> | 16 |
| 3.2.2 <i>Multiplexer</i> | 16 |
| 3.2.3 <i>Instelbare versterkers</i> | 17 |
| 3.2.4 <i>Anti-aliasing filter</i> | 17 |
| 3.2.5 <i>Programmeerbare ADC</i> | 18 |
| 3.3 MUSEIC | 19 |

| | | |
|----------|---|------------|
| 3.4 | MICROCONTROLLER | 20 |
| 3.4.1 | <i>Algemeen</i> | 20 |
| 3.4.2 | <i>Doel</i> | 21 |
| 3.4.3 | <i>Aansturen en uitlezen van de hardware</i> | 22 |
| 3.4.4 | <i>Instellen en uitlezen van de MUSEIC-sensor</i> | 23 |
| 3.4.5 | <i>Main loop</i> | 24 |
| 3.5 | CLIENT..... | 24 |
| 3.5.1 | <i>Communicatie met hardware</i> | 25 |
| 3.5.2 | <i>Signaalverwerking</i> | 25 |
| 3.5.3 | <i>Visualisatie</i> | 29 |
| 4 | HOOFDSTUK 4: RESULTATEN EN DISCUSSIE | 33 |
| 4.1 | PRESTATIES VAN HET PROGRAMMA | 33 |
| 4.2 | HET ECG-SIGNAAL..... | 34 |
| 4.2.1 | <i>Kwaliteit van het signaal</i> | 34 |
| 4.2.2 | <i>Piekdetectie</i> | 34 |
| 4.3 | BLOEDDRUKKEN | 35 |
| 4.3.1 | <i>Kwaliteit van het signaal</i> | 35 |
| 4.3.2 | <i>Piekdetectie</i> | 36 |
| 4.4 | SYNCHRONISATIE VAN DE SIGNALLEN..... | 37 |
| 4.5 | WERKING VAN HET JAVAPROGRAMMA..... | 37 |
| 5 | CONCLUSIE..... | XV |
| 6 | BIBLIOGRAFIE | XIV |

Lijst van figuren

| | |
|---|----|
| Figuur 1 Structuur prototype..... | 2 |
| Figuur 2 Ecg-signaal..... | 5 |
| Figuur 3 Plaatsing elektrode [3] | 6 |
| Figuur 4 MUSEIC-sensor | 7 |
| Figuur 5 Pan-Tompkins [4]..... | 8 |
| Figuur 6 Druk golf van 1 cyclus in functie van de tijd (in seconden). [6] | 10 |
| Figuur 7 Truwave bloeddruksensor [9] | 11 |
| Figuur 8 Structuur DAQ-systeem | 12 |
| Figuur 9 Blokschema filter | 13 |
| Figuur 10 Structuur van de FIR-filter (a) en de IIR-filter (b) | 14 |
| Figuur 11 Structuur systeem..... | 15 |
| Figuur 12 Blokschema van het DAQ-systeem | 16 |
| Figuur 13 Timing-diagram voor het serieel programmeren van de AD7612 [13] | 18 |
| Figuur 14 Timing-diagram voor het serieel uitlezen van de AD7612. [13]..... | 19 |
| Figuur 15 Blokschema MUSEIC [14]..... | 19 |
| Figuur 16 Structuur van Host SPI [14]..... | 20 |
| Figuur 17 Mbed LPC1768-microcontroller [15]..... | 21 |
| Figuur 18 Flowchart met de werking van de DAQ-klasse..... | 22 |
| Figuur 19 Structuur datapakketten..... | 24 |
| Figuur 20 Frequentiespectrum van ecg-signaal [19]..... | 26 |
| Figuur 21 Gemeten ecg-signaal in GUI..... | 34 |
| Figuur 22 Piekdetectie met Pan-Tompkins algoritme..... | 35 |
| Figuur 23 Testen van totale systeem..... | 36 |
| Figuur 24 Testen van Arteriële bloeddruk..... | 36 |
| Figuur 25 Piekdetectie van bloeddruk..... | 37 |
| Figuur 26 Grafische gebruikersinterface | 38 |
| Figuur 27 Interface met berekende hartslag en time stamps | 38 |

Lijst van tabellen

| | |
|--|----|
| Tabel 1 Configuratie multiplexer..... | 17 |
| Tabel 2 Mogelijke versterkingen | 17 |
| Tabel 3 Gegevens tabel van Excel..... | 30 |
| Tabel 4 Structuur van meting tab in Excel..... | 30 |
| Tabel 5 Time stamps in Excel..... | 31 |

Gebruikte afkortingen

| | |
|------------------|---|
| ADC | Analoog-naar-digitaal convertor |
| AFE | Analoge Front-End |
| AHB | Advance microcontroller architecture high performance bus |
| ARM | Acorn Reduced instruction set computer Machine |
| AV-knoop | Atrioventriculaire knoop |
| Bpm | Beats per minute |
| Clk | Clock |
| CPU | Centrale verwerkingseenheid |
| CVD | Centraal veneuze druk |
| DAC | Digitaal-naar-analoog convertor |
| DAQ | Data-acquisitie |
| DBE | Digitale Back-End |
| DBP | Diastolische bloeddruk |
| DSP | Digitale signaalverwerking |
| Ecg | Electrocardiogram |
| EN | Enable |
| FIR | Finite Impulse Response |
| GPIO | General purpose input output |
| GUI | Graphic user interface |
| I ² C | Inter-Integrated circuit |
| IIR | Infinite Impulse Response |
| JPEG | Joint Photographic Experts Group |
| MAP | Mean Arterial Pressure |
| mmHg | Millimeter kwik |

| | |
|------|---|
| PDF | Portable Document Format |
| PNG | Portable Network Graphics |
| RAM | Read-access memory |
| ROM | Read-only memory |
| SAR | Successief approximatieregister |
| SBP | Systolische bloeddruk |
| SPI | Serial Peripheral Interface |
| UART | Universal asynchronous receiver/transmitter |
| USB | Universele seriële bus |
| ZOL | Ziekenhuis Oost-Limburg |

Abstract (Nederlands)

Glenn Hahn

*Faculteit Industriële Ingenieurswetenschappen, Universiteit Hasselt,
Agoralaan Gebouw D, 3590 Diepenbeek, België*

De cardiologieafdeling van ZOL (Ziekenhuis Oost-Limburg) monitort en bestudeert patiënten met hartfalen. Met vloeistof gevulde katheters worden geplaatst om zowel arteriële, centraal veneuze en pulmonale bloeddrukken als ecg-signalen te monitoren en zo de elektromechanische functie van het hart te begrijpen. De huidige medische systemen zijn qua mogelijkheden beperkt om de verzamelde informatie te verwerken en te bestuderen voor onderzoeksdoeleinden, omdat er beperkte tot geen toegang is tot de ruwe data van de signalen. Daarvoor wordt een nieuw data-acquisitiesysteem ontworpen dat data in real-time verzamelt van de drie verschillende invasieve drukkatheters en een elektrocardiogram.

Een van de moeilijkheden bij deze masterproef is het huidige data-acquisitiesysteem te verbeteren met een sensor die een ecg-signaal van hoge kwaliteit kan meten. Deze combinatie moet zowel nauwkeuring, betrouwbaar als synchroon zijn. Ten slotte moet deze data gevisualiseerd en opgeslagen kunnen worden op PC voor analyse ervan.

Het systeem kan opgedeeld worden in vier deelcomponenten. Ten eerste een sensor die een ecg-signaal van hoge kwaliteit kan uitlezen. Ten tweede een systeem dat de drie invasieve drukkatheters verwerkt. Ten derde een microcontroller die als centraal punt dient voor het verwerken en synchroniseren van alle data en ze doorstuurt via USB-interface naar PC. Ten slotte wordt een grafische gebruikersinterface ontwikkeld die instaat voor de visualisatie en de informatieopslag.

Interne promotor: ing. Leo Rutten - Universiteit Hasselt te Diepenbeek

Externe promotor: dr. Lars Grieten - ZOL te Genk

Abstract (English)

Glenn Hahn

*Faculty of Engineering Technology, master in Industrial Sciences, Hasselt University,
Agoralaan Building D, 3590 Diepenbeek, Belgium*

ZOL's (Ziekenhuis Oost-Limburg) cardiology department monitors and studies patients with complex heart failure. Fluid filled catheters are inserted to monitor arterial, central venous and pulmonary artery pressure as well as electrocardiographic signals to understand the heart's electromechanical function. Current medical systems are limited in their ability to process and study the collected information for research purposes since there is limited to no access to raw data signals. For these reasons, a novel data acquisition system is developed to collect data in real-time from the three different invasive pressure catheters and an electrocardiogram.

One of this master's thesis difficulties is the improvement of the current data acquisition system through a sensor that can measure a high quality ECG-signal. This combination has to be thorough, reliable and synchronic. At last, all data has to be visualized and saved on a computer for analysis.

The whole system can be divided into four elements. Firstly, a sensor that can read a high quality ECG-signal. Secondly, a system that processes the three invasive pressure catheters. Thirdly, a microcontroller that is used as a central point to process and synchronize all data and sends it by means of USB-interface to the computer. At last, a graphical user interface is developed to visualize and save the information.

Internal promotor: ing. Leo Rutten - Hasselt University in Diepenbeek

External promotor: dr. Lars Grieten - ZOL in Genk

Hoofdstuk 1: Inleiding

1.1 Situering

Het idee voor dit project is afkomstig van Future Health, een afdeling van het Ziekenhuis Oost-Limburg (ZOL) te Genk. Deze afdeling spitst zich toe op het onderzoek naar nieuwe en innoverende technieken binnen de medische sector.

Deze masterproef is ontstaan doordat in de medische wereld elk apparaat zijn eigen functie heeft en closed-source is. Dit wil zeggen dat enkel de fabrikant toegang heeft tot de software en hardware van de machines. Hierdoor kunnen externe programmeurs geen of heel moeilijk programma's ontwikkelen die verbinding maken met de apparatuur. Dit heeft als gevolg dat er soms moeilijk een analyse kan worden uitgevoerd tussen de verschillende parameters met een standaardprogramma van de fabrikant.

1.2 Probleemstelling

Het project is bedoeld voor de afdeling hartbewaking die dagelijks te maken heeft met de meest ernstige aandoeningen bij hartziekten. Hierdoor moeten patiënten met dergelijke aandoeningen 24 op 7 worden gemonitord om eventuele complicaties snel te kunnen opsporen. Daarom controleert men bij de verschillende patiënten vitale parameters zoals de hartslag, bloeddrukken, ademhalingspatronen, enz.

Het huidige systeem is slechts een prototype waarvan momenteel nog geen afgewerkt product bestaat. Momenteel kan dit systeem zowel de bloeddrukken als het elektrocardiogram van een patiënt meten aan de hand van biosensoren. Na het meten van de signalen worden deze gebundeld en verstuurd naar een centraal punt. Dit laat toe meerdere patiënten te monitoren en complicaties te detecteren. Ten slotte komt al deze informatie van de geselecteerde patiënt aan op een cliënt of, anders gezegd, op een gewone computer die dit dan weergeeft met ontwikkelde software.

Kort gezegd is dit een goed prototype, maar er wordt een andere aanpak gevraagd. Het systeem moet zo aangepast worden dat dit lokaal één patiënt monitort met bepaalde verbeteringen. Het is dus niet bedoeld om meerdere patiënten op afstand draadloos te monitoren.

1.3 Doel

Bij aanvang van deze masterproef werden enkele vereisten opgelegd waaraan het uiteindelijke systeem moet voldoen. Hierbij is de belangrijkste doelstelling een verbeterde telemonitoring unit uitbouwen. Samen met deze doelstelling en de andere gevraagde aanpak kon dit opgedeeld worden in kleinere doelstellingen:

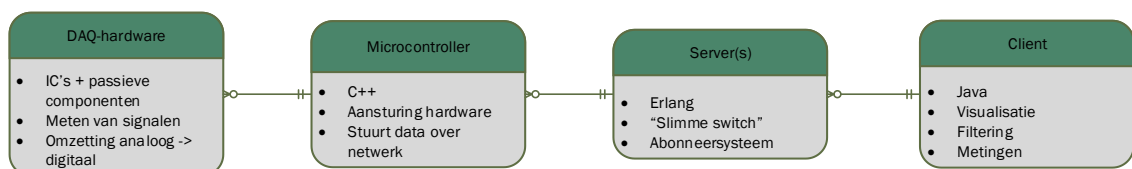
- ✓ Een ecg-sigitaal van hoge kwaliteit en een berekening van de hartslag moet bereikt worden.
- ✓ De verschillende sensoren moeten gesynchroniseerd worden zodat ze op tijdsbasis gelijklopen met elkaar. Dit is een belangrijk punt, want bij de analyse van de patiënt moet bepaald kunnen worden of er een gering verschil is tussen de bloeddruk en de hartslag.
- ✓ Het systeem zal via USB-interface verbonden moeten worden met de PC.
- ✓ Het cliëntgedeelte moet uitgebreid worden zodat men de verschillende parameters van de signalen beter kan vergelijken.

1.4 Methode en materialen

Om deze doelstellingen te verwezenlijken, heeft men een oplossing bedacht die uit meerdere componenten bestaat. Om de gebruikte methodes en materialen beter te kunnen begrijpen, wordt hieronder kort beschreven wat in het prototype al gebruikt werd.

1.4.1 Bestaand prototype

Dit kan opgedeeld worden in vier grote deelcomponenten. Figuur 1 toont een overzicht van deze componenten.



Figuur 1 Structuur prototype

Data-acquisitiehardware (DAQ) zorgt voor de meting van de biosensoren. De signalen van de biosensoren worden beurtelings geselecteerd met een multiplexer en daarna versterkt en gedigitaliseerd door een analoog-naar-digitaal convertor (ADC). Al deze componenten worden aangestuurd door een microcontroller (de mbed). Deze ontvangt ook de door de ADC verstuurd data en verwerkt ze tot het datapakket dat via het internet verstuurd wordt. De Erlangserver ontvangt deze data en zorgt voor een centraal punt in het systeem. De server functioneert als slimme switch waarbij de ontvangen datapakketten worden doorgestuurd naar iedere cliënt, die deze data nodig heeft. De cliënt kan de data dan filteren en visualiseren.

1.4.2 Verbeteringen en veranderingen

Na het project onderzocht te hebben, werd ervoor gekozen verbeteringen aan te brengen. Het uitlezen van het ecg-sigitaal zal, in samenspraak met de externe promotor, vervangen worden door de MUSEIC-sensor van Imec. Bovendien zal het Erlanggedeelte worden vervangen door een plug-and-play USB-interface. Hieronder staan de punten die globaal verbeterd of veranderd moeten worden in dit project:

- **Hogekwaliteitssigitaal uitlezen van het elektrocardiogram**

Het sigitaal dat gemeten wordt met een elektrocardiogram (ecg) zal op een andere manier verwerkt worden. Dit is een noodzakelijke verbetering die de doorslag gaf om voor de module van Imec te kiezen. Deze module heeft alles in huis om een ecg-sigitaal van hoge kwaliteit te vormen. Voor het berekenen van de hartslag werd gekozen voor het Pan-Tompkins algoritme.

- **USB-Interface**

In het prototype heeft de mbed-module reeds een USB-interface. Door middel van de gepaste bibliotheken wordt er extra software geschreven die het gebruikte protocol doorstuurt via USB. Enkel aan de hardware zal een USB-connector toegevoegd worden zodat er met een eenvoudige USB-kabel verbinding ontstaat tussen de hardware en de computer. Ook aan de software van het cliëntgedeelte zullen een extra GUI en connectorklassen worden toegevoegd.

- **Synchronisatie**

Doordat de biosensoren niet gelijktijdig worden ingelezen, zal de synchronisatie van het systeem onderzocht worden. De vertragingen tussen het meten van de verschillende kanalen worden bepaald en de nodige aanpassingen worden aangebracht. Bijgevolg zullen in de interface grafieken synchroon lopen en de arts kan uit de vertraging van een bepaald sigitaal zonder problemen de nodige conclusies trekken.

- **Aanpassing software van cliënt**

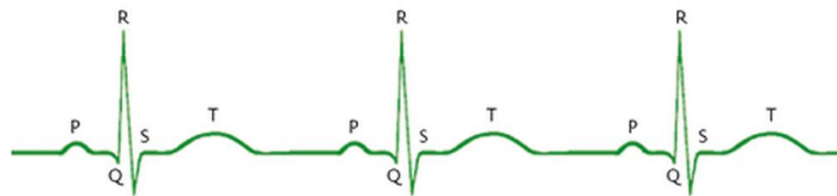
De desktopapplicatie die reeds gebruikt werd in het prototype bestaat uit Java-code, wat reeds een goede basis was om op het prototype verder te bouwen en het systeem te verbeteren. Zoals reeds vermeld, werden aanpassingen aangebracht om een USB-connectie tot stand te brengen en de hartslag met het Pan-Tompkins algoritme te berekenen.

Als eerste zullen zowel de signalen van het ecg-sigitaal als de drie bloeddrukken visueel zichtbaar zijn. Ten tweede kan er een trendgrafiek opgevraagd worden waarop de berekende hartslag geplot wordt. De knoppen die in de interface op naam en kleur toegevoegd kunnen worden, kunnen tijdsintervallen op de trendgrafiek weergeven. Zo weet de arts wanneer wat gebeurt met een bepaalde beweging of welke stappen hij moet ondernemen tussen een bepaalde periode. Ten derde kan de gewenste digitale filter geplaatst worden op het gewenste sigitaal. Tot slot zullen alle data en gegevens opgeslagen worden in een Excelbestand bij het starten van een meting.

Hoofdstuk 2: Literatuurstudie

2.1 Elektrocardiogram

Een ecg of elektrocardiogram is een van de signalen die worden gemeten voor het monitoren van het hart. Het ecg-signaal registreert eigenlijk de elektrische prikkel van de spiercellen die het hart doen samentrekken. Daardoor wordt bloed in het lichaam gepompt. De elektrische prikkel slaat over in een domino-effect van de ene spiercel op de andere. Het prikkelgeleidingssysteem zorgt ervoor dat dit in een goede volgorde gebeurt. Eerst loopt de prikkel over in de hartboezems en dan, na een kort oponthoud, in de hartkamers. Gaat dit niet goed, dan ontstaat er een hartritmestoornis. Dit signaal wordt dan ook gebruikt om te controleren of er stoornissen of andere hartkwalen zijn en ze te monitoren. In normale omstandigheden ziet het signaal eruit als in figuur 2.



Figuur 2 Ecg-signaal

Het ecg weerspiegelt drie fasen in de hartwerking. De elektrische golf die zich door het hart beweegt, begint in een groepje spiercellen aan de bovenkant van de rechterboezem. Dit is niet waarneembaar op een ecg. Wanneer de prikkel begint, is de lijn vlak en horizontaal.

In de eerste fase trekken de hartboezems samen, de depolarisatie. Een eerste hobbel verschijnt, de P-top. Die wordt veroorzaakt door de elektrische activiteit die zich vanuit de sinusknop door de boezems verspreidt. Daarna wordt de lijn weer vlak, omdat de prikkel even wordt opgehouden in de AV-knoop. De AV-knoop of de atrioventriculaire knoop bevindt zich ongeveer tussen beide boezems (atria) op de overgang naar de kamers (ventrikels).

In de tweede fase trekken de hartkamers samen, doordat de prikkel de sterke, dikke spier van de rechter- en linkerhartkamer activeert. De elektrische activiteit is dan het hoogst en de opvallende piek ontstaat in het ecg. Het begin van deze piek wordt op de figuur 2 weergegeven met de letter Q. R staat voor het hoogste punt en S voor het einde van de piek. De hele piek wordt het QRS-complex genoemd.

Ten derde en ten laatste is er nog de fase waarin het hart zich weer oplaadt, de repolarisatie. De hartspier herstelt zich en voorbereidt zich op de volgende hartslag. Op het ecg wordt de lijn, na het QRS-complex, weer even vlak waarna een tweede hobbel volgt. Die tweede hobbel is de T-top.

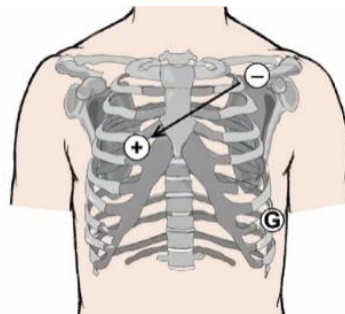
Een ecg geeft informatie over de hartfunctie, het hartritme, de grootte van het hart en de zuurstofvoorziening. Ook kan men recente en oude hartinfarcten zien en afwijkingen veroorzaakt door slecht werkende hartkleppen. [1] [2]

2.1.1 Meetmethode

De elektrische activiteit die door het hart gaat, kan gemeten worden door uitwendige huidelektroden. Een electrocardiogram (ecg) registreert deze activiteit door de elektroden op verschillende plaatsen op het lichaam van de patiënt te plaatsen. Het hangt af van de plaatsing en het aantal elektroden dat gebruikt wordt om te weten welke hartactiviteit gemeten wordt. Zo bestaat er een 3-, 5- of 10-elektrodenconfiguratie met elk hun voordelen. De 3- en 5-elektrodenconfiguratie wordt meestal gebruikt om een patiënt te monitoren. Terwijl de 10-elektrodenconfiguratie, waarbij één meting bestaat uit 12 afleidingen, meteen een grondig resultaat toont.

Doordat in deze masterproef de patiënt gemonitord moet worden, werd voor de 3-elektrodenconfiguratie gekozen. Deze plaatsingen van de elektroden houden allemaal rekening houden met de driehoek van Einthoven, een denkbeeldige driehoek voor de plaatsing van elektroden in de electrocardiografie.

Hiervoor werd geselecteerd om de MCL1 te gebruiken, omdat die het beste QRS-complex verkreeg. Met deze plaatsing wordt de eerste positieve elektrode linksboven op de borst net onder het sleutelbeen geplaatst. De tweede negatieve elektrode wordt recht naast het hart geplaatst. En ten slotte is de derde de ground die links onder op de ribben geplaatst wordt. Deze configuratie wordt weergegeven in figuur 3.



Figuur 3 Plaatsing elektrode [3]

2.1.2 Gebruikt systeem

Om een hoogwaardig ecg-signaal te meten, dient men over een toestel te beschikken dat deze elektrische spanningen, die opgewekt worden door het hart, kan meten en dit signaal op de gepaste manier kan verwerken. Door de samenwerking met Imec werd voor de MUSEIC-module gekozen.



Figuur 4 MUSEIC-sensor

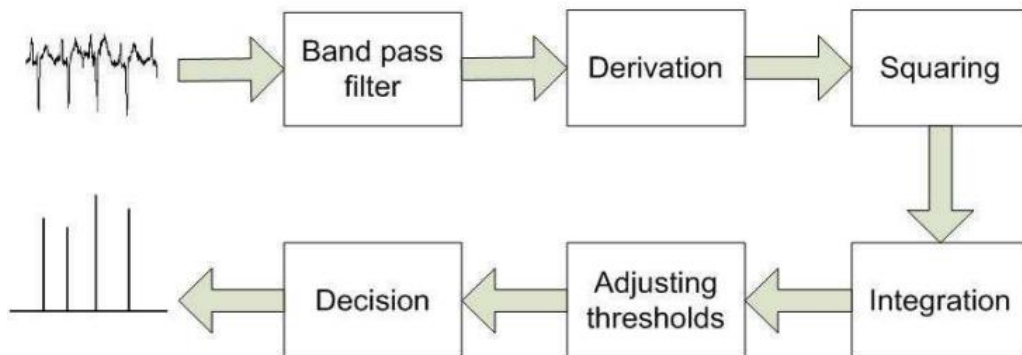
Er werd gebruikgemaakt van de Evaluation kit voor MUSEIC v1.1. Deze kit bestaat uit 3 bordjes: het hoofdbord, sensorbord en het voedingsbord. Het hoofdbord heeft alle belangrijke componenten waaronder de MUSEIC zelf, microSD-kaartslot, power management ... De sensor wordt verbonden met het hoofdbord door een board-to-board connector en heeft alle randcomponenten waarbij de sensoren voldoende kunnen worden verwerkt. Tot slot is er het voedingsbord waar de voornaamste component de batterij is. Deze batterij kan opgeladen worden d.m.v. de micro-B USB-aansluiting.

Het belangrijkste component is de MUSEIC. Dit is een single chip met laag vermogen dat een hoge kwaliteitssignaal kan verwerven voor de gezondheidszorg. Het bestaat onder andere uit drie ecg-kanalen, bio-impedantie en twee algemene, analoge kanaaluitlezingen. Het heeft ook flexibele, digitale interfaces zoals SPI, I²C, UART en GPIO om de data uit te sturen of registers aan te spreken.

2.1.3 Hartslag

Om de hartslag te kunnen berekenen, moet er gebruik worden gemaakt van een piekdetectie die het QRS-complex kan bepalen. Met het tijdsinterval van de R-toppen is het mogelijk om het hartritme hieruit te berekenen. De meest gebruikte piekdetectie voor een ecg-signaal is het Pan-Tompkinsalgoritme. Zoals al eerder vermeld werd, is het ecg-signaal pseudoperiodiek, omdat de amplitude van elke cyclus varieert tijdens dezelfde opname. De variatie van de amplitude is gerelateerd aan de fysiologische en pathologische omstandigheden van de patiënt. Maar als het ecg-signaal gemonitord wordt, kan het signaal vervuild worden door de verschillende soorten ruis zoals samentrekking van de spieren van de patiënt, ademhaling, plaats van opname, ... Dit heeft als gevolg dat de positie van de elektrode een belangrijke factor kan spelen en de meting kan beïnvloeden. Al deze factoren beïnvloeden dit signaal en dit geeft een signaal waarvan de basislijn kan zweven.

Om de beste detectie van het QRS-complex te garanderen, zullen enkele stappen ondernomen moeten worden met het Pan-Tompkins algoritme. Hiervan is in figuur 5 het blokschema weergegeven.



Figuur 5 Pan-Tompkins [4]

De eerste stap is het signaal filteren zodat een mooi ecg-sigitaal tevoorschijn komt en de ruis minimaal is. Daarna wordt het signaal afgeleid, gekwadrateerd en het integratievenster gebruikt om het QRS-complex te kunnen detecteren. Ten slotte wordt er een aanpasbare threshold toegepast om de detectiegevoeligheid te verhogen waardoor de juiste pieken kunnen gedetecteerd worden.

Het hierboven beschreven algoritme heeft als resultaat dat alle R-pieken gedetecteerd zijn en op welke positie ze staan. Met deze positie kan het gemiddelde interval berekend worden en daarna met onderstaande formule de hartslag.

$$HR = \frac{60 * \text{samplerate}}{\text{interval}} \left(\frac{\text{bpm}}{\text{Min}} \right)$$

2.2 Bloeddruk

Een andere manier om de elektromechanische functie van het hart te begrijpen is door meting van de arteriële, centraal veneuze en pulmonale bloeddrukken. De bloeddruk kan gemeten worden door op de gepaste plaats met vloeistof gevulde katheters te plaatsen die de druk registreren. De bloeddruk wordt uitgedrukt in millimeter kwik (mmHg). In de volgende paragrafen zal er dieper ingegaan worden op deze verschillende drukken en hun meetmethode.

2.2.1 Arteriële druk

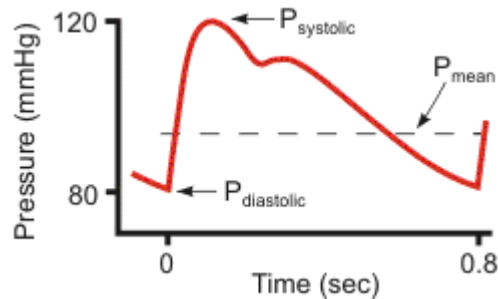
De arteriële bloeddruk is een van de meest frequent gemeten grootheden in de medische wereld. Deze druk stelt de vloeistofdruk van het bloed op een bepaalde plaats in de slagaders voor.

Om de arteriële bloeddruk te meten, moet er rekening gehouden worden met twee kengetallen: de boven- en onderdruk. Wanneer de linkerkamer van het hart samentrekt en bloed door de slagaders perst, kan de bovendruk of systolische druk gemeten worden. De onderdruk of diastolische druk daarentegen, wordt gemeten als de linkerhartkamer zich ontspant na de hartslag. De druk op de vaatwanden verkleint en het hart wordt terug met bloed gevuld. De boven- en onderdruk zijn de twee uitersten waartussen de druk in de slagader varieert. Het hart is immers geen continue pomp, maar doordat de linkerhartkamer telkens samentrekt, wordt een drukgolf veroorzaakt die door de slagaders voortgeleid wordt. Net vanwege de rekbaarheid van de vaten, kan het bloed zijwaarts uitwijken en wordt de drukverhoging als voortlopende golf doorgegeven. Dit wordt ook wel de polsgolf genoemd, omdat deze klopping van de slagader het makkelijkst voelbaar is aan de pols (spakbeenslagader). [5]

Stel dat het vaatstelsel een star buizenstelsel was, zou de druk overal gelijk stijgen bij het samentrekken van de linkerhartkamer. Daardoor zou de polsslag heel hoog zijn en er zouden verschillende gezondheidsproblemen optreden. De gemiddelde bloeddruk (MAP of Mean Arterial Pressure) kan berekend worden om te weten wat er zou gebeuren indien dezelfde hoeveelheid bloed per minuut door een continue werkende pomp zou worden uitgedrukt in de aorta. De gemiddelde bloeddruk is dus de gemiddelde druk die voorkomt tijdens de een cardiale cyclus en schommelt normaal tussen 80 en 100 mmHg. Deze kan worden berekend aan de hand van de volgende formule:

$$\text{MAP} = \frac{(2 \times \text{DBP} + 1 \times \text{SBP})}{3}$$

DBP stelt de diastolische arteriële bloeddruk voor. Dit is het laagste uiterste en is in ideale omstandigheden een druk tussen 60 en 80 mmHg. SBP daarentegen stelt de systolische druk voor, het hoogste uiterste. Wanneer de diastolische van de systolische druk afgetrokken wordt, komt men de polsdruk te weten. Meestal schommelt deze tussen 40 en 50 mmHg.



Figuur 6 Drukolf van 1 cyclus in functie van de tijd (in seconden). [6]

2.2.2 Centraal Veneuze Druk

De Centraal Veneuze Druk (CVD) beschrijft de druk in de holle slagader nabij het rechteratrium. De CVD geeft meer informatie over de hoeveelheid vocht in de bloedbaan en over de mogelijkheid van het hart om het vocht rond te pompen in het lichaam. De Centraal Veneuze Druk is dus een indicator voor de vullingstoestand van het lichaam. Iemand met bijvoorbeeld dehydratatie, zal een lage CVD vertonen.

De druk wordt gemeten langs een katheter aan de halsader. De veneuze drukmetingskatheter is via een drukomvormer en een geleidingskabel verbonden met de monitor. [7]

2.2.3 Pulmonale druk

De pulmonale druk beschrijft de druk in de longvaten. De bloeddruk in de longvaten is veel lager dan in de rest van het lichaam: ongeveer 20/10 mmHg in tegenstelling tot ongeveer 120/80 mmHg.

De bloeddruk in de longvaten kan gemeten worden met een dunne katheter die via een ader in de hals opgeschoven wordt tot in het hart. Via de rechterboezem en de rechterkamer kan de longslagader worden bereikt (rechtskatheterisatie). Soms worden twee katheters ingebracht: dan is er sprake van rechts- en linkskatheterisatie. Bij linkskatheterisatie wordt via de slagader in de lies een katheter ingebracht die via de aorta de linkerharthelft bereikt. Zo wordt de bloeddruk in de aorta en de linkerkamer van het hart gemeten. [8]

2.2.4 Meetmethode

De bloeddrukken meet men met behulp van een druksensor die ingebouwd is in een katheter. De katheter die hiervan gebruikmaakt is de wegwerpbare druksensor van Truwave, weergegeven in figuur 7. Deze met vloeistof gevulde sensor meet hoe de bloeddruk verandert in een bepaald bloedvat in het lichaam en zet vervolgens deze druk om in een analoge spanning die gemeten kan worden. Voor elke patiënt wordt een andere sensor gebruikt. Deze sensor heeft een gevoeligheid van vijf microvolt per millimeter kwik per volt excitatiespanning.

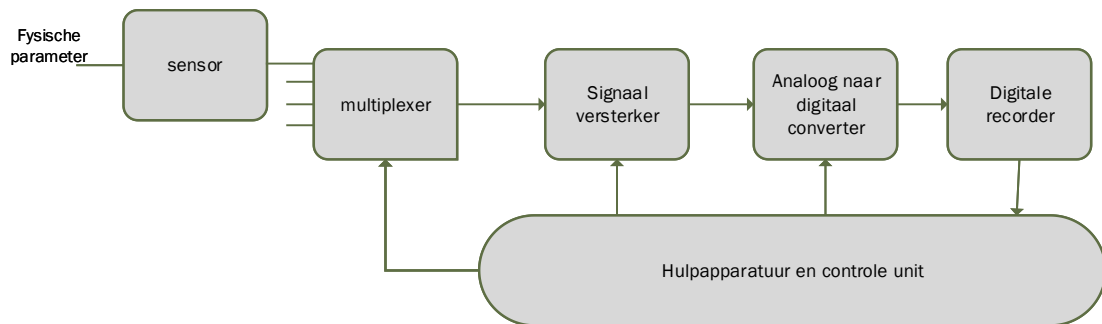


Figuur 7 Truwave bloeddruksensor [9]

De sensor bevat vijf aansluitingen: de eerste pin dient om de voedingsspanning aan te sluiten, de volgende twee dienen om het spanningsverschil uit te meten, de voorlaatste pin dient om de grondspanning aan te sluiten en de laatste is zodanig verbonden met de behuizing van de sensor zodat de patiënt beveiligd is tegen de elektrische spanningen en stromen.

2.2.5 Gebruikt systeem

Voor het meten van de drie bloeddrukken werd er gekozen voor een data-acquisitietoestel. Het toestel is eigenlijk de interface tussen de computer en de sensoren. De primaire functie is het digitaliseren van de binnenkomende analoge signalen zodat de computer deze kan interpreteren. Dit wordt gedaan met een analoge-naar-digitale convertor (ADC). Naast dit belangrijk bouwblok bestaat een data-acquisitiesysteem ook nog uit andere bouwblokken zoals weergegeven in figuur 8.



Figuur 8 Structuur DAQ-systeem

Alles begint met de fysische meting van, bijvoorbeeld temperatuur, druk, positie, versnelling.... In dit systeem gaat het over bloeddruk. Dit kan gemeten worden door middel van een sensor die de analoge waarde omzet in een elektrisch signaal. Als er nood is om meerdere fysische parameters te meten, wordt er meestal gebruikgemaakt van een multiplexer. Deze accepteert meerdere ingangen en kan sequentieel deze ingangen overlopen en doorsturen naar de uitgang. Doordat er heel kleine elektrische waarden kunnen worden gemeten, is er meestal ook nood aan een instelbare versterker die deze omvormt tot een groter signaal. Nu er een goed analoog signaal werd verkregen, is een ADC nodig die het signaal omzet naar een digitaal signaal. Dit digitaal signaal zal doorgestuurd worden naar de controle-unit. In deze masterproef is dat een microcontroller. Deze microcontroller moet ook in staat zijn om de multiplexer, de signaalversterker en de analoog-naar-digitaal convertor sequentieel aan te sturen zodat er meerdere fysische signalen uitgelezen kunnen worden tegen een gewenste samplefrequentie.

2.3 Digitale signaalverwerking

2.3.1 Algemeen

Als er met een sensor gemeten wordt, bevat deze ook ruis afkomstig van externe storingsbronnen. Deze ruis dient dan ook verwijderd te worden met een digitale filter om zo het originele signaal te bekomen. Dit valt onder de noemer 'digitale signaalverwerking' of vertaald naar het Engels 'Digital Signal Processing (DSP)'. Het voordeel bij het gebruik van digitale filters in vergelijking met het gebruik van hardwarecomponenten, is dat het vrijwel volledig softwarematig gebeurt en eenvoudig aanpasbaar is in een implementatie.



Figuur 9 Blokschema filter

Een filter kan gezien worden als een bouwblok met een in- en uitgang zoals in figuur 9 wordt weergegeven. Het ongefilterde signaal komt binnen aan de ingang en aan de uitgang verlaat het gewenste signaal de filter. Het verband tussen deze in- en uitgang kan beschreven worden aan de hand van de transferfunctie. Deze functie is discreet van aard doordat men slechts een beperkt aantal punten in de tijd bezit. Dit komt doordat er slechts om bepaalde tijdstippen een meting wordt gedaan. De transferfunctie van een discreet systeem kan voorgesteld worden met behulp van een differentievergelijking. Met deze differentievergelijking is het niet eenvoudig om het gedrag van een filter te bepalen. Daarom wordt er een techniek toegepast waarbij op eenvoudige manier het gedrag bepaald kan worden.

2.3.2 Z-transformatie

Een gepaste techniek voor het voorstellen van een filter is de Z-transformatie. De Z-transformatie converteert het discrete signaal naar een signaal in het frequentiedomein. Deze conversie is eigenlijk het discrete equivalent van de Laplacetransformatie. De basisformule ziet er als volgt uit:

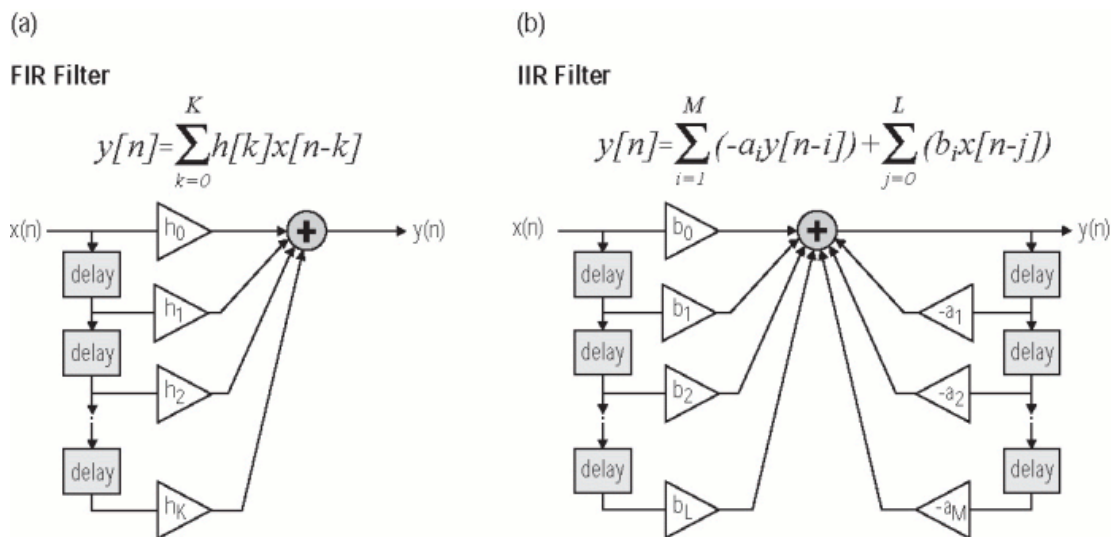
$$X(z) = \mathcal{Z}[x[n]] = \sum_{n=-\infty}^{\infty} x[n]z^{-n}$$

Dit laat toe de filters in het frequentiedomein te ontwerpen om ongewenste frequenties te laten verzwakken. De transferfunctie in het Z-domein bestaat altijd uit een breuk en daarmee kan het gedrag van het systeem bepaald worden. De nulpunten zijn de waarden van Z waarbij de teller nul is. Indien de waarden van Z ervoor zorgen dat de noemer nul wordt, dan krijgt men de polen van het systeem.

Het weergeven van de polen en de nulpunten in het complexe vlak geeft het nulpunten-polen-diagram. Met behulp van deze polen en nulpunten kan het gedrag van het systeem in het frequentiedomein bepaald worden. Vandaar dat dit een handig hulpmiddel is voor het ontwerpen en testen van de digitale filters. Zo moeten de polen van het systeem steeds in de eenheidskirkel van het complexe vlak liggen om tot een stabiel systeem te komen.

2.3.3 Structuur

Er bestaan twee fundamentele types van digitale filters, namelijk de Finite Impulse Response (FIR) en de Infinite Impulse Response (IIR). Beide filters zijn voornamelijk opgebouwd uit vermenigvuldigers, één opteller en registers om de vorige toestand in op te slaan. In de figuren komen de vermenigvuldigers overeen met de driehoeken waar de ingangen vermenigvuldigd worden met de filtercoëfficiënten die bepalen welk soort filter er gebruikt werd (high-pass, low-pass,...). Ook heeft elke tak een delay die ervoor zorgt dat het signaal met één stap vertraagt. Eigenlijk is dit dus een geheugenlocatie waarbij de waarden uit het verleden worden onthouden.

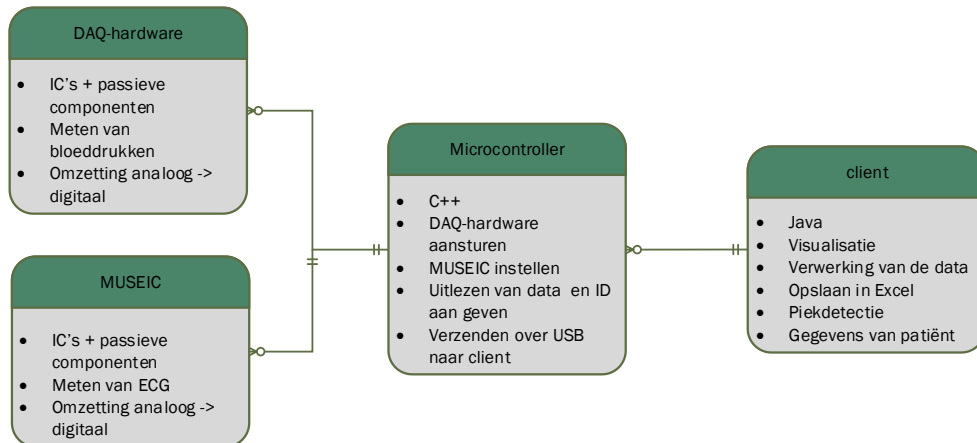


Figuur 10 Structuur van de FIR-filter (a) en de IIR-filter (b)

Hoofdstuk 3: materialen en methoden

3.1 Overzicht

Zoals eerder vermeld in de doelstellingen bestaat de masterproef uit vier grote delen. Dit wordt hieronder weergegeven in figuur 11.



Figuur 11 Structuur systeem

DAQ-hardware: Dit deel bestaat uit sensoren en hardware waarbij het voornaamste is de bloeddrukken te meten en te digitaliseren. Het is een zelfontworpen systeem waarbij alle componenten zorgvuldig uitgekozen zijn.

MUSEIC: Deze deelcomponent is bedoeld om een hoogwaardig ecg-signaal te meten en te verwerken. Het is een module van het bedrijf Imec. Aan de hand van een SPI-interface kan deze ingesteld worden en de gewenste kanalen kunnen worden uitgelezen.

Microcontroller: Dit is de centrale deelcomponent en moet heel wat kunnen verwezenlijken. Zo moet het ten eerste alle componenten aansturen van de DAQ zodat alle kanalen goed uitgelezen worden. Ten tweede zal deze de MUSEIC instellen zodat er een ecg-signaal uitgelezen kan worden. Ten derde zal de microcontroller deze data ontvangen en verwerken in datapakketten. Ten slotte zal deze data dan verzonden worden over een USB-interface naar de cliënt.

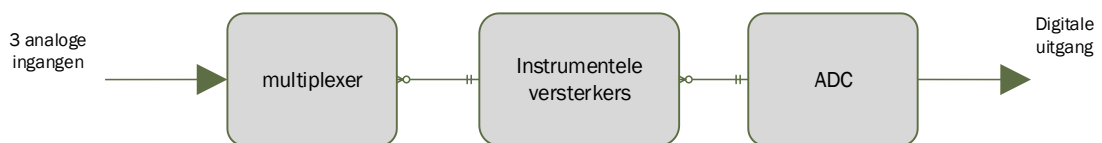
Client: Het laatste gedeelte bestaat uit een desktopapplicatie waarvan het medisch personeel gebruik kan maken. Hierbij werd ervoor gekozen een Java-applicatie te ontwerpen die op eender welk besturingssysteem kan functioneren.

- Ten eerste zal deze applicatie verbinding maken met de microcontroller over een USB-interface. Deze kan dan zo integreren met alle componenten zodat instellingen kunnen worden aangepast zoals de samplefrequentie en de filters. Ook zal deze de datapakketten ontvangen en visualiseren in grafieken.
- Ten tweede zullen er piekdetecties uitgevoerd worden om de hartslag, boven- en onderdruk te bekomen.
- Ten slotte worden alle gegevens en data uiteindelijk opgeslagen in een Excelbestand.

3.2 DAQ-hardware

3.2.1 Ontwerp

Een data-acquisitiesysteem kan op verschillende manieren worden opgebouwd, maar zoals eerder vermeld, wordt er verder gebouwd op het prototype van de voorgangers van deze masterproef. De drie bloeddrukken gemeten door dit systeem hebben niet dezelfde grootteorde en vereisen dus elk hun eigen versterkingsfactor. De eerste manier zou zijn op elk kanaal een eigen versterker te plaatsen. Hierdoor daalt de flexibiliteit van het systeem, omdat elk kanaal zijn eigen specifieke versterking heeft. Daarnaast moet er rekening worden gehouden met de toenemende prijs naargelang het aantal gebruikte kanalen. Er werd dus geopteerd voor een beter alternatief. Instelbare versterkers worden geplaatst achter de multiplexer. De verschillende kanalen worden eerst gemultiplext naar één gemeenschappelijke lijn die verbonden is met twee programmeerbare instrumentele versterker. De laatste component en de belangrijkste van de DAQ-hardware is de ADC (analoog-naar-digitaal convertor). De ADC vormt het gemeten analoge signaal om over te gaan naar een digitale weergave. Dit moet de precieze waarden voorstellen. In onderstaande figuur 12 staat een vereenvoudigd blokschema van de hardware.



Figuur 12 Blokschema van het DAQ-systeem

3.2.2 Multiplexer

Een multiplexer doet zich voor als een schakelaar die één van de ingangen verbindt met de uitgang aan de hand van de selectiepin. Een multiplexer met n -selectie-ingangen kan schakelen tussen 2^n verschillende ingangen. Doordat de sensor van de bloeddrukken een differentiële waarde uitstuurt, werd er gekozen voor de ADF1407-multiplexer. Het gaat hier om een differentiële multiplexer waarbij twee ingangen synchroon worden omgeschakeld. Deze multiplexer bestaat uit acht differentiële kanalen die drie selectiepin bevatten. Deze selectiepin ($A2$, $A1$, $A0$) samen met enable zijn de enige pin die de microcontroller nodig heeft voor de aansturing van deze component. Bij een differentiële multiplexer zijn er twee verschillende ingangen (een positieve en een negatieve) die synchroon worden omgeschakeld. De multiplexer wordt logic 4-bit binair aangestuurd vanuit de microcontroller. Tabel 3.3 toont een schematische weergave van de multiplexer (de ADG1407) die gebruikt werd in dit ontwerp. In de onderstaande tabel vindt u de configuratie die nodig is om de juiste ingang te selecteren. [10]

Tabel 1 Configuratie multiplexer

| A2 | A1 | A0 | EN | Geselecteerd differentieel paar |
|----|----|----|----|------------------------------------|
| X | X | X | 0 | geen |
| 0 | 0 | 0 | 1 | 1 |
| 0 | 0 | 1 | 1 | 2 |
| 0 | 1 | 0 | 1 | 3 |
| 0 | 1 | 1 | 1 | 4 |
| 1 | 0 | 0 | 1 | 5 |
| 1 | 0 | 1 | 1 | 6 |
| 1 | 1 | 0 | 1 | 7 |
| 1 | 1 | 1 | 1 | 8 |

3.2.3 Instelbare versterkers

Zoals eerder vermeld, zijn de bloeddrukken die gemeten worden, uitgedrukt in de grootteorde van enkele microvolts. Dit is klein tegenover de range van -10 tot 10 V die de ADC gebruikt om de analoge waarde te converteren naar een digitale waarde met een precisie van 16 bits. Om de digitale waarde zo correct mogelijk voor te stellen voor de analoge signaalwaarde moet die het bereik van de ADC maximaal benutten. Doordat de versterking achter de multiplexer geplaatst wordt, zal deze ook instelbaar moeten zijn voor elk kanaal.

Om een goed aantal instelbare versterkingen te hebben, werd ervoor gekozen twee versterkers in serie achter elkaar te plaatsen. De AD8253- en AD8250-instrumentatieversterkers werden gekozen waarmee de versterking kan ingesteld worden met twee logische pinnen. Beide versterkers hebben dus vier instelmogelijkheden en worden binair aangestuurd. In de onderstaande tabel staat de instelbare versterking van beide versterkers en door met behulp van een combinatie van beide versterkers een versterking te selecteren, komt men de totale versterking uit. [11] [12]

Tabel 2 Mogelijke versterkingen

| | | | | |
|--------|---|----|-----|------|
| AD8253 | 1 | 10 | 100 | 1000 |
| AD8250 | 1 | 2 | 5 | 10 |

3.2.4 Anti-aliasing filter

Vooraleer de analoge waarde gedigitaliseerd wordt, moet er rekening gehouden worden met het Nyquist sampling theorema. Deze stelling houdt in dat de bemonsteringsfrequentie minstens twee maal zo groot zijn als de hoogste frequentie van het signaal. Als dit niet zo zou zijn, zouden hogere frequenties door het anti-aliasing effect als een lagere frequentie worden afgebeeld. Daarom wordt er gebruikgemaakt van een analoge laagdoorlaatfilter gebruikt die het signaal limiteert van hogere frequenties. Deze filter bestaat uit een RC-kring waarbij aan de hand van onderstaande formule de gewenste cutoff-frequentie kan bepaald worden.

$$f_c = \frac{1}{2 \times \pi \times R \times C}$$

De weerstandwaarde R en de capaciteit C worden zo gekozen dat er een cutoff-frequentie is van minder dan de laagste samplefrequentie van het systeem, namelijk 125 Hz. Dit komt overeen met een waarde een $R = 1000\Omega$ en $C = 3.3\mu F$ voor een $f_c = 48.3\text{Hz}$.

3.2.5 Programmeerbare ADC

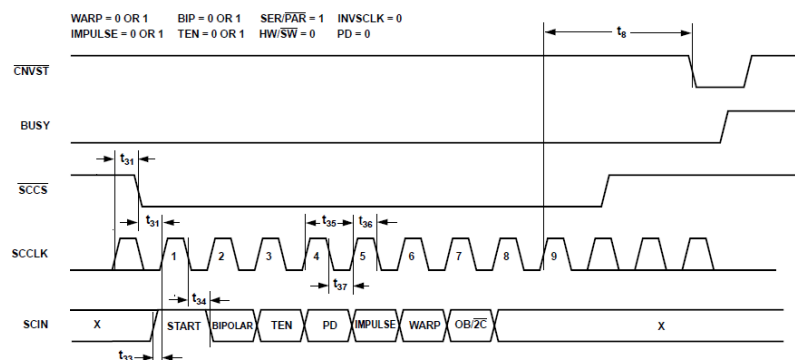
Een analoog-naar-digitaal convertor of ADC is een component die een analoog en continue signaal omzet in een digitale voorstelling van de amplitude. De hoeveelheid bits die de ADC gebruikt, bepaalt de precisie van de ADC. Dit kan met onderstaande formule bepaald worden waar n het aantal bits voorstelt. In dit ontwerp wordt er gebruikgemaakt van een 16 bits ADC die overeenkomt met 65536 verschillende niveaus.

$$\text{Aantal niveaus} = 2^n$$

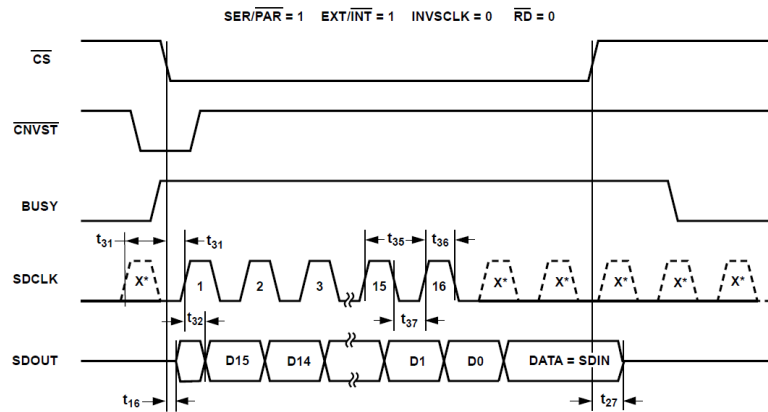
Er is gekozen voor een ADC van Analog Devices namelijk de AD7612-chip. Deze ADC heeft een sample-and-hold functie zodat de waarde niet meer kan veranderen tijdens de conversie. Ook is deze bipolair zodat er zowel positieve als negatieve spanningen gemeten kunnen worden. Daarnaast is er de optie de data voor te stellen door middel van straight binary of in two's complement notatie. De ADC kan waardes omzetten uit vier verschillende bereiken: van $\pm 10V$, $\pm 5V$, $0 - 5V$ of $0 - 10V$.

Er zijn verschillende manieren om de omzetting uit te voeren. Deze ADC maakt gebruik van een successief approximatieregister (SAR). De werking hiervan kan beschreven worden in enkele stappen. Ten eerste zal de ADC de meest beduidende bit in het register hoog maken waarbij dit overeenkomt met de helft van de voedingspanning. Dan zal deze digitale waarde omgezet worden in een analoge waarde door middel van DAC en vergeleken worden met de gemeten analoge waarde. Als deze waarde groter is dan de digitale waarde, zal de ADC de bit op 1 zetten en anders op 0. Deze procedure zal herhaald worden voor elk van de bits in het register en zal dus ten slotte een digitale voorstelling zijn van de meetwaarde. De tijd die nodig is, zal bijgevolg steeds constant zijn.

Deze ADC kan bovendien softwarematig geprogrammeerd en uitgelezen worden aan de hand van twee seriële interfaces. Figuur 13 stelt het timing-diagram voor bij het programmeren van de ADC. Afbeelding 14 laat het timing-diagram zien voor het uitlezen van een meetwaarde. [13]



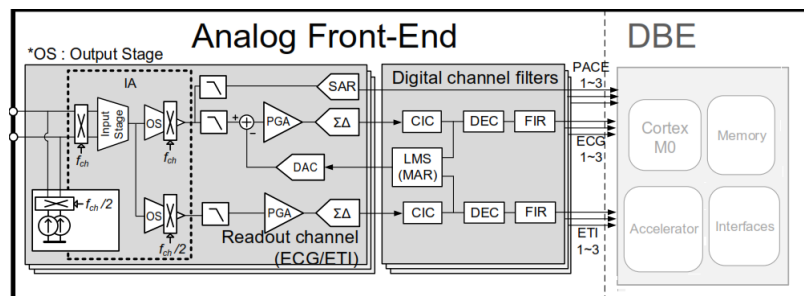
Figuur 13 Timing-diagram voor het serieel programmeren van de AD7612 [13]



Figuur 14 Timing-diagram voor het serieel uitlezen van de AD7612. [13]

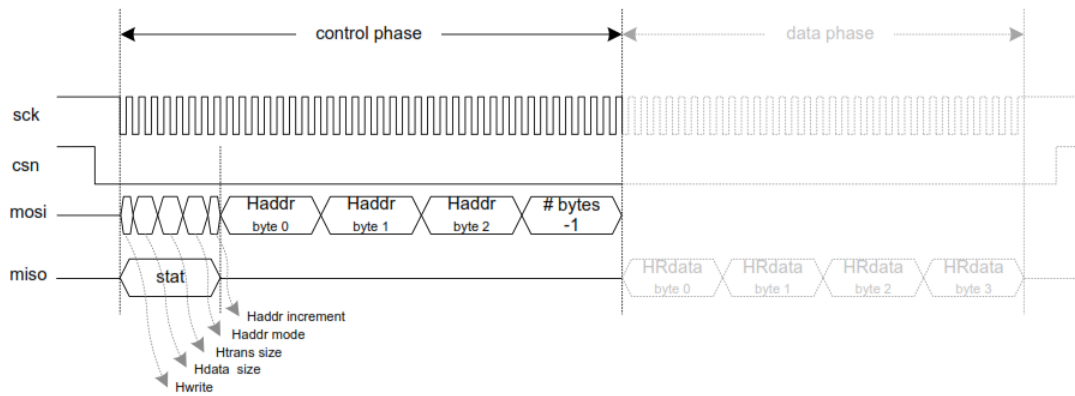
3.3 MUSEIC

Voor deze thesis wordt er gebruikgemaakt van de MUSEIC-sensor die in staat is een hoogwaardig ecg-signaal te meten. De MUSEIC bestaat uit een Analog Front-End (AFE) en een Digital Back-End (DBE). Origineel bevinden er zich in de AFE drie ecg-kanalen die elk signaalverwerkende componenten hebben. Zo heeft elk van deze kanalen onder andere een kanaalbuffer met een programmeerbare versterker en een negatieve input voor het aftrekken van het errorsignaal. Ook heeft elk kanaal zijn eigen 12-bit ADC die met een samplefrequentie van standaard 500 Hz samplet en daarna instelbaar is met een instelbare digitale FIR-filter. De verwerkte data zal naar de Digital Back-End (DBE) gaan die deze in het gepaste register zal plaatsen.



Figuur 15 Blokschema MUSEIC [14]

De host interface bij de MUSEIC is een standaard SPI-slave-interface. Dit geeft toegang tot de volledige geheugenmap via de AHB-bus. Die controleert de registers en past ze zo aan dat alle instellingen naar wens verlopen. De daarvoor benodigde data heeft een bepaalde structuur zoals hieronder weergegeven in figuur 16. Zo bestaat de eerste fase uit de instellingen die verzonden moeten worden. Daarna komt de datafase waarin het register wordt ontvangen of verzonden.



Figuur 16 Structuur van Host SPI [14]

De microcontroller moet deze structuur aanhouden om de data uit het register van het ecg-signaal te halen. Ook worden op deze manier de instellingen zoals de filter, de versterker of de samplerate ingesteld.

3.4 Microcontroller

3.4.1 Algemeen

In de voorgaande delen werd er vooral uitgelegd hoe het analoge signaal gemeten en verwerkt wordt tot een digitaal signaal. Elk van deze componenten vervult een belangrijke taak van het geheel. Om hun taak tot een succesvol einde te kunnen brengen, dienen deze onderdelen echter op een correcte manier te worden aangestuurd of uitgelezen. Hiervoor is er nood aan een centraal punt dat elke component bestuurt en vervolgens de data verwerkt en verzendt naar de computer over een USB-interface. De goedkoopste en meest gebruikte manier om dit te verwezenlijken is door middel van een microcontroller. De microcontroller bevat alles wat nodig is om te functioneren in een chip. Zo bestaat het uit: geheugen voor het programma (ROM), geheugen voor de data (RAM), invoer- en uitvoerpoorten voor de aansturing van de randcomponenten, verschillende communicatiemiddelen,...

In deze masterproef werd er gebruikgemaakt van de mbed NXP LPC1768. Deze microcontroller werd gekozen, omdat deze reeds in het prototype gebruikt werd. Dit heeft als voordeel dat dit ook ineens als centraal systeem gebruikt kan worden om zowel MUSEIC als het DAQ-systeem van de bloeddrukken aan te sturen en de data uit te lezen. Deze microcontroller bestaat uit een 32-bit ARM Cortex-M3 processor met een kloksnelheid van 96 MHz. Ook bezit de microcontroller een 32 KB RAM en 512 KB FLASH. Samen zorgen ze er allemaal voor dat er meer dan voldoende rekenkracht en opslagmogelijkheden zijn.

De fabrikant van de mbed heeft een online compiler ter beschikking gesteld die nuttig kan zijn om het programma te converteren naar een binair bestand dat uitgevoerd kan worden door de microcontroller. Tevens kan men de mbed ook zeer eenvoudig programmeren door de microcontroller simpelweg aan te sluiten op de computer via een USB-kabel en het binair bestand te verplaatsen naar het flashgeheugen van de mbed. De microcontroller zal dan automatisch het nieuwe bestand nemen als er op de knop gedrukt wordt die in de mbed geïntegreerd is.

3.4.2 Doel

De microcontroller is verantwoordelijk voor een aantal belangrijke taken. De belangrijkste functies die de microcontroller dient uit te voeren, zijn de volgende:

1. De hardware aansturen van de bloeddrukken
2. MUSEIC kunnen instellen
3. De metingen van beide systemen zo synchroon mogelijk uitlezen
4. De gebufferde sensordata bundelen in datapakketten en versturen over USB

In de volgende paragrafen zal het duidelijk worden hoe elk van de bovenstaande punten uitgewerkt en geïmplementeerd zijn in de microcontroller.



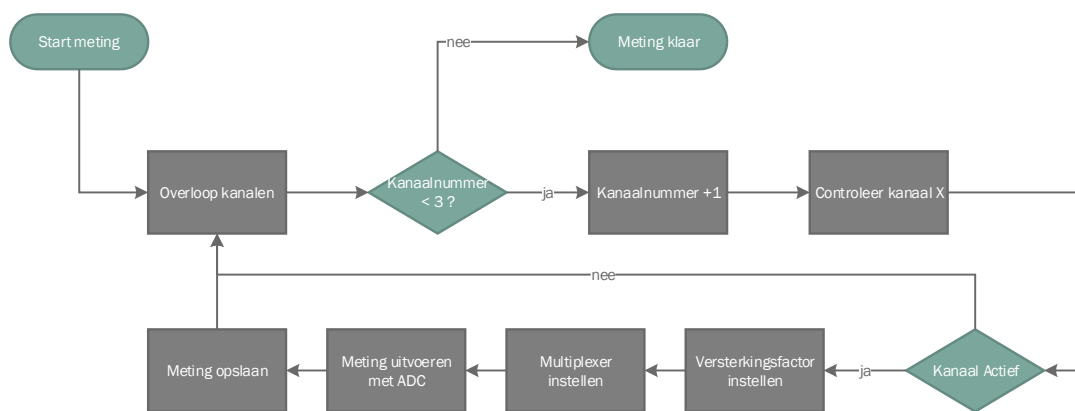
Figuur 17 Mbed LPC1768-microcontroller [15]

3.4.3 Aansturen en uitlezen van de hardware

DAQ

Het centrale punt voor de aansturing van de hardware van de bloeddrukken is de DAQ-klasse. Hier wordt voor elke aanstuurbare component in de hardware een aparte klasse in het geheugen opgeroepen. Tevens werd er een lijst van drie objecten van het type kanaal aangemaakt die instaat voor de drie verschillende bloeddrukken die gemeten worden. Elk kanaal bevat een versterkingsfactor die ingesteld kan worden op de status of het kanaal actief is of niet.

De belangrijkste methode die gebruikt wordt bij deze klasse is de measure. Deze is in staat de actieve kanalen te meten met de gepaste sequentie om de hardware aan te sturen zoals weergegeven in figuur 18. Als een kanaal niet actief is, wordt het ook niet gemeten. In het andere geval zullen de versterking en de multiplexer worden ingesteld. Ten slotte zal de DAQ dan een meting uitvoeren waardoor deze waarde digitaal opgeslagen kan worden.



Figuur 18 Flowchart met de werking van de DAQ-klasse

Multiplexer

De klasse staat in voor het instellen van de multiplexercomponent. De component staat in voor het activeren en het selecteren van het juiste kanaal. Dit kan eenvoudigweg gedaan worden door vier outputpinnen te gebruiken waarbij één dient voor de enable en drie voor de binaire selectie. Deze klasse heeft setters voor het enablen en disablen van de multiplexer en getters om het op te vragen.

Bovendien heeft het een set channelfunctie waarbij de juiste pinnen worden aangestuurd om een geselecteerd kanaal te kiezen tussen nul en zeven.

Versterkers

De versterkersklasse bestaat uit twee instelbare versterker die in serie geplaatst werden. Die versterkt het geselecteerde kanaal van de multiplexer. De aansturing is ongeveer dezelfde als voor de multiplexer. Het heeft elk een enable pin en twee selectiepinen voor het instellen van de gewenste versterking.

ADC

Net als de multiplexer en de versterkersklasse biedt het ADC-object een extra abstractielaag. Dit is een belangrijke component en heeft hierbij ook bepaalde instellingen met de gewenste getters en setters. Naast de getters van de instellingen wordt eveneens de analoge waarde gelezen en de gedigitaliseerde waarde wordt uitgelezen aan de hand van de measurementmethode. Daarvoor worden de pinnen SDCLK en SDOUT gebruikt die de data serieel uitsturen. Op de SDCLK worden 16 klokpulsen gegenereerd. Wanneer deze klokpulsen hoog zijn, wordt op de SDOUT de data één voor één uitgelezen.

Nog een belangrijk deel is dat een tweede seriële interface voor de ADC kan worden ingesteld. Dit bestaat uit de pinnen SCCLK, SCIN en SCCS die instaan voor het verzenden van een 9-bits waarde. De tweede seriële interface bestaat uit een startbit met daarna een 6-bit voor de instellingen en als laatste twee gereserveerde bits.

Ten slotte zijn er nog de CNVST- en BUSY-pinnen. De CNVST-pin dient voor het opstarten van een meting. Zolang de conversie plaatsvindt, zal er een digitale één op de BUSY staan.

3.4.4 Instellen en uitlezen van de MUSEIC-sensor

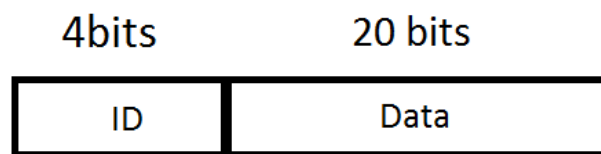
De verbinding tussen de MUSEIC-sensor en de microcontroller gebeurt tussen een SPI-interface. Hier wordt dan ook gebruikgemaakt van de SPI-interface van de microcontroller. De MUSEIC heeft een slave SPI-interface en moet de microcontroller dus als master fungeren. Als master moet de snelheid en het formaat van de communicatie bepaald worden aan de hand van de gewenste setters.

Voor het instellen van de registers moeten er 64 bits verstuurd worden. Zoals eerder werd vermeld, heeft de MUSEIC eerst een controlefase. De eerste byte moet een commando doorgeven aan de MUSEIC om onder andere aan te geven dat er geschreven gaat worden. De volgende drie bytes bestaan uit het adres dat aangesproken gaat worden. Tot slot verzenden de volgende vier bytes de gewenste data die in dit register geplaatst moet worden. Naast ingesteld, kan het register ook uitgelezen worden.

Bovendien kunnen de registers uitgelezen worden, maar dit vraagt 72 bits. Om te beginnen wordt de commandobyte gestuurd met als enige verschil dat het ingesteld staat op lezen. De volgende drie bytes zijn tevens het adres dat aangesproken wordt. Daarna komt er een byte waarbij aangegeven wordt hoeveel bytes er gelezen gaan worden vanaf het gebruikte adres. Dit staat dan ook ingesteld op één byte. Hierna stuurt de MUSEIC de data over vier bytes die uitgelezen worden.

3.4.5 Main loop

Bij het opstarten van het programma zal de mbed de mainfunctie uitvoeren. Hier zal er eerst het DAQ- en het SPIM-object worden aangemaakt. Vervolgens worden enkele instellingen uitgevoerd. Zo worden de kanalen en de gepaste versterking van de DAQ ingesteld. Ook worden de SPI-communicatie en de MUSEIC ingesteld door de gepaste registers aan te spreken. Ten slotte wordt de Baudrate ingesteld op de hoogste snelheid van de virtuele COM-poort die de microcontroller gebruikt om data te verzenden over USB. Hierna zal het in een lus gaan waar alle data van beide systemen wordt uitgelezen en dan verzonden wordt over de USB-interface. Deze data die verzonden wordt over USB gaat via datapakketten voor elk kanaal dat bestaat uit drie bytes. De eerste 4-bits bestaat uit het ID van het kanaal met de daaropvolgende 20-bits voorzien voor de data.



Figuur 19 Structuur datapakketten

3.5 Cliënt

De laatste component van de proefopstellingen in deze masterproef is de Javacliënt. De cliënt beschikt over een veel grotere rekenkracht dan de andere delen. Het is juist door deze grote reken capaciteit dat ervoor gekozen werd hier de meest CPU-intensieve taken te laten uitvoeren. De belangrijkste functies van de Java-applicatie zijn als volgt:

- ✓ Communicatie met de hardware
- ✓ Signaalverwerking toepassen op de binnenkomende gegevens (filters, piekdetectie, ...)
- ✓ Visualisatie van alle data
- ✓ Opslaan van data en bijhorende gegevens

Het belangrijkste aspect is dat alle data van de biosensoren visueel wordt weergegeven en dit door de gepaste signaalverwerking, zoals filtering en piekdetectie. Elk van deze taken zal verder in dit hoofdstuk zorgvuldig worden uitgelegd.

Bij het opstarten van het programma zal de Javatoepassing een grafische userinterface (GUI) aanbieden. De GUI kan onderverdeeld in een paar visuele aspecten. Het eerste dat zal opvallen is dat er vier grafieken visueel zichtbaar zijn. Daarop zullen de data van zowel het ecg-sigitaal als de drie bloeddrukken geplot worden. Op de rechterzijde zullen extra gegevens te zien zijn zoals de berekende hartslag en de minimale en de maximale drukwaarde die om een tijdsinterval van vier seconde berekend worden. Tevens staat er ook een tabel en knoppen voor de time stamps. Hiervan kan een arts gebruikmaken wanneer een meting gestart wordt en de verschillende periodes aanduiden met de juiste knop. Tot slot heeft het programma ook een menubalk die verschillende acties kan uitvoeren. Deze acties omvatten o.a. instellingen aanpassen, een meting starten die de data zal opslaan in Excel, de gegevens invullen van de patiënt,...

3.5.1 Communicatie met hardware

Een belangrijk aspect is verbinding maken met de hardwarecomponenten. Dit is zoals eerder vermeld een USB-interface die verbonden wordt met het centrale punt van de hardware, de microcontroller. Hiervoor zijn een paar klassen geschreven in Java die ervoor zorgen dat er snel een probleemloze dataverbinding bestaat. Deze objecten maken dan op hun beurt ook weer gebruik van de specifieke datapakketten die gekozen werden. Er werd gekozen voor de RXTX-bibliotheek [16] die het mogelijk maakt dat een virtuele COM-poort over de USB-interface gebruikt kan worden. Om deze verbinding tot stand te brengen, moet er eerst voor de geschikte COM-poort gekozen worden waarmee de microcontroller verbonden is. Door gebruik te maken van een GUI kan de juiste COM-poort geselecteerd worden. Eens op de “connect” knop is gedrukt, zal een verbinding geopend worden en de initialisatie kan plaatsvinden. Voor de initialisatie moet zowel de Baudrate, het aantal bits, de stopbits en de pariteitsbit worden ingesteld en overeenkomen met de microcontroller.

Eens alle instellingen en verbindingen tot stand zijn gekomen, kan er geluisterd worden naar de data aan de hand van de interface `SerialPortEventListener`. Wanneer er een byte binnenkomt, gaat deze de `serialEvent` methode triggeren. Die ontbindt de datapakketten en slaat ze op de juiste plaats op.

Tevens zullen er ook commando's naar de microcontroller gestuurd worden voor het instellen van de filter, de samplefrequentie, ...

3.5.2 Signaalverwerking

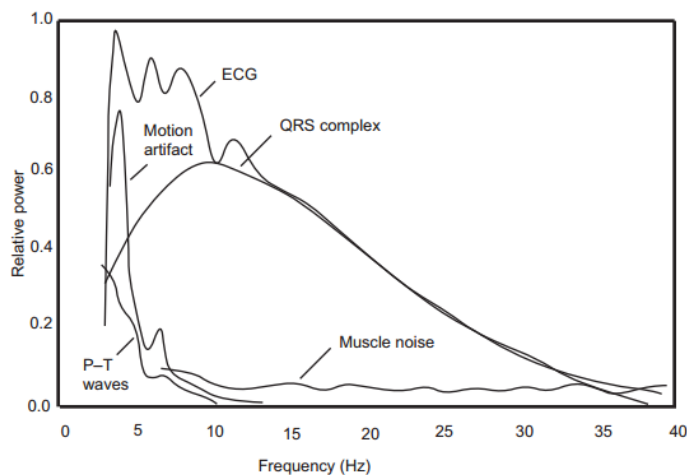
Voor het verwerken van de signalen werd ervoor gekozen Matlab op de achtergrond te laten draaien. In Matlab worden drie functies opgeroepen: het Pan-Tompkinsalgoritme, de boven- en onderdruk van de bloeddrukken en de coëfficiënten van de filters.

In de Matlabklasse werd er gebruikgemaakt van de Matlabcontrol API [17]. De basis hiervan is eerst een factory en daarna een Matlabproxy te creëren aan de hand van de gewenste instellingen. De Matlabproxy staat in voor de communicatie met Matlab. Eens die tot stand is gekomen, kunnen de gewenste variabelen overgebracht worden naar Matlab waarop de functies ervan gebruikmaken.

Pan-Tompkinsalgoritme

Het Pan-Tompkinsalgoritme is de eerste functie die door Matlab uitgevoerd wordt. Het algoritme wordt met een thread opgeroepen, zodat om de zoveel tijd de databuffer van het ecg-signaal wordt gelezen, het algoritme erop wordt toegepast en dan leeggemaakt zodat de buffer terug gevuld kan worden voor de volgende periode.

De functie verwacht drie variabelen die doorgegeven moeten worden aan Matlab: de huidige waarden in de buffer, de samplefrequentie en of de grafieken van het algoritme gezien willen worden. Daarop wordt de Pan-Tompkinsfunctie opgeroepen die alle stappen van het algoritme afgaat. Ten slotte worden de pieken in een list gestopt en aan de hand van de formule die beschreven staat in de literatuurstudie wordt de hartslag berekend en gevisualiseerd. [18]



Figuur 20 Frequentiespectrum van ecg-signaal [19]

Om het QRS-complex te kunnen opsporen, werd ervoor gekozen een bandpasfilter toe te passen. Deze filter heeft als functie alle ruis en nutteloze informatie weg te filteren zodat enkel het QRS-complex overblijft. Daarvoor moet er eerst naar het frequentiespectrum gekeken worden. Zoals weergegeven in de bovenstaande figuur 20 liggen de waarden van het QRS-complex tussen 10 en 15 Hz. Er werd dan ook gekozen een derde orde Butterworthfilter tussen 5 en 15 Hz te gebruiken.

Na de filtering komt er een differentiaalfilter om de helling informatie van QRS-complex te bekomen. Deze filter geeft de verandering in helling aan op een bepaald ogenblik. Door de grote hellingsgraad van het QRS-complex geeft dit ook een hoge waarde weer en worden de P- en T-golven gedempt door de kleine helling.

$$H(z) = (1/8T)(-z^{-2} - 2z^{-1} + 2z + z^2)$$

De volgende stap is de dominante R-piek beter weer te geven en dit door alle waarden te kwadrateren. Dit heeft als gevolg dat ook alle waarden positief zijn.

$$y(nT) = [x(nT)]^2$$

De helling van de R-golf op zich garandeert niet dat een QRS-gebeurtenis gedetecteerd kan worden. Veel abnormale QRS-complexen die een grote amplitude en langdurige pieken hebben, kunnen niet gedetecteerd worden met behulp van enkel de informatie over de helling van de R-zwaai. Derhalve neemt deze filter een gemiddelde van een aantal opeenvolgende punten. De functie van het bewegend integratievenster is een aanvulling op de helling van de R-golf zodat ook de juiste piek gedetecteerd kan worden. Deze functie wordt uitgevoerd met de volgende differentievergelijking waarbij N de grootte van het integratievenster bepaalt:

$$Y(nt) = (1/N)[x(nT-(N-1)T) + x(nT-(N-2)T) + \dots + x(nT)]$$

De keuze van N is zeer belangrijk: over het algemeen moet N ongeveer gelijk zijn aan het breedst mogelijke QRS-complex. Er werd gekozen voor een grootte van 0,15 keer de samplefrequentie.

Na het kiezen van de geschikte filters om het QRS-complex te detecteren, zullen we het detecteren. Hier wordt gewerkt met een minimum tijdsinterval van 0,2 keer de samplefrequentie, omdat in fysiologisch opzicht geen RR-interval kan optreden bij minder dan 200 milliseconde afstand. In Matlab wordt gebruikgemaakt van de instructie 'findpeaks' met parameter 'MINPEAKDISTANCE'.

Tijdens de volgende stap worden aan de hand van automatische veranderingen van de thresholds de juiste pieken geselecteerd. Twee drempels worden in acht genomen (THR_SIG en THR_NOISE). Met de eerste drempel wordt gekeken of het werkelijk om een piek gaat. Dit is als de waarde groter is dan de drempel. Bovendien wordt dan ook het signaalniveau up-to-date gehouden met onderstaande formule.

$$SIG_LEV = 0.125 \times CURRENTPEAK + 0.875 \times SIG_LEV$$

Als de piekwaarde kleiner is dan de eerste drempel THR_SIG, maar groter dan de THR_NOISE drempel, wordt dit gezien als een ruispiek en de piekwaarde wordt bijgehouden. Ook wordt het ruislevel up-to-date gehouden.

$$NOISE_LEV = 0.125 \times CURRENTPEAK + 0.875 \times NOISE_LEV$$

Bovendien worden de drempels constant veranderd. Dit gebeurt aan de hand van de onderstaande formules.

$$THR_SIG = NOISE_LEV + 0.25 \times (SIG_LEV - NOISE_LEV)$$

$$\% THR_NOISE = 0.5 \times (THR_SIG)$$

Als die piek nu onder de THR_NOISE drempel ligt, zal deze piek gezien worden als ruis. Maar stel nu dat er op onverklaarbare wijze toch een tijdje geen QRS-complex gedetecteerd wordt, gaat het algoritme ervan uit dat het een piek gemist heeft. Daardoor zal het algoritme terugzoeken naar gemiste pieken in het interval van 1,66 keer het huidige gemiddelde RR-interval. Hierbij gaat het over ruispieken die tussen de twee drempels in lagen en waarbij de hoogste genomen in dit interval geselecteerd wordt.

Tot slot neemt het algoritme ook een aantal beslissingen. Zo wordt er nog een eliminatie gedaan als er meerdere pieken gedetecteerd zijn binnen een interval en wordt de juiste verwijderd. Ook wordt er rekening gehouden met abnormale T-pieken doordat de stijgende flank minstens de helft moet zijn van de vorige piek. Als laatste wordt bij de pieken dubbel gecontroleerd of ze wel de originele index hebben van de ruwe ecg-data. [4] [20]

Detectie van de boven- en onderdruk

Het detecteren van de boven- en onderdruk gebeurt in dezelfde thread als het Pan Tompkinsalgoritme waardoor het op dezelfde tijd wordt berekend. Dit gebeurt met een Matlabfunctie die de drie kanalen van de bloeddrukken afaat in een lus. In deze functie wordt er eerst gebruikgemaakt van een filter om alle ongewenste frequenties van de bloeddrukken te verwijderen aan de hand van een 3^{de} orde Butterworth filter met een 10Hz cutoff-frequentie. Eens dit gebeurd is, worden de bovendrukken gedetecteerd door de instructie findpeaks met 'MINPEAKDISTANCE' als parameter. Dit zorgt ervoor dat er rekening wordt gehouden met de samplefrequentie en de tijd die er normaal tussen twee pieken zit.

De volgende stap is de onderdrukken te detecteren door het signaal te inverteren zodat de onderdrukken de pieken worden. Doordat de onderdruk een brede piek bevat, wordt dit eerst gladder gemaakt door een moving average filter zodat er een gemiddelde piek wordt gedetecteerd.

$$Y(nt) = (1/N)[x(nT-(N-1)T) + x(nT-(N-2)T) + \dots + x(nT)]$$

De breedte die door N bepaald wordt, is proefondervindelijk gekozen met een grootte van 0,25 maal de samplefrequentie. Eens dit gebeurd is, wordt er ten slotte nog een piekdetectie gedaan met dezelfde aanpak als bij de bovendrukken.

Eens de locaties van de pieken van de boven-en onderdruk zijn bepaald, worden deze teruggegeven aan Java door ze in een lijst te stoppen. Tot slot zal er een gemiddelde berekend worden en weergegeven worden in de interface.

Berekenen van de coëfficiënten van de gewenste filter

Deze maakfilterfunctie in Matlab is redelijk eenvoudig, maar toch efficiënt. Zo kan terwijl de interface werkt, de filter van het gewenste kanaal aanpassen zonder enige code te veranderen. Deze functie bestaat uit een Butterworthfilter waarvan alle instellingen in de meegegeven variabele staan en geeft als return de coëfficiënten van de filter. Elke grafiek heeft zijn eigen filterklassen die bestaan uit een algemene IIR-filterstructuur die van twee arrays gebruikmaakt om de coëfficiënten van de gewenste filter in op te slaan. Ook worden er twee bijkomende arrays gebruikt om de registers aan de in- en uitgang voor te stellen. Het resultaat wordt vervolgens berekend door telkens een waarde uit het register te vermenigvuldigen met de overeenstemmende coëfficiënt en op te tellen bij het tussenresultaat. Tevens worden dan ook de nieuwe in- en uitgang waarde ingeschoven in de registers voor de volgende waarde.

3.5.3 Visualisatie

Voor het monitoren van de patiënt is het ook belangrijk dat alles visueel en gestructureerd zichtbaar is. Het plotten van het ecg-sigitaal, de bloeddrukken en de hartslag in de tijd worden weergegeven met de grafieken van Jfreechart [21]. Dit is een handige open source bibliotheek waarbij zeer eenvoudig grafieken kunnen worden aangemaakt in Java en op een dynamische manier waarden aan kunnen toegevoegd worden. In deze bibliotheek kan op elk moment de geplote waarde opgeslagen worden in verschillende bestandstypes (PNG, JPEG, PDF).

Monitoring

De biosensoren worden gevisualiseerd door middel van de grafiekklassse. Deze maakt gebruik van een combinedchart die ervoor zorgt dat er vier deelgrafiekklassen op de voorgrond worden geplaatst. Deze grafiekklassse is dan ook de overkoepelende klasse van de vier en heeft als functie de uitgelezen data in de juiste grafiek en de gepaste filters op elke deelgrafiek te plaatsen en ervoor te zorgen dat alle grafieken een gemeenschappelijke x-as hebben. De deelgrafieken moeten op hun beurt de data bufferen voor de piekdetectie, het visueel effect met een soort ringbuffer en een autosize y-as te hebben.

Naast het monitoren van de biosensoren wordt de berekende hartslag en de boven- en de onderdruk geplot in de trendgrafiek, zodat de arts in kwestie de nodige analyse in de tijd kan uitvoeren en mogelijke veranderingen kan opsporen.

Ten slotte wordt er rechts in de grafische gebruikersinterface de laatst berekende hartslag en de boven- en onderdruk weergegeven met eenvoudige labels.

Time stamps

Tijdens een langdurige meting wordt een timer gestart die de seconden weergeeft. Dit wordt gedaan met een thread die elke seconde de gestarte tijd vergelijkt met de werkelijke tijd. Daar wordt het verschil vanaf getrokken en de duur weergegeven in seconde. Tijdens deze meting kunnen ook tijdsintervallen weergegeven worden in de trendgrafiek. Dit kan handig zijn als de arts aan de patiënt iets gevraagd heeft tijdens deze tijd. Een tijdsinterval kan worden gestart door op één van de zelf toegevoegde knoppen te drukken. Deze knoppen kunnen op zowel kleur als naam toegevoegd worden in de interface die het interval zal weergeven in de geselecteerde kleur.

Ook wordt elk tijdsinterval weergegeven en laat de grafiek het laatste tijdsinterval zien met de reële stijgende grootte.

Opslaan van data en de bijhorende gegevens

Naast de visualisatie voor het monitoren van de patiënt bestaat er ook een mogelijkheid om alle data op te slaan. Aan de hand van deze data kunnen medische experts achteraf de nodige analyse uitvoeren.

Alle randinformatie en data van de biosensoren worden opgeslagen in een Excelbestand. Dit wordt gedaan met de ExcelWorker klasse die gebruikmaakt van de Apache POI [22] bibliotheek die ontwikkeld werd om in Java verschillende Officebestanden te gebruiken. Deze klasse wordt gebruikt wanneer er metingen worden gestart en zal een Excelbestand genereren dat bestaat uit vier tabbladen: de gegevens, de meting, de fase en de instellingen. Deze file zal als bestandsnaam 'meting' hebben met daaropvolgend de tijd dat de meting werd gestart.

- Gegevens van de patiënt

Voor een meting gestart kan worden, moeten eerst de gegevens van de patiënt ingevuld worden. Zo kunnen langdurige metingen opgeslagen worden in de map met de naam van de patiënt. Er wordt eveneens gecontroleerd of alle gegevens wel ingevuld worden en of de geboortedatum wel bestaat. In onderstaande tabel staat een voorbeeld van hoe dit opgeslagen is in Excel.

Tabel 3 Gegevens tabel van Excel

| | |
|---------------|------------|
| Voornaam | Glenn |
| Naam | Hahn |
| Geboortedatum | 26-08-1991 |
| Geslacht | Man |
| ID | 1234 |

- Meting

In deze tab wordt alle gemeten data van de biosensoren opgeslagen. Tevens wordt ook de Unix tijd meegegeven in milliseconde wanneer deze meting heeft plaatsgevonden. Deze stamp is een 32-bit integer die vanaf donderdag 1 januari 1970 is beginnen tellen in seconde. Java bepaalt met het commando 'System.currentTimeMillis' de tijd in milliseconde tussen die datum en de huidige datum om de Unix tijd in milliseconde te verkrijgen. Ten slotte wordt de time stamp meegegeven die door de gekleurde knoppen werd geselecteerd.

Tabel 4 Structuur van meting tab in Excel

| | | | | | |
|------|-----|--------------|---------------|---------------|------|
| Unix | ECG | Bloeddruk AP | Bloeddruk CVD | Bloeddruk PAP | Fase |
| | | | | | |

- **Fase**

Bij de fasetab worden alle time stamps weergegeven in de tabel zoals hieronder wordt weergegeven. Het geeft de start- en stoptijd van elke stamp weer die gebruikt werd tijdens de meting. Dit is handig voor de arts zodat die na de meting met de gepaste tijdsintervallen de nodige analyse kan uitvoeren.

Tabel 5 Time stamps in Excel

| Fase | Starttijd | Stoptijd |
|--------|-----------|----------|
| Geen | 0 | 10 |
| Stamp1 | 10 | 12 |
| Stamp2 | 12 | 241 |

- **Instellingen**

Deze tab bevat alle instellingen die op de meting werden ingesteld. Zo is het belangrijk te weten volgens welke samplefrequentie de data is gesampled. Ook kan het belangrijk zijn te weten welke filters toegepast werden tijdens de meting zodat deze daarna nog gebruikt kunnen worden.

Hoofdstuk 4: Resultaten en discussie

In dit hoofdstuk worden de kwaliteiten van het systeem in zijn geheel en de verbeteringen die er in aangebracht zijn, overlopen. Zo gaat het namelijk om de volgende punten: de prestaties van het programma, de kwaliteit van het ecg-signaal en bloeddrukken, de synchronisatie van de signalen en de werking van het Javaprogramma.

4.1 Prestaties van het programma

De microcontroller meet alle kanalen met een bepaalde samplefrequentie die aan de hand van een vertraging die ingesteld is, wordt bepaald. Er zijn vier kanalen die worden uitgelezen met elk een datapakket van drie bytes. Per cyclus worden er dus twaalf bytes verstuurd. De MUSEIC-sensor in dit systeem bepaalt de hoogste samplefrequentie, in dit geval 500 Hz.

$$\begin{aligned} \text{Dataverbruik} &= 4 \times 3 \text{ bytes} \times 500 \text{ Hz} \\ &= 6000 \text{ bytes/sec} \end{aligned}$$

Het maximale dataverbruik dat over USB wordt verzonden, bedraagt dus 6.000 bytes per seconde. Dit valt ruim binnen de ingestelde bandbreedte van 921.600 bits per seconde. Het signaal moest zo snel mogelijk verzonden worden. Bijgevolg werd ervoor gezorgd dat dit signaal niet gebufferd bleef door, na elk datapakket, de buffer te dwingen alle data te verzenden.

In het begin kon de serialEvent-methode van de Java-applicatie de snelheid van de data niet aan. Daarom werd er een lus voorzien die blijft lezen zolang er data beschikbaar is. Dit gaf de doorslag om een real-time visualisatie te bereiken.

Tijdens het ontwikkelen van de Java-applicatie stond er een MSI GP60 2PE laptop met een I5-4210H processor ter beschikking. Dit is een dual-core processor met een kloksnelheid van 2,90 Hz. Toch had de applicatie een verbruik van 50 % tot 70 %.

Na een grondige analyse werden twee belangrijke oorzaken van het hoge verbruik van de applicatie ontdekt, namelijk het constante hertekenen van de grafieken en de aangemaakte Matlabbibliotheek.

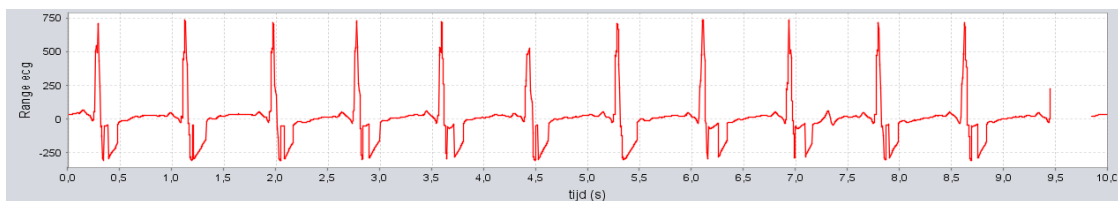
Het eerste probleem was te wijten aan de hoge snelheid van het hertekenen van de grafieken. Elk datapakket verstuurd door de microcontroller werd onmiddellijk in de gepaste grafiek gezet en onmiddellijk hertekend. Dit probleem werd opgelost door hertekening van de grafieken per bepaald aantal datapakketten en niet per pakket. Dit aantal houdt ook rekening met de samplefrequentie zodat het tekenen van de grafieken nog steeds vlot verloopt. Zo blijft het hertekenen per seconde constant waardoor het verbruik daalt.

Het tweede probleem werd veroorzaakt door de zelfgemaakte Javabibliotheek die gegenereerd werd uit de Matlab-bestanden. Dit zorgde niet enkel voor problemen met de processor, maar ook met de grafische gebruikersinterface zelf. De zelfgemaakte Javabibliotheek had een goede oplossing kunnen zijn, zodat het Javaprogramma geen Matlab meer moest opstarten. Het voordeel hiervan zou geweest zijn dat niet elke PC uitgerust moest zijn met Matlab. Enkel de zelfgemaakte bibliotheek, samen met de Javabuiler bibliotheek, zorgden ervoor dat deze functies konden worden uitgevoerd. Er werd dus terug omgeschakeld om de functies te laten uitvoeren door Matlab. Dit heeft ervoor gezorgd dat de functies sneller werden uitgevoerd, er minder processorvermogen verbruikt werd en geen problemen optraden tijdens de visualisatie van de applicatie.

4.2 Het ecg-sigitaal

4.2.1 Kwaliteit van het signaal

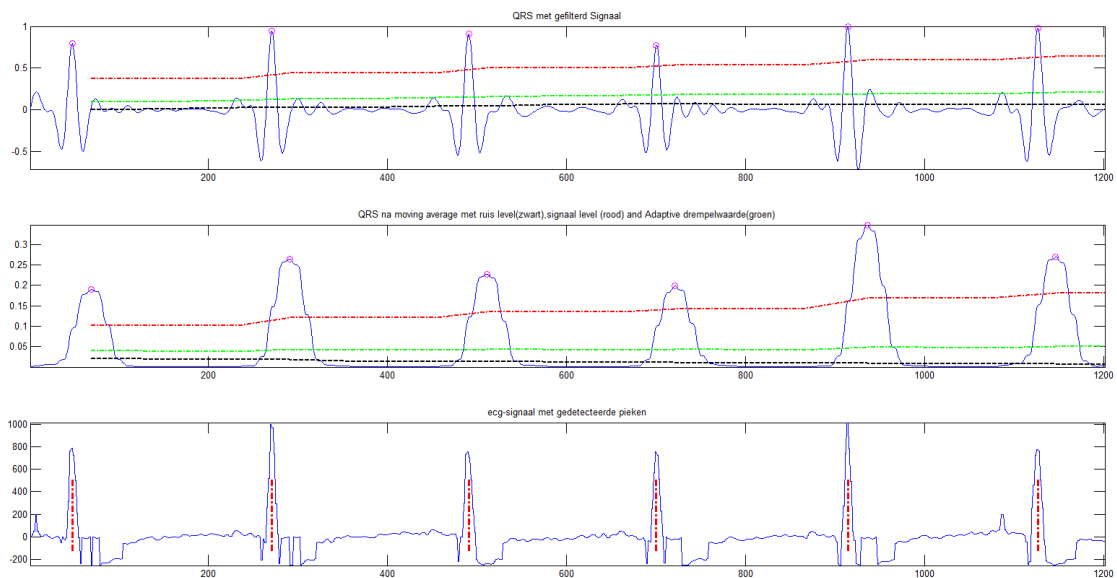
Eén van de belangrijkste punten die bereikt moesten worden in deze masterproef was een verbeterd en hoog kwalitatief ecg-sigitaal meten. Daarvoor werd ervoor gekozen om de MUSEIC-sensor te gebruiken. Doordat deze sensor over de gepaste laagdoorlaatfilters en kwaliteiten beschikt, moesten er enkel nog aanpassingen gebeuren aan de instellingen. In de evaluatiekit zijn er geen hoogdoorlaatfilters op de ecg-kanalen die de dc-component verwijderen. Daarom werd er gekozen voor een digitale filter met een afsnijfrequentie van 0,5 Hz. Dit heeft als voordeel dat er geen basislijnverschuiving optreedt door ademhaling of bewegingen, zoals te zien is in de onderstaande figuur 21.



Figuur 21 Gemeten ecg-sigitaal in GUI

4.2.2 Piekdetectie

Ook werd er een verbeterde piekdetectie gekozen die ervoor zorgt dat er een versoepelende en accurate hartslag kan weergegeven worden. Dit is namelijk gedaan met behulp van het Pan-Tompkins algoritme. Hiervoor werden er met een vaste drempelwaarde pieken gezocht. Dit heeft als nadeel dat als deze te laag ingesteld wordt het ook de P en T-golf mee detecteert. Of als deze te hoog wordt ingesteld dat die de kleinere QRS-complexen niet detecteert. Dit is nu opgelost doordat het grote voordeel van Pan Tompkins een drempelwaarde die verandert naar de grootte van de R-piek en terug zal zoeken als het één gemist zou hebben. In de onderstaande figuur 22 geven de grafieken weer hoe dit algoritme werkt met de drie drempellijnen en de gedetecteerde pieken zoals eerder werd uitgelegd.

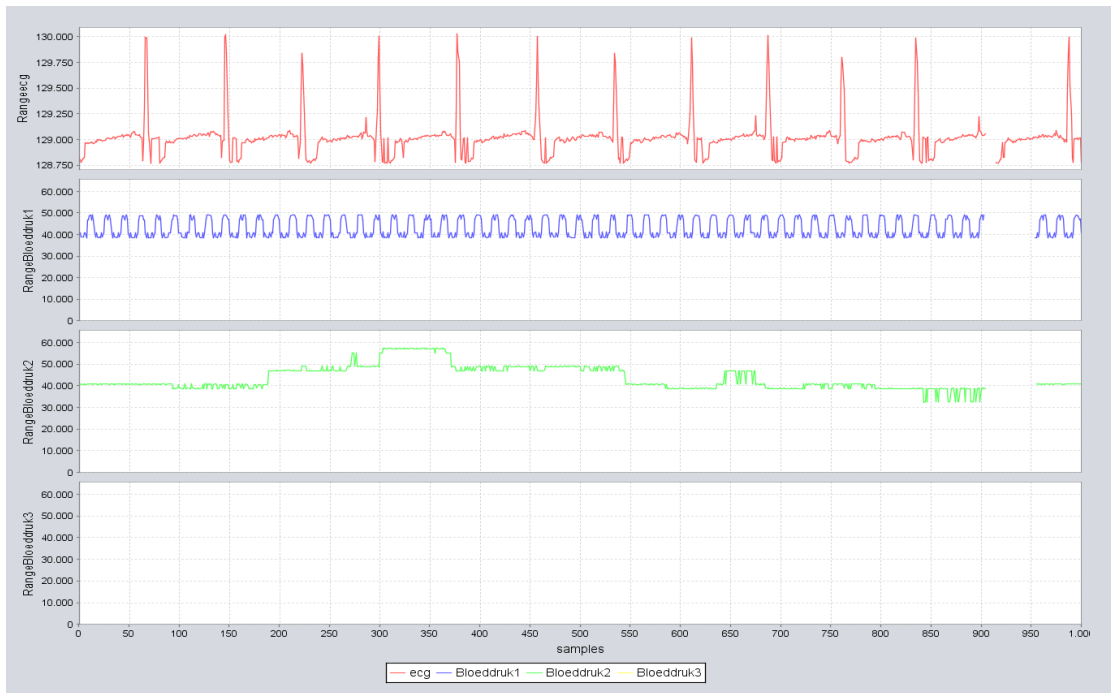


Figuur 22 Piekdetectie met Pan-Tompkinsalgoritme

4.3 Bloeddrukken

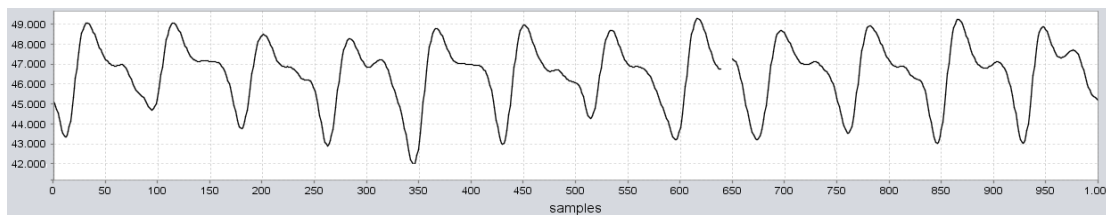
4.3.1 Kwaliteit van het signaal

Het DAQ-systeem om de bloeddrukken te meten, werd er op verschillende manieren getest hoe de kwaliteit verhoogd kan worden. Dit systeem is een PCB-bordje ontwikkeld door Nariman Changizi, een UC Leuven-Limburg student en is geïntegreerd in het volledige systeem. Uit de eerste testfase bleek dat de drie bloeddrukken en het ecg-siginaal perfect samenwerkten. Dit was te zien aan de hand van de Java-interface. Dit werd tot stand gebracht door aan de bloeddruksensor een simulator te plaatsen waarmee de druk handmatig geregeld kon worden en voor het ecg-siginaal op me zelf te meten. Het PCB-bordje bevatte echter nog enkele kleine foutjes. Zo bleek dat de drie kanalen interfereerden met elkaar door de trage anti-aliasing filter die tussen de microcontroller en de ADC geplaatst was. Dit werd opgelost door deze te verwijderen en deze zou voor het volgend ontwerp voor elke ingang van de multiplexer geplaatst worden. In de onderstaande figuur 23 staat de eerste meting waarbij het hele systeem werkzaam is en er is geen interferentie op de verschillende kanalen. Op bloeddruk1 is een sinus aangelegd en op bloeddruk2 is de simulator op de bloeddruksensor aangesloten.



Figuur 23 Testen van totale systeem

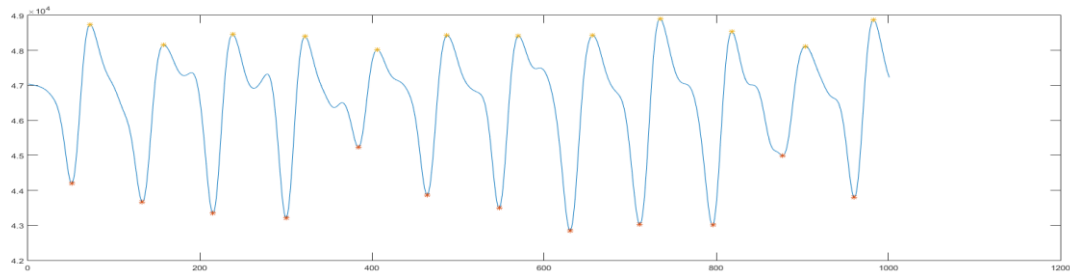
Ook zijn we op de afdeling cardiologie patiënten gaan meten om te weten of het systeem voldoet voor het meten van de arteriële bloeddruk. Zo hadden we ook ineens meetwaarden waarbij de nodige analyse gedaan kon worden en we wisten welke versterkingen ingesteld moesten worden. Uit de metingen werd dit signaal in de figuur 24 in real-time weergegeven op de Java-interface. Door tijdens de meting de filter in real-time te veranderen, werd proefondervindelijk ondervonden dat een cutoff-frequentie van 6Hz voor een 3^{de} orde laagdoorlaatfilter gepast was. Een hoofdoorlaatfilter is in het geval van de bloeddrukken niet nodig doordat deze dc-component nodig is voor het bepalen van de boven- en onderdrukken.



Figuur 24 Testen van Arteriële bloeddruk

4.3.2 Piekdetectie

Bij de piekdetectie voor de bloeddrukken werd ook gecontroleerd of dit wel naar behoren werkt. Dit werd gedaan door in Matlab met de opgeslagen data van de meting een grafiek te laten tekenen. In de onderstaande grafiek is deze weergegeven samen met de aanduiding van de boven- en onderdruk. Zoals weergegeven werkt de detectie naar behoren en kan er een gemiddelde berekend worden.



Figuur 25 Piekdetectie van bloeddruk

4.4 Synchronisatie van de signalen

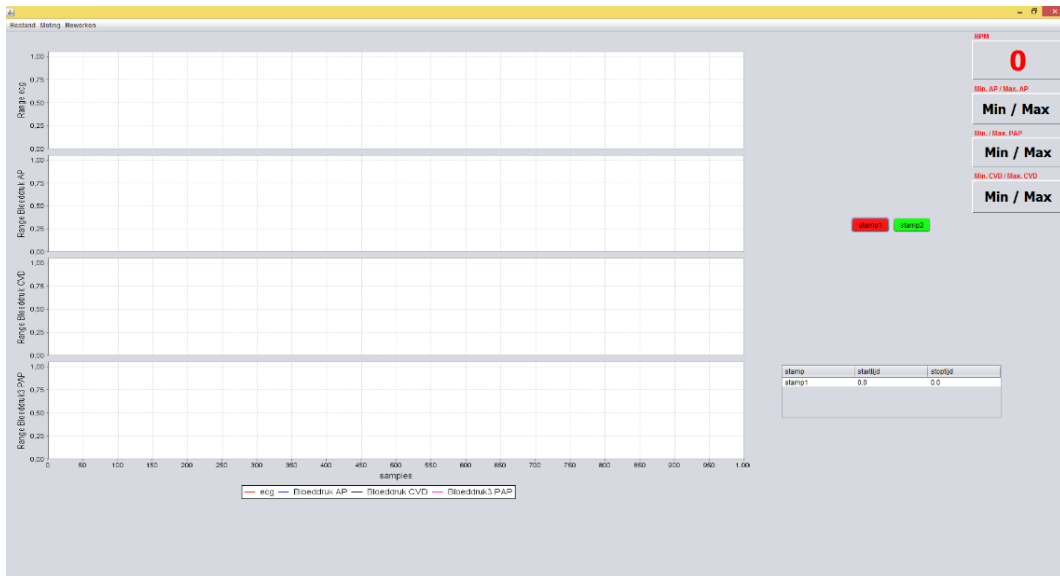
De synchronisatie van de verschillende biosensoren gebeurt in het centrale punt van het systeem, namelijk de microcontroller. Het uitlezen van de data wordt gedaan met een bepaalde snelheid bepaald door de gekozen samplefrequentie. Per meting wordt er gekozen om de instructies zo kort mogelijk bij elkaar te plaatsen om de tijd tussen de biosensoren te beperken. De tijd nodig voor het lezen van deze instructies bedraagt gemiddeld 294 microseconden en is meteen de foutmarge van het systeem. Dit is echter vooral te danken aan de tijd van gemiddeld 271 microseconden die het zelf ontworpen DAQ-systeem nodig heeft om alle drie de kanalen uit te lezen. Deze test is gedaan door middel van een timer van de microcontroller. Door de gewenste tijd te meten en door te sturen naar de Java-interface kon er een gemiddelde berekend worden nodig voor deze instructies.

Doordat de tijd geweten is tussen elke meting van de biosensoren kan in de Java-interface daarmee rekening gehouden worden bij het tekenen van de data door er de vertraging in te verwerken. Ook in de opgeslagen data voor de interpretatie kan er rekening mee gehouden worden.

4.5 Werking van het Javaprogramma

De zelfgeschreven Java-applicatie was zeker een geschikte keuze. De rekenkracht van Java is ideaal om alle data te verwerken, weer te geven, op te slaan en Matlab aan te sturen. Het Javaprogramma is eenvoudig om te vormen tot een jar-bestand, dat kan fungeren als een alledaags programma dat aangeklikt kan worden en de applicatie opent. Door het feit dat Java een multiplatform is, kan het programma zowel op Windows als Apple draaien, de twee belangrijkste systemen die op de computers in het ziekenhuis worden gebruikt.

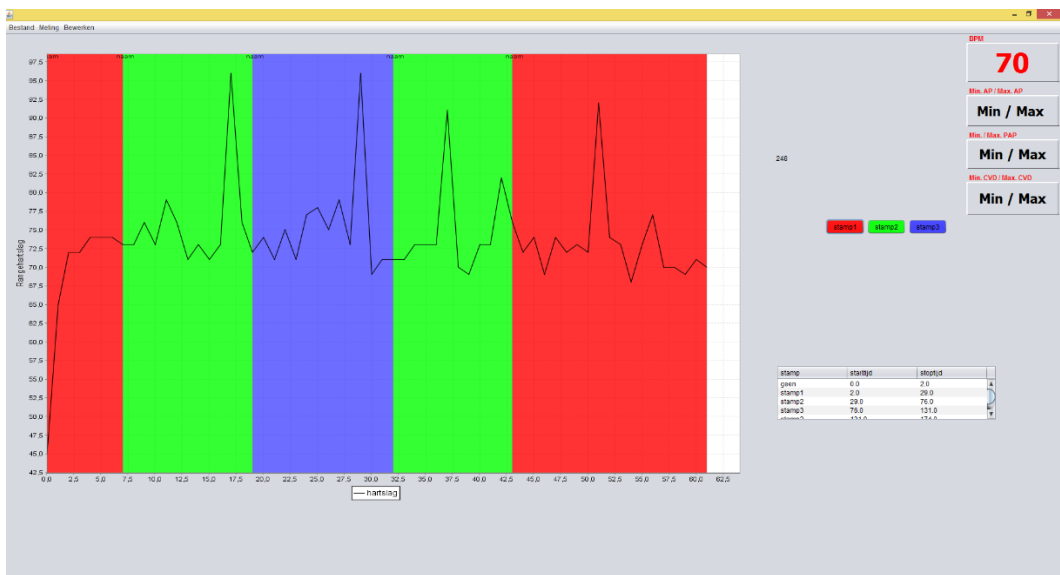
Wanneer het programma wordt opgestart, ziet het eruit zoals op de onderstaande figuur 26. Hierbij staan er direct vier figuren waarop de metingen van de biosensoren zullen worden geplote. Ten eerste zal er verbinding met de hardware moeten worden gemaakt. Dit gebeurt door in de menubalk eerst 'bestand' en daarna 'verbinden' te kiezen. Een scherm zal tevoorschijn komen waarbij de com-poort geselecteerd kan worden. Na deze selectie zullen de waarden van de biosensoren verschijnen op de gepaste grafieken. Rechts van deze grafieken staan zowel de berekende hartslag, de minimale en de maximale druk als de tijdsintervallen weergegeven.



Figuur 26 Grafische gebruikersinterface

Voor er een meting wordt gedaan waarbij alle data wordt opgeslagen in Excel, zijn er ook verscheidene instellingen mogelijk. Zo kunnen bij elke meting de gegevens van de patiënt, de gepaste filters, de samplefrequentie en de grootte van de x-as bepaald worden. Elk van deze instellingen heeft tevens de gepaste foutmelding indien er iets foutief werd ingegeven.

Bovendien komt iedere berekende hartslag in een trendgrafiek te staan waarbij men eventueel gebruik kan maken van tijdsintervallen. Dit wordt gedaan door de gepaste stampknop te gebruiken zodat de juiste analyse kan gemaakt worden, zoals weergegeven in de onderstaande figuur 27.



Figuur 27 Interface met berekende hartslag en time stamps

Conclusie

Bij deze thesis werden enkele doelstellingen vooropgesteld om een verbeterde data-acquisitiemodule te realiseren. Deze doelstellingen werden allemaal volbracht. Zo was een van de belangrijkste punten een verbeterd ecg-sigitaal te kunnen meten en dat werd dan ook gedaan met de MUSEIC-sensor. Dit heeft een ecg-sigitaal van hoge kwaliteit opgeleverd dat met een verbeterd piekdetectie-algoritme, namelijk het Pan Tompkinsalgoritme, de hartslag berekend wordt.

Ook is dit systeem in staat drie bloeddrukken uit te lezen aan de hand van een ontworpen data-acquisitie systeem door Nariman Changiz. Het PCB-bordje dat momenteel bestaat, is ontstaan uit het prototype van de voorgangers van deze thesis. Het is een goed ontwerp, maar in de praktijk zijn er enkele dingen die geperfectioneerd kunnen worden. Zo zou er een 'sample-and-hold' multiplexer gebruikt kunnen worden voor een nog betere synchronisatie tussen de signalen. Ook zou er in de volgende versie van de PCB elk kanaal voorzien moeten zijn van een anti-aliasing van 10 Hz. Dit is een betere plaatsing, zodat er geen vertraging opgelopen wordt met het meten van het correcte signaal. Dit was eerst tussen de multiplexer en ADC geplaatst dat voor het lezen van elk kanaal een vertraging oploopt voor er pas een correcte waarde kon worden vastgelegd.

Alle hardware kan nu gemakkelijk verbinding maken met een computer aan de hand van plug-and-play USB-interface. De grafische gebruikersomgeving werd ook volledig uitgebreid zodat de persoon in kwestie de juiste analyse kan doen. Dit kan real-time gebeuren door de gepaste visualisatie of erna met de data die opgeslagen worden in Excel. Voor de meting begint, kunnen ook de gewenste instellingen gebeuren zoals de gepaste filters kiezen, samplefrequentie, de grootte van de x-as instellen...

Het resultaat van deze thesis is een proof-of-concept applicatie die als fundament kan dienen voor verder onderzoek

Bibliografie

- [1] Nederlandse Vereniging voor Cardiologie, „ECG (Hartfilmpje),” [Online]. Available: <http://www.hartwijzer.nl/ECG.php>.
- [2] C. St. Anna Ziekenhuis Geldrop, „ECG Electrocardiogram,” 2009. [Online]. Available: <http://www.mijncardioloog.com/ECGHartfilmpje.htm>.
- [3] „Grondbeginselen,” 5 november 2012. [Online]. Available: <http://nl.ecgpedia.org/wiki/Grondbeginselen>.
- [4] S. E. Asmi, D. Nehla en A. Hichem, „Correction of ECG baseline wander Application to the Pan & Tompkins QRS detection algorithm,” *IEEE*, vol. 4, pp. 1-4.
- [5] UZA, 5 juni 2012. [Online]. Available: <http://www.uza.be/behandeling/hypertensie-hoge-bloeddruk>.
- [6] R. E. Klabunde, „Mean Arterial Pressure,” 23 april 2014. [Online]. Available: <http://www.cvphysiology.com/Blood%20Pressure/BP006.htm>.
- [7] P. de Reus, P. Bocken en D. de Veer, in *Beknopte integrale ziekteleer*, 2003, p. 79.
- [8] erasmusmc, 2014. [Online]. Available: <http://www.erasmusmc.nl/longziekten/patientenzorg/ziektebeelden/pulmonale-hypertensie/wat-is-pulmonale-hypertensie/>.
- [9] „Edwards,” [Online]. Available: <http://www.edwards.com/products/pressuremonitoring/pages/truwave.aspx>.
- [10] „Analog,” 2009. [Online]. Available: http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ADG1406_1407.pdf.
- [11] „Programmable Gain Instrumentation Amplifier,” 2012. [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8253.pdf>.
- [12] „Programmable Gain Instrumentation Amplifier,” 2013. [Online]. Available: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8250.pdf>.
- [13] „16-Bit, 750 kSPS, Unipolar/Bipolar Programmable Input PulSAR® ADC,” Analog devices.
- [14] imec, „Multi-Parameter Signal Acquisition for healthcare,” vol. v1.1, pp. 1-44, 2014.
- [15] ARMmbed, „mbed LPC1768,” [Online]. Available: <https://developer.mbed.org/platforms/mbed-LPC1768/>.

- [16] „RXTX wiki,” 2011. [Online]. Available: http://rxtx.qbang.org/wiki/index.php/Main_Page.
- [17] „matlabcontrol,” [Online]. Available: <https://code.google.com/p/matlabcontrol/>.
- [18] H. Sedghamiz, „Matlab central,” 11 maart 2014. [Online]. Available: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/45840-complete-pan-tompkins-implementation-ecg-qrs-detector>.
- [19] „Understanding ECG Filtering,” 2014. [Online]. Available: <http://www.ems12lead.com/2014/03/10/understanding-ecg-filtering/>.
- [20] W. J. Tompkins en P. Jiapu, „A real-time QRS detection algorithm,” 1985. [Online]. Available: https://www.engr.wisc.edu/bme/faculty/tompkins_willis/Pan.pdf.
- [21] jfree, 2005-2014. [Online]. Available: <http://www.jfree.org/jfreechart/>.
- [22] „Apache POI,” 2014. [Online]. Available: <https://poi.apache.org/>.
- [23] University of Medicine and Dentistry of NJ, „Electrocardiography Devices,” [Online]. Available: http://rtboardreview.com/public/equipment_room/ats_ecg.htm.
- [24] N. Debbabi, S. El Asmi en H. Arfa, „Correction of ECG baseline wander, Application to the Pan & Tompkins QRS detection algorithm,” [Online]. Available: http://www.researchgate.net/profile/Nehla_DeBBabi/publication/235918046_Correction_of_ECG_baseline_wander_Application_to_the_Pan_Tompkins_QRS_detection_algorithm/links/09e4151423ca5755f2000000.pdf.
- [25] Maastricht UMC+, „MUMC.nl,” [Online]. Available: <http://www.nutritionalassessment.azm.nl/algorithmena/onderzoek/lichaamssamenstelling/bia.htm>.
- [26] V. X. Afonso, „ECG QRS Detection,” *Biomedical digital signal processing*, pp. 237-264, 1993.
- [27] „Multi-Parameter Signal Acquisition for healthcare,” Imec, 19/10/2014.

Auteursrechtelijke overeenkomst

Ik/wij verlenen het wereldwijde auteursrecht voor de ingediende eindverhandeling:
Generische data acquisitie module voor fysiologische 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,

Hahn, Glenn

Datum: **1/06/2015**