|  |
| --- |
| Ymif engineering |
| Afstudeerverslag |
| Het MORE meetsysteem |
| Een prototype multimeetsysteem ten einde het uitvoeren en registreren van mobiele fysiologie- en inspanningsmetingen. |
|  |
| **M.J.A.J. Schrauwen** |
| **Inleverdatum: 20-12-2012** |

|  |
| --- |
| Het MORE meetsysteem |
| Een prototype multimeetsysteem ten einde het uitvoeren en registreren van mobiele fysiologie- en inspanningsmetingen. |
|  |

|  |  |
| --- | --- |
| Afstudeerbedrijf | YMIF Engineering |
| Locatie afstudeerbedrijf | Den Haag, Zilverstraat 58, 2544 EL |
| Afstudeerbegeleider | R. van Veenendaal |
| E-mail afstudeerbegeleider | Ralf\_r&D@ymif.nl |
| Hogeschool | De Haagse Hogeschool |
| Afstudeerdocent | P. Witte |
| E-mail afstudeerdocent | Pmwitte@hhs.nl |
| Afstudeerperiode | Februari 2012 - december 2012 |
| Student | M.J.A.J. Schrauwen |
| Studentnummer | 20031137 |

**Revisie historie**

|  |  |  |
| --- | --- | --- |
| Versie | Datum | Beschrijving |
| 0.0 | 03-10-12 | Opzet document, nog niet alles is gedocumenteerd |
| 0.1 | 25-10-12 | Alle losse documenten samengevoegd, commentaar verwerkt. |
| 0.2 | 08-11-12 | Hoofdstuk 2, aangevuld. |
| 0.3 | 13-11-12 | Hoofdstuk 3, firmware beschreven, korte instructie voor Ymif Engineering toegevoegd aan de bijlage aangaande het gebruik van het prototype. |
| 0.4 | 21-11-12 | Commentaar Ymif Engineering verwerkt. |
| 0.5 | 01-12-12 | Commentaar verwerkt. Stukken weggehaald, fouten verbetert. |
| 0.6 | 15-12-12 | Commentaar Ymif Engineering verwerkt. |
| 1.0 | 20-12-12 | Definitieve versie. |

Voorwoord

Voor u, ligt een document dat voortvloeit uit mijn parttime afstudeerperiode van februari 2012 tot en met november 2012 bij Ymif Engineering. Tijdens mijn afstuderen heb ik van Ymif Engineering (in het bijzonder van Ton Wennen) de gelegenheid gekregen zelf een afstudeerproject samen te stellen. Het was niet gemakkelijk om deze vrijheid om te zetten naar een praktische en relevante afstudeeropdracht. Maar, dankzij mijn achtergrond en werkzaamheden bij de opleiding Bewegingstechnologie kwam ik al snel uit op een meetapparaat dat zou meten aan het menselijke lichaam. Dit meetsysteem, dat later in het project de werktitel ‘MORE’ heeft meegekregen, kan interessant zijn voor Bewegingstechnologen, sporters en/of onderzoekers. Simpel gezegd, is het apparaat een combinatie van bestaande meetsystemen die meten aan het menselijk lichaam. De meeste van die meetsystemen meten maar één parameter. Het MORE meetsysteem meet onder andere, ademhaling, hartslag, temperatuur, versnellingen in drie dimensies en hoeksnelheden in drie dimensies. Het resultaat is een prototype waar toekomstige ontwerpen op kunnen worden gebaseerd.

Het samenvoegen van verschillende sensoren en meetsystemen in een zo klein mogelijke behuizing is niet nieuw, in de meeste smartphones zitten op z’n minst een accelerometer, gyroscoop en een temperatuursensor. Maar deze ontwikkeling is wel relatief nieuw in de elektronica gericht op het meten aan het menselijke lichaam. Dit is, volgens mij, de eerstvolgende ontwikkelingsrichting in dit gebied. De komende jaren zullen her en der verschillende apparaten op de markt komen die steeds meer voldoen aan de voorgaande beschrijving. Een goed voorbeeld is de [scanadu medical tricorder](http://www.scanadu.com/).

Ik wil graag Ton Wennen en mijn werkgever (De Haagse Hogeschool) bedanken voor de gelegenheid om te kunnen afstuderen. Daarvoor ben ik hen zeer erkentelijk. Verder wil ik Ralf van Veenendaal bedanken voor zijn begeleiding en iedere andere collega van YMIF. Ook wil ik P. Witte (HHS) bedanken voor zijn tips en aanmerkingen.

Dit document is in hoofdzaak een beschrijving van de resultaten en niet van alle uitgevoerde handelingen en acties. Het is bedoeld voor mijn beoordelaars, docenten en collega’s en iedereen die geïnteresseerd is in het lezen ervan. Waarschijnlijk kan alleen de lezer met een achtergrond in Elektrotechniek dit document inhoudelijk goed beoordelen. Toch is, waar van toepassing, zoveel mogelijk geprobeerd de stof zo toegankelijk mogelijk te beschrijven, zodat de lezer zonder Elektrotechniek achtergrond ook een indruk kan krijgen van het afstudeerproject.

**Begrippenlijst**

|  |  |
| --- | --- |
| [Respiratie](http://nl.wikipedia.org/wiki/Ademhaling_(mens)) | Ademhaling. |
| Inspiratie | Inademen. |
| Expiratie | Uitademen. |
| Thorax | Borstkas. |
| [EMG](http://en.wikipedia.org/wiki/Electromyography) | Elektromyografie, het registreren van spieractiviteit. |
| [ECG](http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography) | elektrocardiografie, het registreren van hartactiviteit. |
| [EEG](http://en.wikipedia.org/wiki/Eeg) | elektro-encefalografie, het registreren van hersenactiviteit. |
| [Accelerometer](http://en.wikipedia.org/wiki/Accelerometer) | Een sensor die versnelling (verandering van snelheid) meet. |
| [Gyroscoop](http://en.wikipedia.org/wiki/Gyroscope) | Een sensor die hoeksnelheid meet. |
| [IMU](http://en.wikipedia.org/wiki/Inertial_measurement_unit) | Intertial measurement unit. Een meetsysteem bestaande uit een accelerometer en een gyroscoop. |
| MARG | *Magnetic, Angular Rate and Gravitational*. Een afkorting om een meetsysteem of sensor aan te duiden waar een IMU en een magnetometer in zit. |
| [Telemetrie](http://nl.wikipedia.org/wiki/Telemetrie) | Het op afstand meten en registreren van bepaalde parameters (bijvoorbeeld, versnelling, hoeksnelheid, temperatuur, etc.). |
| [Decubitus](http://www.google.nl/url?sa=t&rct=j&q=wiki+decubitus&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCQQFjAA&url=http%3A%2F%2Fnl.wikipedia.org%2Fwiki%2FDecubitus&ei=_cCHUI79IYjEtAajuoGoBg&usg=AFQjCNH4j-mG5DHK4caNoABORrumCsJnJQ) | Druknecrose, doorligwonden. |
| [Microcontroller](http://nl.wikipedia.org/wiki/Microcontroller) | Een kleine, relatief eenvoudige computer in één geïntegreerd circuit (IC). |
| [Plethysmografie](http://en.wikipedia.org/wiki/Plethysmograph) | Het meten van een volumeverandering. |
| [Non-invasief](http://nl.wikipedia.org/wiki/Invasieve_behandelmethode) | Behandel- of meetmethodes waarbij men niet in het lichaam van de patiënt hoeft binnen te dringen. |
| Bewegingsartefacten | Storingen in een signaal n.a.v. beweging van de patiënt of proefpersoon. |
| Clockcycle | Eén klokpuls. De meeste processoren of microcontrollers hebben meerdere klokpulsen nodig om één instructie of handeling uit te voeren. |
| [IC](http://nl.wikipedia.org/wiki/Ge%C3%AFntegreerde_schakeling) | Integrated circuit, een elektronisch circuit in de uitvoering van één elektronisch component. |
| [MIPS](http://nl.wikipedia.org/wiki/MIPS_(eenheid)) | Millions of instructions per second*.* Een officieuze maat voor de snelheid van een µC. |
| [Elektrisch](http://nl.wikipedia.org/wiki/Elektriciteit) | Elektrische circuits, zijn circuits bestaande uit geleidende verbindingen en componenten waarbij stroom op eenzelfde wijze door het circuit stroomt. |
| [Elektronisch](http://nl.wikipedia.org/wiki/Elektronica) | Elektronische circuits, zijn circuits met componenten die aan de hand van elektrische stroom andere, of dezelfde, stromen kunnen beïnvloeden. Anders gezegd, een circuit met actieve componenten zoals elektronenbuizen en transistors. |
| [MEMS](http://en.wikipedia.org/wiki/Microelectromechanical_systems) | Microelectromechanical systems, sensoren die bestaan uit een combinatie van elektrische, elektronische en mechanische componenten. |
| [Databus](http://en.wikipedia.org/wiki/Computer_bus) | Een systeem waarmee digitale data tussen componenten kan worden gedeeld. |
| [UART](http://en.wikipedia.org/wiki/Universal_asynchronous_receiver/transmitter) | Universal asynchronous receiver/transmitter. Hardware waarmee serieel data kan worden overgedragen. |
| [I2C](http://en.wikipedia.org/wiki/I%C2%B2C) | Inter-integrated circuit. Een veel gebruikte databus bestaande uit twee fysieke verbindingen. |
| [SPI](http://en.wikipedia.org/wiki/Serial_Peripheral_Interface_Bus) | Serial peripheral interface bus. Een veel gebruikte databus. |
| [Full-Duplex](http://nl.wikipedia.org/wiki/Full-duplex) | Twee-wegs communicatie tussen twee componenten of apparaten, zodat tegelijkertijd informatie kan worden verstuurd en ontvangen. |

Samenvatting

Ymif Engineering heeft de auteur gelegenheid gegeven zelf een afstudeerproject samen te stellen. In samenspraak is besloten om een meetsysteem te vervaardigen dat veel verschillende parameters aan het menselijke lichaam kan meten en registreren.

Er zijn verschillende systemen op de markt die een aantal, al dan niet fysiologische, parameters meten. Er is nog geen systeem gevonden dat meerdere fysiologische parameters i.c.m. andere sensoren registreert, terwijl dit technisch prima mogelijk is. Mogelijke doelgroepen voor een dergelijk meetsysteem zijn onderzoekers, sporters en kinderen met obesitas*.*

De opdracht luidt: “Ontwerp en vervaardig een eerste opzet van een *human measurement device* met een IMU, temperatuursensor, ECG-sensor en een respiratie-sensor dat de data van de genoemde sensoren kan loggen en dat is voorzien van de mogelijkheid tot draadloze communicatie.”

In een verkennend onderzoek op het gebied van respiratie zijn een aantal manieren gevonden om respiratie te meten. De voor dit project meest geschikte meetwijze was om op een inductieve wijze respiratie te registreren. Dit is een veel gebruikte methode op het gebied van respiratiemetingen. Een inductieve respiratieband is een spoel verwerkt in een elastische band die om de thorax van een proefpersoon wordt bevestigd. Tijdens inademen verandert de omtrek van de thorax en verandert de lengte van de respiratieband. Dit heeft een verandering van de zelfinductie van de spoel tot gevolg. In een eerste opzet is besloten om de zelfinductie van de spoel te meten met een oscillatiecircuit. Het oscillatiecircuit geeft een puls af met een frequentie die veranderd met de ademhaling.

Er zijn verschillende onderzoeken gevonden op het gebied van ECG. In enkele onderzoeken worden (deel)schema’s opgegeven van een ECG-circuit. Naar aanleiding van deze schema’s zijn enkele test circuits gemaakt. Uit een vergelijking tussen een bestaand ECG-systeem en het test circuit blijkt dat de resultaten erg op elkaar lijken. Dit suggereert dat het test circuit goed is te gebruiken in een ECG-systeem. Er worden een aantal aanbevelingen gedaan om dit verder te optimaliseren. Het resultaat is een ECG-circuit bestaande uit ‘droge’ elektrode dat tevens contactloos kan worden gebruikt.

Uiteindelijk is prototype gemaakt waar zowel het respiratie- als ECG-circuit in zijn verwerkt en andere sensoren. Het ECG-signaal wordt waargenomen met de ADC van de µC. De respiratie wordt waargenomen met behulp van een simpele teller (counter). Tijdens het schrijven van de embedded software is een simpel hartslag algoritme gemaakt, waarmee de hartslag van een proefpersoon kan worden gedetecteerd. Ook is PC-software geschreven waarmee alle sensoren van het prototype kunnen worden uitgelezen.

Het resultaat is een prototype dat de ruwe data van de genoemde sensoren kan loggen en via bluetooth kan versturen. Hoewel het resultaat voldoet aan de opdracht moet worden opgemerkt dat er nog veel kan worden verbeterd aan het systeem.

Inhoudsopgave

[1 Inleiding 1-1](#_Toc343724176)

[1.1 Opdrachtvorming 1-1](#_Toc343724177)

[1.1.1 Specificering 1-1](#_Toc343724178)

[1.1.2 Inventarisatie bestaande meetsystemen 1-1](#_Toc343724179)

[1.1.3 Doelgroepen 1-2](#_Toc343724180)

[1.1.4 Eisen en wensen 1-3](#_Toc343724181)

[1.1.5 De minimaal te gebruiken sensoren 1-3](#_Toc343724182)

[1.2 Opdrachtbeschrijving 1-3](#_Toc343724183)

[2 Ontwerp Hardware 2-4](#_Toc343724184)

[2.1 Ontwerplagen 2-4](#_Toc343724185)

[2.1.1 Toplevel 2-4](#_Toc343724186)

[2.1.2 Hardware specificering 1 2-4](#_Toc343724187)

[2.1.3 Hardware specificering 2 2-4](#_Toc343724188)

[2.1.4 Uiteindelijke versie 2-4](#_Toc343724189)

[2.2 Respiratie 2-6](#_Toc343724190)

[2.2.1 Respiratieband meettechnieken 2-6](#_Toc343724191)

[2.2.2 Inductieve respiratieband 2-8](#_Toc343724192)

[2.2.3 Werking circuit 2-9](#_Toc343724193)

[2.2.4 Berekeningen en testen 2-9](#_Toc343724194)

[2.2.5 Digitale verwerking 2-11](#_Toc343724195)

[2.2.6 Resultaat 2-11](#_Toc343724196)

[2.3 ECG 2-12](#_Toc343724197)

[2.3.1 Inleiding 2-12](#_Toc343724198)

[2.3.2 ECG-karakteristiek en onderdelen 2-12](#_Toc343724199)

[2.3.3 Manieren om ECG te registreren 2-12](#_Toc343724200)

[2.3.4 ECG ontwerp 2-14](#_Toc343724201)

[2.4 IMU 2-20](#_Toc343724202)

[2.4.1 Magnetometer 2-20](#_Toc343724203)

[2.5 Gekozen componenten 2-20](#_Toc343724204)

[2.6 Overige componenten 2-21](#_Toc343724205)

[3 Ontwerp Software 3-23](#_Toc343724206)

[3.1 Firmware 3-23](#_Toc343724207)

[3.1.1 Opbouw 3-23](#_Toc343724208)

[3.1.2 Respiratie 3-24](#_Toc343724209)

[3.1.3 ECG 3-24](#_Toc343724210)

[3.1.4 Style Guide 3-24](#_Toc343724211)

[3.2 PC-Software 3-25](#_Toc343724212)

[4 Resultaten 4-26](#_Toc343724213)

[4.1 De opdracht 4-26](#_Toc343724214)

[4.1.1 Minimale eisen 4-26](#_Toc343724215)

[4.1.2 Conclusie 4-26](#_Toc343724216)

[4.2 Aanbevelingen 4-27](#_Toc343724217)

[4.2.1 Hardware aanbevelingen 4-27](#_Toc343724218)

[4.2.2 Fouten in (ontwikkeling van) prototype 4-28](#_Toc343724219)

[4.2.3 Software aanbevelingen 4-28](#_Toc343724220)

[4.2.4 Nog te testen 4-29](#_Toc343724221)

[4.2.5 Overwegingen 4-29](#_Toc343724222)

[5 Bijlagen 5-30](#_Toc343724223)

[5.1 Bronnen 5-30](#_Toc343724224)

[5.2 Respiratie 5-31](#_Toc343724225)

[5.2.1 Respiratie testen 5-31](#_Toc343724226)

[5.2.2 Omzetten van frequentie 5-32](#_Toc343724227)

[5.3 ECG 5-33](#_Toc343724228)

[5.3.1 Testen kompasklok 5-33](#_Toc343724229)

[5.3.2 Ontwerp 1: testprint 5-36](#_Toc343724230)

[5.3.3 Ontwerp 2 5-37](#_Toc343724231)

[5.3.4 Plaatsing elektroden 5-39](#_Toc343724232)

[5.4 Schema 5-40](#_Toc343724233)

[5.4.1 Hoofdprint 5-40](#_Toc343724234)

[5.4.2 Schema sensoren 5-41](#_Toc343724235)

[5.4.3 ECG-schema 5-42](#_Toc343724236)

[5.4.4 Globaal gedrag embedded software 5-43](#_Toc343724237)

[5.5 Gebruiken van het prototype 5-46](#_Toc343724238)

[5.6 Behuizing 5-49](#_Toc343724239)

# Inleiding

In de wereld van bewegings- en fysiologieonderzoek wordt veelvuldig gebruik gemaakt van sensoren en meetapparatuur die aan het menselijke lichaam meten. Enkele belangrijke voorbeelden uit de praktijk van dergelijke sensoren of apparaten zijn:

* Accelerometers
* Gyroscopen
* Magnetosensoren
* Respiratie-sensoren
* Voetcontactschakelaren

Er zijn al verschillende meetsystemen op de markt die een combinatie van bepaalde (al dan niet fysiologische) parameters, tegelijkertijd meten. Een paar voorbeelden:

* Polar; hartslag en fietssnelheid en\of voetcontact
* X-sense; accelerometers, gyroscopen en magnetosensoren kortom een IMU.
* McRoberts; accelerometers in combinatie met gyroscope

In de meeste gevallen bestaat de combinatie van verschillende sensoren in de vorm van een IMU. Echter, het is in theorie prima mogelijk om meer sensoren te integreren in één apparaat.

## Opdrachtvorming

YMIF Engineering heeft de auteur de gelegenheid gegeven om zelf een opdracht op te stellen in samenspraak met YMIF Engineering (YMIF). Gezien de achtergrond van de auteur was snel een opdracht gespecificeerd m.b.t. een meetinstrument aan het menselijke lichaam.

### Specificering

|  |
| --- |
| http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/1/1c/Willem_Einthoven_ECG.jpg |
| Afbeelding 1‑1: Het eerste ECG apparaat (1887) |

Om de opdracht te kunnen specificeren moeten een aantal aspecten van de opdracht worden onderzocht en gedefinieerd, te weten:

* Inventarisatie van bestaande (fysiologische) meetsystemen m.b.t. menselijke lichaam
* De doelgroep
* Eisen en wensen m.b.t. het MORE meetsysteem
* De te gebruiken sensoren

### Inventarisatie bestaande meetsystemen

Al voordat de eerste elektronenbuizen bestonden, waren wetenschappers geïnteresseerd in het meten aan het menselijke lichaam. In de loop der tijd zijn er tal van sensoren en meetsystemen bedacht om bepaalde fysiologische en lichamelijke aspecten te meten. Onderstaand volgt een inventarisatie van de verschillende soorten meetsystemen en sensoren die worden gebruikt voor het meten aan het menselijke lichaam (onvolledigheid voorbehouden), ten einde het maken van een keuze met betrekking tot de te gebruiken sensoren:

* Krachtsensoren
* Temperatuursensoren (meten van verhoging bij koorts)
* Hartslagsensor (BV Polar hartslaghorloge, het meten van het hartritme)
* ECG (het bepalen van elektrische activiteit van het hart, zie afbeelding 1‑1)
* EMG (het bepalen van elektrische activiteit van spieren)
* Accelerometers (meten van versnellingen)
* Gyroscopen (meten van hoeksnelheden)
* Magnetometer (meestal in combinatie met accelerometers en gyroscopen, wordt gebruikt om de oriëntatie t.o.v. de buitenwereld te bepalen)
* Videocamera (2 dimensioneel registreren van het menselijke lichaam)
* 3 dimensionaal (3D) registratie van het menselijke lichaam
* Torsiometers (zie afbeelding 1‑2)
* Pinchmeters (handkrachtmeting)
* Goniometers (hoekmeters)
* Bloeddrukmeters
* Forceplates (verdeling van krachten op een plaat)
* Drukplaten (voor het meten van de drukverdeling op een oppervlak)
* Shearsensor (voor het meten van afschuifkrachten, oorzaak decubitus)
* Zuurstofsensoren (gebruikt in fysiologische metingen)
* Ademanalysers (ammonia, alcohol, CO2 en zuurstof)
* Respiratie sensoren
* Spirometrie (functionele test van de longen, Forced vital capacity, Maximum voluntary ventilation)

|  |
| --- |
| [Torsiometer 110mm, BSL](http://www.biopac.com/torsiometer-110mm-bsl) |
| Afbeelding 1‑2: Torsiometers: voor het meten van een axiale rotatie |

* Bio-impedantie (lichaamsvet, body water, Basale metabolisme (BMR)
* Huidgeleiding (stress, transpiratie)
* EEG
* Voetcontactschakelaren
* Lactaatmeting (melkzuur)
* Bloedsuikermeting
* Zuurstofsaturatie
* Ergometers (meten van vermogen en conditie)

Dan zijn er nog sensoren en meetsystemen die niet gebruikt worden voor het meten aan het menselijke lichaam maar die vaak gebruikt worden door sporters of onderzoekers om zich van informatie te voorzien over de omgeving en/of locatie waar de sporter of proefpersoon zich bevindt:

* Temperatuursensoren
* Luchtvochtigheid
* Luchtdruk / altimeter
* Windsensoren
* Tijd (duur)
* GPS (locatie, afstand, snelheid)

### Doelgroepen

Een apparaat dat kan meten aan het menselijke lichaam is voor verschillende doelgroepen interessant. Eén van de doelgroepen is *Onderzoekers*. Onderzoekers gebruiken meestal specifieke en nauwkeurige apparatuur. Het MORE meetsysteem is in zijn huidige vorm nog niet een gekalibreerd en uitgebreid getest apparaat. Dit zal bij verdere toekomstige ontwikkeling veranderen wat het MORE systeem een uitgebreid meetinstrument maakt voor een allerlei aan toepassingen (denk aan inspanningsmetingen, gangbeeldanalyse, etc.).

De doelgroepen *Sporters* en *Kinderen met obesitas* zijn interessant voor een apparaat dat verscheidene fysische en fysiologische zaken meet. De serieuze sporter (semiprofessioneel en professioneel) is altijd geïnteresseerd in zijn/haar prestaties. Een meetapparaat dat veel verschillende aspecten mobiel registreert, kan veel inzicht geven in de prestaties van de sporter.

|  |
| --- |
| http://www.medicalfacts.nl/wp-content/uploads/2009/05/dikke-kinderen.jpg  Afbeelding 1‑3: Kinderobesitas |

Een ander, nog nader te onderzoeken, interessant aspect van het MORE meetsysteem is het registreren van kinderen met overgewicht (kinderobesitas, zie afbeelding 1‑3). Waar nu nog een gemis aan is, is de registratie van de bewegingsintensiteit van dergelijke kinderen. Ook kan het dragen van een meetsysteem worden gekoppeld (draadloos) aan bijvoorbeeld een smartphone. Iedereen heeft tegenwoordig (dus ook kinderen) een smartphone. Door het MORE meetsysteem bijvoorbeeld te koppelen aan een smartphone kan een directe terugkoppeling aan een obees kind worden gegeven dat hij/zij (on)voldoende heeft bewogen.

### Eisen en wensen

Het meetsysteem moet voldoen aan de volgende minimale eisen:

* Het meetsysteem moet een IMU bevatten.
* Het meetsysteem moet een Temperatuursensor (omgevingssensor) bevatten.
* Het meetsysteem moet nog een fysiologische sensor bevatten.
* Het meetsysteem moet de mogelijkheid hebben tot draadloze communicatie.
* Het meetsysteem moet de geregistreerde data kunnen loggen.
* Het meetsysteem moet de data *minimaal* met een frequentie van 100 Hz kunnen loggen of versturen.
* Er mogen tijdens het gebruik van het apparaat bij bevestiging aan het lichaam geen zichtbare (meet)draden uit het meetsysteem komen.
* Het meetsysteem moet bij voorkeur zoveel mogelijk fysiologische en\of fysische eigenschappen registreren.
* Het meetsysteem moet tijdens gebruik aan het lichaam zijn bevestigd.
* Het meetsysteem mag niet zwaarder zijn dan een halve kilo.
* Het meetsysteem moet ergonomisch van vormgeving zijn (latere eis, waar pas na het prototype aan moeten worden voldaan).
* Het meetsysteem moet minimaal 4 uur non-stop achter elkaar kunnen worden gebruikt.
* Het meetsysteem moet oplaadbaar zijn.
* Het meetsysteem moet te bevestigen zijn onder de kleding.

### De minimaal te gebruiken sensoren

Voortvloeiend uit de eerder gestelde eisen en wensen, de lijst met sensoren en de doelgroepen is in samenspraak met YMIF besloten dat het meetsysteem minimaal de volgende sensoren moet bevatten:

* IMU
* Temperatuursensor
* Respiratiesensor
* Hartslagsensor (bij voorkeur ECG)

Als is gebleken dat de werking en het bouwen van testmodellen van deze sensoren binnen de gestelde tijd is gelukt, kan de integratie van de volgende sensoren/meetsystemen worden onderzocht:

* Voetcontactschakelaren (draadloos)
* Zuurstofsaturatie
* GPS
* Galvanische huid responsie

## Opdrachtbeschrijving

Uit de voorgaande specificering van de opdracht kan een opdrachtbeschrijving worden gedestilleerd. De opdrachtbeschrijving luidt:

“Ontwerp en vervaardig een eerste opzet van een *human measurement device* met een IMU, temperatuursensor, ECG-sensor en een respiratie-sensor die de data van de genoemde sensoren kan loggen en is voorzien van de mogelijkheid tot draadloze communicatie.”

# Ontwerp Hardware

In dit hoofdstuk wordt nader ingegaan op verschillende hardware ontwerp aspecten en keuzes. Er wordt begonnen met een top level benadering die steeds specifieker wordt. Als laatste wordt kort ingegaan op de keuze van een aantal sensoren.

## Ontwerplagen

In afbeelding 2‑1 tot en met afbeelding 2‑4 staan in volgorde de schematische hardware ontwerpen. De volgende subparagrafen zijn de beschrijvingen voor de steeds gedetailleerdere ontwerplagen.

### Toplevel

De schematische weergave in afbeelding 2‑1 is simpel van opzet en geeft aan hoe de hardware globaal zal worden opgebouwd. Er is gekozen voor een microcontroller (µC) omdat er geen hele grote hoeveelheden berekeningen zullen worden gedaan (zoals bij het verwerken van videosignalen e.d.). Daarnaast hebben de meeste µC’s de mogelijkheid tot het programmeren van de µC in een C-omgeving wat de ontwikkelingssnelheid van de embedded software ten goede komt. Verder is in dit stadium duidelijk dat de hardware op een batterij zou moeten kunnen draaien en dat er de mogelijkheid tot telemetrie moet zijn.

### Hardware specificering 1

In afbeelding 2‑2 is het vervolg op het toplevel design weergegeven. De sensoren zijn afzonderlijk weergegeven en er is aangegeven wat de periferie nog meer bevat. Het aantal verschillende sensoren/meetsystemen is in samenspraak met YMIF beperkt gehouden. Het batterij/accu gedeelte is in deze versie zo ingericht dat rekening wordt gehouden met batterij management en het opladen van de accu. Als telemetrie is gekozen voor bluetooth en Zigbee. Bluetooth is een bekende en veelgebruikte standaard die geen verdere uitleg behoeft. Zigbee is interessant voor de toekomst. Zo zouden sensoren die werken op Zigbee kunnen worden geïntegreerd zonder dat het systeem fysiek hoeft te worden aangepast[[1]](#footnote-1). Het zou bijvoorbeeld mogelijk zijn om Zigbee voetcontactsensoren toe te voegen[[2]](#footnote-2).

### Hardware specificering 2

In afbeelding 2‑3 is het schematische hardware ontwerp verder gespecificeerd. Er is gekozen voor bepaalde sensoren (dit wordt verderop in dit hoofdstuk behandeld) en er is deels aangegeven hoe de sensoren worden uitgelezen. Er is gekozen voor een lithium-ion accu vanwege de variatie aan vormen en groottes. En er zijn wat keuzes gemaakt voor het managen van deze accu’s. Ook is gekozen voor een interne USB-afhandeling (lees: in de µC). Dit zal waarschijnlijk niet tijdens dit deel van de ontwikkeling worden behandeld en is dus voor de toekomst. Omdat de USB communicatie wordt afgehandeld door de µC is in essentie alleen code-ontwikkeling nog benodigd.

### Uiteindelijke versie

In afbeelding 2‑4 wordt schematisch geïllustreerd hoe de huidige hardware is opgebouwd. Er is in samenspraak met YMIF gekozen om nog geen Li-ion IC’s te gebruiken. Deze versie bevat een boost-converter die een 3,3 Volt spanning afgeeft. Het MORE meetsysteem zal in deze versie worden gevoed met een paar AA-batterijen. Er is een controlblock toegevoegd voor de analoge meetcircuits en de buttons zijn gekoppeld aan externe interrupts voor ontdendering.

Als µC is de [dsPIC33EP256MU806](http://www.farnell.com/datasheets/1669518.pdf) gekozen. Dit is een zogeheten [dsPIC](http://www.microchip.com/pagehandler/en-us/family/16bit/) µC, een µC gericht op het snel kunnen verwerken van data en uitvoeren van berekeningen. De µC snelheid kan worden opgevoerd tot 70 [MIPS](http://nl.wikipedia.org/wiki/MIPS_(eenheid)) (wat ten koste gaat van het energieverbruik). Dit is een aanzienlijke snelheid die waarschijnlijk niet gebruikt zal worden. Dat zal duidelijk worden uit testen met het prototype. Stel, dat de doelgroep specifieke eisen heeft aan de verwerkingssnelheid, dan zal de µC snelheid moeten worden verhoogd. In de µC is een USB-controller ingebouwd, voor eventuele USB-communicatie.

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| Afbeelding 2‑1: Toplevel hardware design. | Afbeelding 2‑2: specificering hardware design |
|  |  |
| Afbeelding 2‑3: vervolg hardware specificering, type sensoren en hoe ze  geïmplementeerd worden. | Afbeelding 2‑4: :vervolg hardware specificering, type sensoren en hoe ze  geïmplementeerd worden. |

## Respiratie

|  |
| --- |
| http://www.mortonmedical.co.uk/images/Vitalograph_In2itive_with_USB_PC_Cradle_and_Spirotrac_software_+_Printer_.jpg  Afbeelding 2‑5: een spirometer |

Respireren is een net woord voor ademhalen. Om de respiratie van een mens te meten wordt vaak een respiratieband gebruikt. Een andere manier om de ademhaling te registreren is m.b.v. een spirometer (afbeelding 2‑5). Het nadeel van de spirometer is dat de gebruiker een meetstuk in zijn/haar mond moet hebben, waar door geademd wordt.

Een respiratieband meet iets anders dan een spirometer. Tijdens het inademen neemt de omvang van de thorax toe in omtrek en tijdens het uitademen neemt deze weer af. Deze verandering van omtrek kan worden gemeten m.b.v. een respiratieband. De data die wordt geregistreerd met een respiratieband is een relatieve maat voor de *respiratie*.

Het meten van respiratie wordt veel gebruikt in onderzoek en sport. Zo worden slaapapneu, thora-abdominale asynchroniteiten en ademfrequentie vaak onderzocht. Met respiratiebanden kan geen uitspraak worden gedaan over de gasuitwisseling van een persoon. Dit vereist dan ook een ander type meetinstrument, namelijk een spirometer of een ademgasanalyzer.

### Respiratieband meettechnieken

Om de respiratie te meten, kunnen verschillende sensoren/meettechnieken worden gebruikt. De vraag is welke van deze sensoren het meest geschikt zijn voor het meten van de respiratie. De onderstaande sensoren liggen voor de hand omdat er al bestaande apparaten verkrijgbaar zijn die op dergelijke wijze de respiratie registreren:

* Resistieve sensoren
* Inductieve sensor
* Optische sensoren
* Piëzo sensoren

#### Trade-of matrix

Om de verschillende manieren om respiratie te meten op een gestructureerde en kwalitatieve manier met elkaar te vergelijken is een trade-off matrix (tabel 2‑1) opgesteld.

|  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Tabel ‑: trade-off matrix m.b.t. keuze respiratie registratie wijze | | | | | |
|  | Inductief | Res. rubber | Rekstrookjes | Optisch | Piëzo |
| Implementatie eenvoud | ++ | ++ | +/- | +/- | +/- |
| Energie verbruik | + | +/- | +/- | + | ++ |
| Ongevoelig voor storing | + | ++ | +/- | + | + |
| Sensor gevoeligheid | ++ | ++ | ++ | + | ++ |
| Moeilijkheid mechanische ophanging | + | + | +/- | -- | - |
| Veel gebruikt | ++ | +/- | +/- | -- | + |
| Moeilijkheid hardware | + | ++ | +/- | + | +/- |

|  |
| --- |
| http://farm3.static.flickr.com/2441/3606551079_31615eb632_m.jpg  Afbeelding 2‑6 resistief rubber |

Bij een resistieve respiratiemeting kan gebruikt worden gemaakt van één of meerdere rekstrookjes in een bepaalde (mechanische) ophanging. Aan deze ophanging moet de respiratieband worden bevestigd. Tijdens het inademen verhoogt de trekkracht op de band, die trekkracht wordt overgebracht op de ophanging met rekstrookjes. Een andere mogelijkheid is om de respiratieband op basis van resistief rubber te maken (zie [5‑1] en afbeelding 2‑6). Resistief rubber wordt ook wel verkocht onder de noemer: “stretch sensor”. Omdat inademen een omtrekverandering van de thorax tot gevolg heeft, zal een stretch sensor uitrekken (Engels: to stretch). Het voordeel van een stretch sensor is dat de sensor een weerstand is en dus direct een onderdeel van een elektrische circuit kan zijn.

Een optische respiratiemeting kan op een paar verschillende manieren plaatsvinden. In het algemeen is het werkingsprincipe gebaseerd op een lichtbrug. Aan de elastische respiratieband is de lichtbrug bevestigd. Tijdens het inademen rekt de respiratieband en veranderd de afstand tussen de licht en lichtsensor. Doordat deze afstand wordt vergroot, wordt afhankelijk van de implementatie, de door de sensor ontvangen hoeveelheid licht groter of kleiner. Een voorbeeld van een dergelijke sensor die daarvoor geschikt zou kunnen zijn is de [APDS-9801](http://nl.farnell.com/avago-technologies/apds-9801/proximity-ambient-light-sensor/dp/1897192?Ntt=apds-9801). Deze sensor is gemaakt voor het meten van *ambient light* en kan tegelijkertijd de afstand tot een bepaald object bepalen (binnen bepaalde grenzen). Het is deze laatste eigenschap die interessant is voor het meten van respiratie. De [APDS-9801](http://nl.farnell.com/avago-technologies/apds-9801/proximity-ambient-light-sensor/dp/1897192?Ntt=apds-9801) is digitaal te besturen en te benaderen wat de voordelen van digitale systemen t.o.v. analoge systemen met zich meeneemt. De sensor kan een afstand tussen de 0 en 80 mm redelijk betrouwbaar registreren. De omtrekverandering van de borstkas valt binnen dat bereik[[3]](#footnote-3). De sensor is ook zo in te stellen dat deze redelijk energiezuinig werkt (<1mA), dit is echter niet getest. Een nadeel van de optische methode is dat er, net als bij rekstrookjes, een specifieke mechanische ophanging benodigd is.

Een inductieve respiratiemeting is een veel gebruikte manier om de respiratie te registreren. Het vereist een elastische respiratieband met daarin een draad (spoel) verwerkt. Tijdens het inademen verandert de zelfinductie van de spoel met enkele microHenry. Als de respiratieband deel uitmaakt van een oscillator, zal door verandering van zelfinductie de frequentie wijzigen. Een voordeel van deze methode is dat de omzetting van *verandering thorax-omtrek naar frequentie* in vergelijking met andere meetwijze relatief ongevoelig is voor storing.

Piëzosensoren werken aan de hand van het piëzo-elektrisch effect. Als piëzo materiaal wordt ingedrukt of uitgetrokken dan ontstaat er een spanningsverschil aan het oppervlak van het piëzo materiaal. Als een piëzosensor is bevestigd aan een respiratieband zal tijdens het inademen een druk worden uitgeoefend op de piëzosensor. De sensor geeft als gevolg van indrukking een spanning af. Een mogelijk nadeel is dat deze sensor een AC-signaal afgeeft. Het voordeel van een dergelijk systeem is dat de sensor geen voeding nodig heeft.

#### Keuze

Uit het vergelijken van de verschillende registratiemethoden komen twee geschikte keuzes naar voren, de inductieve methode en de methode met resistief rubber. De oplossing met resistief rubber komt naar aanleiding van de voorgaande beschrijving en de trade-off matrix uit tabel 2‑1 net iets minder goed naar voren dan de inductieve meetwijze. Bovendien is de combinatie van spoelen en oscillatoren een bewezen methode. Zo komen we spoelen en oscillatoren tegen in:

* Meetlussen in de weg, om auto’s te detecteren.
* Meetinstrumenten om een zelfinductie of een capaciteit te meten.
* In simpele radio’s.

#### Onderzoek

Er zijn verschillende onderzoeken gevonden die ingaan op het meten van respiratie. Veel van de onderzoeken gaan in op de betrouwbaarheid en de nauwkeurigheid van inductieve respiratoire plethysmografie. Dit laatste is het meten van inhoudsverandering (van de longen) op inductieve wijze.

Uit onderzoek van Martinot-Lagarde et al. [5‑2] blijkt dat:

* Dat er een relatie bestaat tussen de zelfinductie (L) en de vorm van de golfjes waarmee de draad is verwerkt in de respiratieband.
* Wanneer de vorm (van de band en de golfjes) constant is, is de verhouding van de verandering van de zelfinductie en de registratie van verandering van het oppervlak ongeveer lineair is (<5%)[[4]](#footnote-4).
* Een absolute niet goed te registreren is.

Uit een ander onderzoek van Grootte et al. [5‑3] blijkt dat:

* Dat een inductieve respiratieband ongeschikt is voor het registreren van thora-abdominale asynchroniteit (faseverschillen tussen het bewegen van de thorax en van de buikspieren).
* Dat de verhouding tussen omtrek- en oppervlakverandering van de longen tijdens het inademen sinusoïdaal is.
* Het fase-verschil tussen **en** bij een resistieve en inductieve respiratoire band verschillend is.
* Er voorzichtigheid geboden is bij het bepalen van absolute omtrek en oppervlak veranderingen bij inductieve respiratoireband.

In een reactie op het onderzoek van Grootte et al. van Marvin A. Sackener et al. [5‑4] worden enkele tekortkomingen van het onderzoek van Grootte et al. geïllustreerd. Zo wordt gewezen op het feit dat inductieve respiratoire metingen uit eerder onderzoek superieur zijn aan andere meetwijzen. Ook wordt gesuggereerd dat Grootte et al. weinig fysische testen heeft uitgevoerd en dat het mathematische model dat ten grondslag van hun onderzoek ligt, herzien had moeten worden. In een respons van de Grootte worden enkele kritieken weerlegd.

Uit de thesis van L. Mason [5‑5] wordt een andere interessante respiratie meetwijze beschreven, namelijk *impedantie plethysmografie*. De respiratie wordt geregistreerd aan de hand van impedantie veranderingen. De impedantie wordt gemeten met twee elektrodes. Tijdens het inademen verandert de inhoud van de longen en tevens komt er meer bloed in de longen. De impedantie van de longen verandert bij het in- en uitademen. Een bekend nadeel van deze meetwijze is dat bewegingsartefacten een grote storing in het signaal tot gevolg kunnen hebben.

In onderzoek van M. Folke et al. [5‑6] worden de verschillende methodes waarop respiratie kan worden gemeten kritisch bekeken. Er wordt geconcludeerd dat respiratie monitoring nog in een ontwikkelingsstadium zit. Volgens hun worden er veel verschillende apparaten uitgebracht waarmee respiratie kan worden gemeten, maar er wordt te weinig klinisch onderzoek naar de apparaten uitgevoerd. Verder, wordt een grote tekortkoming van de huidige respiratie meetwijzen aangestipt, namelijk dat de meeste respiratie metingen geen gas uitwisseling registreren. Dit onderscheidt moet inderdaad worden gemaakt, een respiratieband is niet voor het registreren van gasuitwisseling maar van ademhaling. Wat duidelijk wordt uit het onderzoek is dat het voor toekomstige versie van het MORE systeem interessant zou zijn te onderzoeken op wat voor non-invasieve wijze gasuitwisseling kan worden geregistreerd zodanig dat het meetsysteem zonder al te veel gedoe (bijvoorbeeld zonder mondmasker) bevestigd kan worden aan de patiënt.

Uit de bovenstaande onderzoeken wordt duidelijk dat er op gebied van inductieve respiratiemetingen al onderzoek is gedaan en dat het inmiddels een standaard is. Echter, zou het voor de toekomst van het MORE meetsysteem interessant zijn om ook op eenvoudige wijze gasuitwisseling te registreren. Ten aanzien van de progressie van dit project is gekozen om de focus op een inductieve respiratieband te leggen.

### Inductieve respiratieband

Om de zelfinductie van een spoel te meten, wordt meestal gebruik gemaakt van een oscillerend circuit. Een populaire manier om de zelfinductie van een spoel te bepalen is door deze onderdeel te maken van een reeds bestaande LC-kring. Dat is een schakeling die is opgebouwd uit een spoel en één condensator. Een dergelijke schakeling is een resonantiekring. Als een resonantiekring op de juiste manier geëxciteerd wordt, zal deze gaan resoneren. In het geval van een LC-kring wordt de resonantiefrequentie (of oscillatiefrequentie) bepaald door de waarde van de spoel en condensator.

Als een patiënt een inductieve respiratieband draagt om zijn thorax, zal verandering van de thorax omtrek zorgen voor een verandering van de zelfinductie van de respiratieband. De verandering van de zelfinductie is een maat voor de ademhaling. Als de respiratieband (op te vatten als een spoel) een onderdeel is van een LC-kring zal de resonantiefrequentie van de LC-kring tijdens respiratie veranderen. De verandering van deze frequentie kan bijvoorbeeld met een µC worden waargenomen.

### Werking circuit

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 2‑7: een relaxatie oscillator |

De opbouw van het respiratiecircuit is afkomstig van een inductie/capaciteit meter. Dit circuit is in een aangepaste vorm te zien in afbeelding 2‑8. Het circuit is een relaxatie-oscillator (zie afbeelding 2‑7). Een dergelijk circuit oscilleert met een frequentie volgens formule 2‑1. In deze schakeling is het noodzakelijk dat de comparator (de OpAmp) zowel een negatieve als positieve spanning kan uitsturen[[5]](#footnote-5). Als deze dat niet kan, zal het circuit niet oscilleren. Het voordeel van een relaxatie-oscillator is dat deze slechts één condensator (energiereservoir) nodig heeft om te oscilleren. Bovendien varieert de frequentie lineair met het op- en ontladen van de condensator. Daarnaast gaat de schakeling automatisch oscilleren na het aanzetten van de voeding. Dit is de impuls voor de LC-kring om te gaan resoneren.

|  |  |
| --- | --- |
|  | 2‑1 |

Door een kleine wijziging, kan het circuit in afbeelding 2‑7 bij een unipolaire voeding alsnog oscilleren (zie afbeelding 2‑9). Als het circuit (zie afbeelding 2‑8) is aangesloten, staat er op U+ van de comparator een spanning van ongeveer 3,33 Volt. De spanning op U+ is groter dan op U- en de comparator slaat uit naar de positieve voedingsspanning van 5 Volt. Daardoor laadt de condensator C1 langzaam op. Na een tijd is de spanning op C1 (en dus U-) groter dan 3,33 Volt en slaat de comparator uit naar 0 Volt. Dit is het moment waarop de LC-kring (L1 en C2) gaat oscilleren. De spanning op U+ wordt daardoor ongeveer 1,67 Volt. Deze impuls van 3,33 Volt naar 1,67 Volt (et vice versa) is voldoende om de LC-kring te doen oscilleren[[6]](#footnote-6). De LC-kring is via een koppelcondensator (C3) aangesloten aan de U+ van de OpAmp. Deze koppelcondensator zorgt ervoor dat de spanning op de inverterende input niet naar de GND wordt getrokken. Als de spanning op U- omslaat van 3,33 Volt naar 1,67 Volt wordt C3 voorzien van een bepaalde hoeveelheid lading. Deze lading wordt overgebracht op de LC-kring en de condensator C2 wordt opgeladen. Vanwege de aard en opbouw van het LC-kring wordt er tegenspanning opgebouwd die via de koppelcondensator weer wordt doorgegeven aan de comparator. De spanningsverandering op de comparator heeft een verandering van de uitgangsspanning tot gevolg.

|  |
| --- |
| E:\AFSTUDEERSTAGE\TEST SENSOREN\Respiratie\inductie\afbeelding\L_osc.jpg |
| Afbeelding 2‑8: gebruikte oscillator circuit |

Het hierboven beschreven proces wordt telkens herhaald, de snelheid waarmee dit gebeurt is de snelheid waarmee de LC-kring oscilleert. Dat is prettig, want dat betekent dat de conventionele formules voor een LC-kring kunnen worden gebruikt. Als dan tenminste de grootte van één component bekend is, kan de grootte van het onbekende component worden berekend volgens formule 2‑2.

### Berekeningen en testen

Er is een schakeling gebouwd om een inductieve respiratieband te testen. De tijdens het afstuderen vervaardigde respiratiebanden zijn te zien in bijlage 5.2.1. De schakeling is opgebouwd volgens de schakeling in afbeelding 2‑8. Als comparator is gebruik gemaakt van de [LM311](http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00001072.pdf). De schakeling is opgebouwd en getest met vaste componenten, te weten: een condensator van 4,5 nF een vaste spoel van 45,6 uH (nagemeten met de FCC-15 Smart Tweezers) en de respiratieband met spoel. De resonantiefrequentie is uit te rekenen met vergelijking 2‑2.

|  |  |
| --- | --- |
|  | 2‑2 |

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 2‑9: unipolair gevoede relaxatie oscillator |

Invullen in formule 2‑2 als Lx = 0 geeft:

|  |  |
| --- | --- |
|  | [ 2‑1] |

Uit initiële testen is gebleken dat de gemiddelde frequentie 340,15 kHz bedroeg. Dit verschil heeft te maken met meetonnauwkeurigheden.

De respiratieband is voorzien van een draad in een bepaalde vorm (zie afbeelding 5‑1 t\m afbeelding 5‑4). Door een L-meter is de zelfinductie van de respiratieband gemeten van 2,4 uH. Vullen we dit in [ 2‑1] dan krijgen we:

|  |  |
| --- | --- |
|  | [ 2‑2] |

|  |
| --- |
| http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/4/46/Floppy_buskabel.jpg  Afbeelding 2‑10: een buskabel. |

Logischerwijs is de frequentie in vergelijking [ 2‑2] lager geworden, de totale zelfinductie is groter geworden. Echter de gemeten frequentie in de situatie van vergelijking [ 2‑1] viel al kleiner uit. Het ligt voor de hand dat de gemeten frequentie, in de situatie, van vergelijking [ 2‑2] ook lager is dan de berekende frequentie.

De testen zijn uitgevoerd door de respiratieband aan te doen en bij maximale in- en uitademing de frequentie op de output van het circuit te meten. Bij maximale inademing werd een gemiddelde frequentie van 335,41 kHz gemeten en bij maximale uitademing een gemiddelde frequentie van 335,59 kHz. Het verschil tussen deze frequentie bij maximale in- en uitademing is ongeveer 180 Hz. De test gaf aan dat de opgebouwde schakeling werkt en geschikt is voor het meten van de respiratie.

|  |
| --- |
| C:\Users\stage\AppData\Local\Microsoft\Windows\Temporary Internet Files\Content.Word\IMG_20121105_101841.jpg  Afbeelding 2‑11: twee verschillende zelfgemaakte-  respiratiebanden. De bovenste band is de huidige  Band, de onderste is een verbetering omdat de bus-  Kabel niet is vastgenaaid aan de elastische band. |

Er zijn nog meer testen uitgevoerd met verschillend opgebouwde respiratiebanden, deze zijn terug te vinden in de bijlage 5.2. Ook is uitgezocht op wat voor andere manier de frequentie van het circuit kan worden omgezet. Uiteindelijk is de frequentie uit de testen aangehouden in het MORE meetsysteem, dus rond 400 kHz. Een hogere frequentie zou meer koppeling tot de rest van de PCB kunnen opleveren en bij een lagere frequentie zou er meer stroom in de LC-kring moeten lopen, met het risico dat de LC-kring onbetrouwbaar wordt, omdat er via een koppelcondensator een impuls wordt gegeven aan de LC-kring. De koppelcondensator kan immers maar een bepaalde hoeveelheid lading koppelen.

#### Resultaat

Het meten van respiratie m.b.v. een inductieve respiratieband is een eenvoudige manier om de respiratie te meten. Uit testen is gebleken dat een simpele buskabel, in de elastische band verwerkt als een spoel, een goed resultaat geeft (zie afbeelding 5‑4 en afbeelding 2‑11). In afbeelding 2‑11 zijn twee respiratiebanden te zien. De bovenste is de band die wordt gebruikt in het prototype. Het verschil tussen de twee is dat in de bovenste band door de buskabel is genaaid. In de onderste band is de buskabel verwerkt in de elastische band zonder de buskabel te beschadigen.

### Digitale verwerking

Het circuit in afbeelding 2‑8 is opgebouwd rond de [LM311](http://www.st.com/internet/com/TECHNICAL_RESOURCES/TECHNICAL_LITERATURE/DATASHEET/CD00001072.pdf) comparator. Deze comparator heeft TTL-compatibiliteit en kan direct worden aangesloten aan bijvoorbeeld een µC. Er zijn verschillende manieren om de frequentie digitaal te interpreteren. Er kan gebruik worden gemaakt van de *input capture* functie van de µC en er kan simpel een counter worden opgehoogd bij een flank Bij het gebruiken van een *input capture* houdt de µC de tijd tussen elke puls bij. Deze tijd kan worden gebruikt als respiratiemaat.

Als de variatie van de frequentie m.b.v. de input capture wordt waargenomen, zouden, elke keer als de µC wordt getriggerd, ongeveer vier pulsen zijn waargenomen. De oscillatiefrequentie zou voor een nauwkeurigere waarneming omlaag moeten worden gebracht, zodat de periodetijd groter is en de µC meer tijd tussen de pulsen waarneemt.

Een meer geschikte manier van meten is aan de hand van een counter. Elke keer als een opgaande of een neergaande flank wordt geregistreerd, wordt een counter opgehoogd. Als op vaste tijdstippen de counter wordt uitgelezen en weer op nul wordt gezet, is de counterwaarde een maat voor de respiratie. Dit is een directe manier van meten die weinig nabewerking nodig heeft. Stel dat elke 10 milliseconde wordt gekeken hoeveel pulsen er zijn geweest als we het circuit van meting 4 gebruiken:

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 2‑12: resolutie (µC counts) bij oscillatiefrequentie  als het circuit direct op een µC wordt aangesloten. |

Dan wordt per meting (elke milliseconde) maximaal 91 pulsen waargenomen. De methode met frequency *counting* heeft een hogere resolutie en vereist minder handelingen van de µC. Om te bepalen welke methode het meest geschikt is, is een simulatie gemaakt m.b.v. [Octave](http://www.gnu.org/software/octave/) om te kijken welke methode de hoogste resolutie heeft bij een bepaalde frequentie (zie afbeelding 2‑12). Uit de simulatie blijkt dat bij de voorkeursfrequentie (400 kHz) frequency counting de meest geschikte meetmethode is.

### Resultaat

|  |
| --- |
| Afbeelding 2‑13: gemeten respiratie. |

In bijlage 5.4.2 is de uiteindelijke versie van het respiratiecircuit te zien. De wijzigingen t.o.v. het originele circuit zijn klein. In plaats van de [LM311](http://nl.farnell.com/stmicroelectronics/lm311n/ic-volt-comparator-dip8-311/dp/9755942) is gekozen voor de preciezere en energiezuinigere [MCP6561](http://nl.farnell.com/microchip/mcp6561rt-e-ot/comparator-single-1-8v-5sot23/dp/1834857). Wel is uit uiteindelijke testen gebleken dat de LC-kring niet lijkt te worden opgeslingerd. Dit wordt direct verholpen door de spoel (inductieband) even kort te sluiten. Het is verstandig in de toekomstige versie met bijvoorbeeld een transistor de spoel even kort te sluiten om de werking optimaal betrouwbaar te maken. In de huidige versie is het niet opslingeren van de LC-kring verholpen door de oscillatiefrequentie van de relaxatie-oscillator te verhogen.

In afbeelding 2‑11 zijn twee verschillende respiratiebanden weergegeven. In toekomstige versies is het verstandig de onderste respiratieband te gebruiken. Hier is de buskabel niet vastgenaaid aan de elastische band, maar door gleuven in de elastische band geplaatst. Dit is beter voor de buskabel die daardoor langer meegaat. De uiteindelijke implementatie zorgt voor een schoon signaal (zie afbeelding 2‑13) dat zonder filtering bruikbaar is.

## ECG

|  |
| --- |
| http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/7/7c/Heart_numlabels.png |
| Afbeelding 2‑14: het hart, globaal wordt het hart onderverdeeld in: het rechter atrium (1), linker atrium (2), linker ventrikel (9) en het rechter ventrikel (10). |
|  |
| [File:Willem Einthoven ECG.jpg](http://en.wikipedia.org/wiki/Electrocardiography#History) |
| Afbeelding 2‑15: Het eerste ECG-apparaat door Willem Eindhoven (1903). |
|  |
| Bestand:ECG01.png |
| Afbeelding 2‑16: De karakteristieke vorm van de elektrische activiteit van het hart. |

Elektrocardiografie is de registratie van de elektrische activiteit van het hart[[7]](#footnote-7). Het wordt o.a. gebruikt om de hartslag te registreren, het hart te lokaliseren (bij een groot aantal elektrodes), als stress-monitor en voor medisch-diagnostische doeleinden.

### Inleiding

Het hart (zie afbeelding 2‑14) bestaat, grofweg, uit twee atria en twee ventrikels. Het bloed dat terugvloeit, komt terecht in de atria. Daar stroomt het langs de hartkleppen naar de ventrikels van waaruit het door de aorta wordt weggepompt. De (pomp-)activiteit van het hart is elektrisch waar te nemen met behulp van een ECG-apparaat.

#### ECG-apparatuur

Het eerste, enigszins bruikbare ECG-apparaat, is gemaakt door de Nederlander Willem Eindhoven (zie afbeelding 2‑15) [[5‑7]. Om het ECG-apparaat van Eindhoven te gebruiken moest de gebruiker zowel de armen als één been in een zoutoplossing dompelen. Het was Eindhoven die de letters P, Q, R, S en T toekende aan de verschillende karakteristieke golven en vormen van het ECG (zie afbeelding 2‑16).

ECG-apparaten worden nog steeds veel gebruikt in ziekenhuizen, ambulanceauto’s en onderzoeksinstellingen. Bijna elke hartaandoening kan tegenwoordig worden herkend m.b.v. de ECG-karakteristiek.

### ECG-karakteristiek en onderdelen

De karakteristieke vorm van het ECG is te zien in afbeelding 2‑16. De karakteristiek is opgedeeld in de letters P t\m U. Het meest kenmerkende onderdeel van de karakteristiek is de R-golf. De R-golf is het beste waar te nemen en wordt meestal gebruikt om het hartslagritme te bepalen, het zogeheten *R-R-interval*.

De P-golf representeert de impuls over de atria (hartkamers). De Q, R en S golven vormen tezamen het QRS-complex. Dit complex representeert de depolarisatie van de rechter en linker ventrikel van het hart. Na de depolarisatie van de ventrikels volgt een periode van rust. In die periode wordt de potentiaal van de ventrikels weer hersteld.

De karakteristiek in afbeelding 2‑16 wordt geregistreerd als een volledige ECG-opname wordt gedaan. Dat wil zeggen dat er 8 tot 12 elektrodes op een patiënt of proefpersoon worden geplakt, om het ECG-signaal waar te nemen. In dit project draait het niet enkel om ECG maar om een hoop verschillende (fysiologische) parameters. Er zal om die reden een minimalistische vorm van ECG-registratie worden toegepast, dat wil zeggen een vorm van ECG-registratie met minder dan 8 elektrodes.

### Manieren om ECG te registreren

Doorgaans wordt een ECG-signaal waargenomen met behulp van zogeheten ‘natte’ elektrodes (zie afbeelding 2‑18). Dat zijn elektrodes met een geleidende gel die op de huid, in de buurt van het hart, op een proefpersoon wordt geplakt. Er zijn ook nog twee andere, onconventionele, methodes namelijk ‘droge’ elektrodes (zonder gel) en contactloze ECG-registratie. Bij de ‘droge’ implementatie wordt een geleidend oppervlak direct op de huid geplakt of gedrukt en bij de contactloze variant wordt een ECG-sensor capacitief gekoppeld met het lichaam. De sensor

|  |
| --- |
| Bestand:Chest leads.png |
| Afbeelding 2‑17: plaatsing van elektrodes. |
| http://www.sieso-ergo.eu/uploads/Image/foto_groot/emgelektrode.JPG |
| Afbeelding 2‑18: natte elektrodes, elektrodes voorzien van een geleidende gel. |

moet dan alsnog dicht op het lichaam zitten (maximaal een paar millimeter verwijderd van de huid) maar maakt geen fysiek contact. Evidente nadelen van deze laatste methode is dat de sensoren aanzienlijk gevoeliger worden voor storingen (bewegingsartefacten). Zelfs het ballistische effect van het hart, kan een storing van het ECG-signaal tot gevolg hebben. Deze capacitieve vorm van ECG-registratie stelt specifieke eisen aan de wijze waarop de elektroden aan het lichaam worden bevestigd.

#### Elektrode plaatsing

De plaatsing van ECG-elektrodes is verschillend per methode. Eén van de meeste bekende methodes is de plaatsing volgens de extremiteitselektrodes[[8]](#footnote-8). Er worden drie á vier elektrodes op de extremiteiten van de proefpersoon geplakt. Twee rond de polsen en één of twee rond de enkels van de proefpersoon. Het nadeel van deze methode is evident, om een ECG te registreren lopen er kabels overal rond het lichaam.

Een wat ‘lokalere’ methode om een ECG te registreren is aan de hand van plaatsing volgens borstelektrodes (zie afbeelding 2‑17). Het voordeel is dat de sensoren relatief dicht bij elkaar staan. De uiteindelijke methode waarop het meetapparaat ECG zal meten, wordt een minimalistische variant van de conventionele borstelektrode-plaatsing.

#### Onderzoeken

Het registreren van een hartslag[[9]](#footnote-9) is, als niet teveel eisen stelt, vrij eenvoudig. Sterker nog, er zijn een hoop technieken verzonnen om het nogal aanwezige ECG-signaal in fysiologische signalen weg te filteren. Veel EMG-metingen[[10]](#footnote-10) (vooral in de buurt van de borst) ondervinden veel last van het ECG-signaal. Er zijn op het internet hoofdzakelijk ontwerpen te vinden van eenvoudige ECG-circuits die met behulp van ‘natte’ elektrodes en de extremiteitenmethode ECG registreren.

Een relatief nieuwe ontwikkeling in de ECG-wereld is het contactloos registreren van ECG. Deze ontwikkeling is in een stroomversnelling geraakt rond 2010 en er zijn sindsdien steeds meer onderzoeken gekomen die schrijven over het succesvol contactloos registreren van ECG. In sommige onderzoeken ([5‑11, [5‑12, [5‑13, [5‑14) worden zelf globale schema’s opgegeven. Één van de eerste onderzoeken die schrijven over contactloos ECG ([5‑13, [5‑14) hebben een contactloos ECG-apparaat verwerkt in een stoel. Luchtvaartmaatschappijen zijn geïnteresseerd in het bewaken van de gezondheid van hun passagiers en willen hun passagiers daar tegelijkertijd zo min mogelijk mee lastig vallen. Of een dergelijke registratie ook daadwerkelijk wordt toegepast in vliegtuigen, is onbekend. Contactloze ECG-registratie werkt op basis van capacitieve koppeling van sensor en het lichaam. Als je een gevoelige versterker hebt en goed afgeschermde sensoren (in dit geval elektroden), kan de ladingverandering die de hartslag tot gevolg heeft, worden waargenomen.

Tot op heden zijn er nog geen commerciële apparaten gevonden die contactloos of aan de hand van droge elektrodes ECG registreren. Dit heeft naar alle waarschijnlijkheid te maken met de grote storingsgevoeligheid. Een bekend probleem bij het deze manier van registreren zijn de bewegingsartefacten. Als een ECG-sensor een beetje verschuift zorgt de verschuiving voor een verandering van potentiaal met als gevolg een flinke piek in het signaal of in het ergste geval de saturatie van de gebruikte versterkers. Met ‘natte’ elektrodes is dit geen probleem omdat deze op de huid moeten worden geplakt en dus niet verschuiven. Een andere reden waarom de contactloze implementatie erg gevoelig is voor storingen heeft te maken met het feit dat de elektroden op een kleine afstand zitten van het lichaam. Bij de kleinste beweging van de elektrode t.o.v. het lichaam wordt het signaal beïnvloedt. In sommige onderzoeken ([5‑14) hebben ze dit geprobeerd te voorkomen door de elektrodes stevig tegen het lichaam aan te drukken. Dit werkt goed, volgens de onderzoeken, tot een lichte mate van inspanning. In hetzelfde onderzoek wordt nog eens extra benadrukt dat een nauwlettend ontwerp erg belangrijk is voor de goede werking. Zo moet het sensor-gedeelte goed worden afgeschermd (geshield) en is actieve grounding erg belangrijk. Het zogehete *driven right leg* design is, een vorm van actieve grounding, gebaseerd op het terugkoppelen van het common mode

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 2‑19: ontwerp actieve ECG-elektrode. Onderdeel van het schema  In bijlage 5.4.3. |

signaal naar het lichaam. Dit geeft ongeveer een verhoging van de CMRR van ongeveer 40 dB[[11]](#footnote-11).

Omdat het uiteindelijke MORE meetsysteem bevestigd zal worden aan het lichaam zullen de voordelen van een stevige bevestiging ook van toepassing zijn op het MORE meetsysteem. Echter zullen bewegingsartefacten altijd door blijven komen. Omdat het MORE meetsysteem verschillende sensoren heeft ingebouwd, kan op een later tijdstip in de ontwikkeling worden onderzocht of de informatie uit de andere sensoren kan worden gebruikt voor het filteren van bewegingsartefacten.

### ECG ontwerp

In het begin van het project is gekeken of er een bestaande toepassing was die capacitieve sensoren bevatte. Stel, dat de sensoren van een dergelijke toepassing het mogelijk maken een hartslag te registreren dan zou deze bestaande toepassing wellicht succesvol daarvoor kunnen worden geoptimaliseerd. Een binnen YMIF bekende toepassing met capacitieve sensoren is de kompasklok (zie bijlagen 5.3.1). De testen met dit apparaat (zie bijlagen 5.3.1) maakte duidelijk dat een dergelijke implementatie van capacitieve waarneming ongeschikt is voor het registreren van een ECG-signaal.

Omdat in een aantal onderzoeken globale schema’s stonden, kon een schema worden afgeleid. Er zijn een aantal testen en ontwerpen gemaakt om te onderzoeken of het ook mogelijk is contactloze ECG-registratie toe te passen. Deze testen worden in de bijlagen 5.3 verder beschreven. Hieronder wordt verder gegaan met de uiteindelijke implementatie. Deze versie is getest in de ‘droge elektrode’ variant, maar is ook contactloos te gebruiken. Omdat de ‘contactloze’ variant voorlopig nog veel gebruiksonzekerheid met zich meeneemt, is voor de betrouwbaardere ‘droge elektrode’ variant gekozen.

#### Werking circuit

|  |
| --- |
| Tabel 2‑2: indeling lagen sensor |
| Top-layer; componenten |
| Innerlayer 1; niets |
| Innerlayer 2; shielding |
| Bottom-layer; sensor oppervlak + shielding randen |

Het eerste ontwerp van een ECG-circuit is overgenomen uit [5‑12] en vervolgens aangevuld en aangepast. Het schema in afbeelding 2‑19 en afbeelding 2‑22 bestaat uit twee delen, respectievelijk één schema van de ECG-elektrode en een schema van de ECG-hub.

De ECG-elektrode bestaat uit een standaard PCB maar dan met een ronde vorm (zie afbeelding 2‑20 en afbeelding 2‑21). De elektrode bestaat uit vier lagen (zie tabel 2‑2). Op de toplaag komen de elektrische en elektronische componenten (zie afbeelding 2‑20). Het schema van de elektrode heeft een shielding als onderdeel die bestaat uit een terugkoppeling van het waargenomen signaal. Deze terugkoppeling gaat naar de *Innerlayer 2* en naar een gedeelte van de *bottom-layer,* de opbouw van deze lagen is zo, dat het sensor oppervlak van de elektrode volledig is afgeschermd. *Innerlayer 2* is een schieldingslaag, die voorkomt dat storing vanaf de *top-layer* doorkomt op het sensor oppervlak. Het sensor oppervlak zelf is aan de buitenkant ook voorzien van een shieldlaag (zie afbeelding 2‑20, de groene rand). Deze opbouw van shielding zorgt dat het sensor oppervlak zo min mogelijk stoorsignalen kan opvangen.

Het sensor-oppervlak is gekoppeld aan een condensator en gaat een buffer in (zie het schema in afbeelding 2‑19). Het signaal van de buffer wordt teruggekoppeld naar de shield en gefilterd door een hoogdoorlaat RC-filter. De grensfrequentie van de filter is 0,723 Hz. Deze grensfrequentie is gebaseerd op de minimale hartslag. In de meeste ECG en hartslag gerelateerde toepassingen is de minimale hartslag 40 beats-per-minute (bpm). Dit is een frequentie van:

|  |  |
| --- | --- |
| F:\Dropbox\Dropbox\Camera Uploads\2012-11-06 12.31.01.jpgAfbeelding 2‑20: onderkant van de ECG-elektrode. | F:\Dropbox\Dropbox\Camera Uploads\2012-11-06 12.31.26.jpgAfbeelding 2‑21: bovenkant van de ECG-elektrode. |

Het verschil in grensfrequentie tussen de toepassing en de minimale hartslag is miniem en wordt verder

genegeerd. Het gefilterde signaal wordt wederom aan een buffer gegeven waarna het naar de ECG-hub wordt gestuurd.

In afbeelding 2‑22 is de uiteindelijk ECG-hub afgebeeld. Het circuit is ingedeeld in een aantal gebieden. In geel staat het gedeelte dat de referentiespanning aanbiedt. Na testen blijkt dat het niet uitmaakt wat de referentiespanning is omdat het een offsetspanning is. De referentiespanning is in deze toepassing op ongeveer 0,5 Volt gezet. Het ECG-signaal varieert dus rond 0,5 Volt, en later zal blijken dat dit een handige offset is in verband met hartslagbepaling (zie paragraaf 3.1.3.1). In afbeelding 2‑22 is in het oranje de subtractor afgebeeld. De subtractor trekt het signaal van elektrode 1 en 2 van elkaar af. Dit geeft extra common-mode onderdrukking van het uiteindelijke ECG-signaal. De subtractor versterkt tevens het verschil signaal ten einde het optimaal gebruiken van het bereik van de ADC, met:

In het rode gedeelte wordt het signaal van de ECG-elektrodes gefilterd (tweede orde RC low-pass-filter, grensfrequentie is 159 Hz i.v.m. de frequentiecomponenten van het ECG-signaal en anti-aliasing). De twee filtercircuits (in het rood) zijn verbonden met elkaar via de middelweerstanden (in het Engels: “averaging resistors”, bronnen 5‑17 en 5‑18) R40 en R47 en gaan naar de actieve-ground (in het blauw). De actieve-ground versterkt het common-mode signaal (van de middelweerstanden) met een factor 100 en stuurt dit geïnverteerde signaal terug naar het lichaam[[12]](#footnote-12).

Het voordeel van deze schakeling is dat, als het subtractor gedeelte wordt genegeerd, er nog veel meer ECG-elektrodes aan het systeem kunnen worden toegevoegd ten einde een hogere nauwkeurigheid. Dit kan mogelijk interessant zijn voor toekomstige versies.

|  |
| --- |
| Afbeelding 2‑22: Schema tweede ontwerp.Geel: referentiespanning, Blauw: actieve ground (common-mode van rode gedeelte), Rood: filtering van elektrodes, Oranje: subtractor. |

#### ECG vergelijking met gouden standaard

|  |
| --- |
| I:\AFSTUDEERSTAGE\DOCUMENTATIE\ONDERDELEN\ECG\VERGELIJKING_MET_GOUDENSTANDAARD\TWEEDE_KEER\IMG_20120717_143342.jpg  Afbeelding 2‑23: De Mobi Mini van TMSI |
| Ground  1  2  Afbeelding 2‑24: plaatsing elektrodes  (groen: TMSI, blauw: Ymif) tijdens het  uitvoeren Van de testen. |

Na het bouwen en verifiëren van het ECG-circuit is het vergeleken met een gouden standaard. Als gouden standaard is gekozen voor de Mobi Mini van [TMSI](http://www.tmsi.com/?language=nl&id=1). TMSI maakt al jaren zeer nauwkeurige ExG apparatuur[[13]](#footnote-13) en is een goede standaard.

#### ****Specificaties****

De Mobi Mini (MM) is in essentie een nauwkeurige draadloze ADC. De ingangen van de MM zijn de ingangen van instrumentele opamps en hebben een hele hoge ingangsimpedantie (). De resolutie van de MM is 24 bits de AUX-input (kanaal C) heeft een resolutie van 0.238 uV per bit. De andere kanalen hebben een resolutie 12.2 nV per bit. De samplefrequentie is ingesteld op 1024 Hz.

#### ****Uitvoering****

De MM heeft 3 kanalen. Een bipolaire input A & B en een AUX-input (kanaal C). Voor de vergelijking van de ECG-systemen zijn kanalen A & C gebruikt. Kanaal A zat aangesloten op plek 1 en 2 (zie afbeelding 2‑24)[[14]](#footnote-14). Direct naast de ‘natte’ ECG-elektrodes zijn de elektrodes geplaatst om zo goed mogelijk hetzelfde ECG-signaal waar te nemen. In het meest ideale geval worden de twee verschillende elektrodes op hetzelfde stukje huid geplaatst om zo goed mogelijk hetzelfde signaal op te vangen. Helaas kunnen twee verschillende elektrodes niet tegelijkertijd op hetzelfde stukje huid zitten, dus zijn de elektrodes zo dicht mogelijk op elkaar geplaatst. Dit zal een meetonnauwkeurigheid opleveren.

Er zijn twee proefpersonen gemeten waar twee verschillende metingen bij zijn gedaan. Bij elke meting zijn de ECG-elektrodes van het Ymif ECG-circuit (YEC) opnieuw geplaatst om eventuele verschillen in het ECG-signaal, die voortvloeien uit een verschillende plaatsing, te detecteren.

Omdat YEC ook is aangesloten aan de MM wordt tegelijkertijd gemeten. Dit heeft het voordeel dat eventuele registratie verschillen, die zouden kunnen voortvloeien uit verschillende hardware, worden geminimaliseerd[[15]](#footnote-15). Tevens zal er tijdens het verwerken van de data geen sprake zijn van resampling of het converteren van meeteenheden.

De meetdata is in Portilab2[[16]](#footnote-16) high-pass gefilterd op 0.5 Hz om de offset van de signalen naar nul te laten naderen. De data is daarna verwerkt in Matlab 2011 en SPSS v17.

In Matlab is de data verwerkt voor verdere verwerking in SPSS. De offset van de signalen is verder aangepast door het gemiddelde signaal naar nul te brengen en de signalen zijn geschaald, zodat ze even groot zijn. De genormaliseerde data is met Matlab geëxporteerd zodat het ingelezen kan worden met SPSS. In SPSS is de intra-class-correlatie bepaald van de data. De ICC zegt of bij herhaling van een meting dezelfde resultaten zijn behaald. Als de ICC 1 is, zijn dezelfde resultaten behaald, is deze 0 dan is bij elke meting een ander resultaat verkregen. De ICC is op te vatten als een maat voor de betrouwbaarheid.

|  |  |
| --- | --- |
| I:\AFSTUDEERSTAGE\DOCUMENTATIE\ONDERDELEN\ECG\VERGELIJKING_MET_GOUDENSTANDAARD\TWEEDE_KEER\zonderSchalingkortPoly5ConvertVergelijkingTMSI_MS_0.jpg  Afbeelding 2‑25: de twee ECG-signalen na inlezen in Matlab. | I:\AFSTUDEERSTAGE\DOCUMENTATIE\ONDERDELEN\ECG\VERGELIJKING_MET_GOUDENSTANDAARD\TWEEDE_KEER\kortPoly5ConvertVergelijkingTMSI_MS_0.jpg  Afbeelding 2‑26: de ECG-signalen na schaling (normaliseren). |

De resultaten uit SPSS staan in tabel 2‑3. Over het algemeen genomen zijn de resultaten goed, want de data komt goed overeen. Bij de metingen MS1 en MS2 is de data respectievelijk 94% en 95% overeenkomstig. Dat geeft aan dat met verschillende apparatuur, min of meer, hetzelfde wordt gemeten. Bij de metingen RV0 en RV1 is de ICC wat lager. Hoe dit precies komt is niet helemaal duidelijk.

Uit afbeelding 2‑27 en afbeelding 2‑28 wordt wel duidelijk wat voor gevolgen een iets andere plaatsing van de elektrodes heeft. Tussen de twee metingen zijn de elektroden opnieuw geplaatst. Deze andere plaatsing heeft tot gevolg dat de ECG-karakteristiek in afbeelding 2‑27 er wat anders uitziet dan in afbeelding 2‑28 (de rode grafieken).

Over het algemeen genomen zitten de grootste verschillen in de S en T golf. Dat is ook logisch, want de schaling heeft plaatsgevonden op basis van de maximale waarde van het ECG-signaal (de R-pieken). Enkele mogelijke oorzaken voor de verschillen:

* De Ymif elektrodes hebben filtering en versterking on-board welke de ECG-karakteristiek mogelijk beïnvloeden.
* De Ymif elektrodes zijn afgeschermd (geshield) en de ‘natte’ elektrodes van TMSI niet.
* De Ymif elektrodes zijn capacitief gekoppeld wat mogelijk een andere responsie tot gevolg heeft. De TMSI elektrodes zijn direct verbonden aan de inputs van de MM.
* Kanaal A en C hebben verschillende resoluties (Volt per bit) en mogelijk zitten in de versterking wat verschillen wat verschillen in het ECG-karakteristiek tot gevolg kan hebben.

Tabel 2‑3: ICC van de verschillende metingen.

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Meting | 1 | P1 |  | Meting | 2 | P1 |  | Meting | 3 | P2 |  | Meting | 4 | P2 |  |
| MS1 |  | 95% conf. Interv | | MS2 |  | 95% conf. Interv | | RV0 |  | 95% conf. Interv | | RV1 |  | 95% conf. Interv | |
| ICC | sign. | u.b. | l.b. | ICC | sign. | u.b. | l.b. | ICC | sign. | u.b. | l.b. | ICC | sign. | u.b. | l.b. |
| 0,936 | 0 | 0,936 | 0,933 | 0,947 | 0 | 0,948 | 0,946 | 0,894 | 0 | 0,897 | 0,897 | 0,917 | 0 | 0,92 | 0,915 |

|  |  |
| --- | --- |
| I:\AFSTUDEERSTAGE\DOCUMENTATIE\ONDERDELEN\ECG\VERGELIJKING_MET_GOUDENSTANDAARD\TWEEDE_KEER\kortPoly5ConvertVergelijkingTMSI_ralf_0.jpg  Afbeelding 2‑27: stukje data van meting RV0. | I:\AFSTUDEERSTAGE\DOCUMENTATIE\ONDERDELEN\ECG\VERGELIJKING_MET_GOUDENSTANDAARD\TWEEDE_KEER\kortPoly5ConvertVergelijkingTMSI_ralf_1.jpg  Afbeelding 2‑28: stukje data van meting RV1 |

#### Discussie

De data van de MM en van de YEC lijkt veel op elkaar maar de ICC waardes zijn niet optimaal. Er zijn een aantal oorzaken te noemen waarom deze verschillen bestaan, te weten:

* De dataverwerking is mogelijk niet helemaal correct; de toegepaste schaling in Matlab is eenvoudig en waarschijnlijk niet helemaal correct. De schaling heeft plaatsgevonden door de maximale waarde van de MM data te vergelijken met de maximale waarde van de Ymif data[[17]](#footnote-17). Hiermee is een schalingsfactor te bepalen en is de data geschaald. Deze vorm van schaling is beperkt. De Ymif elektrodes zijn tijdens de meting niet optimaal geplaatst; bij een optimale vergelijking zouden de Ymif elektrodes en de MM elektrodes op precies dezelfde plek zijn geplakt.
* De YEC en de MM maken beide gebruik van een vorm van actieve-grounding. Mogelijk beïnvloedt de grounding van de MM de actieve grounding van de YEC wat verschillen in het signaal tot gevolg heeft[[18]](#footnote-18).
* De normale manier om ECG te registreren is met meer dan twee elektrodes. De grotere hoeveelheid elektrodes heeft een meer nauwkeurige registratie tot gevolg. Wellicht worden de waargenomen verschillen tussen de systemen bij een groter aantal elektroden verwaarloosbaar.
* De MM werkt met ‘natte’ elektrodes met een geleidende gel. Deze elektrodes maken beter contact met de huid dan de Ymif ECG-elektrodes.
* Tijdens de testen zat het YEC aan een voeding, waardoor mogelijk een grondlus is ontstaan tussen YEC en proefpersoon, wat ten nadele kan zijn van het waargenomen signaal.

In de toekomst zouden enkele testen kunnen worden uitgevoerd met meerdere elektrodes om te onderzoeken of de verschillen dan minder groot worden. Een goede vergelijking tussen de twee systemen zal altijd beperkt zijn vanwege de bovengenoemde redenen. De huidige resultaten zijn in ieder geval positief en uit het geregistreerde ECG-signaal kan een hartslag worden afgeleid.

#### Conclusie

De resultaten zijn positief maar nog niet helemaal optimaal. In het meest optimale geval zijn de twee ECG-karakteristieken 100% overeenkomstig. Dit is nog niet het geval en er moet afgevraagd worden of dit überhaupt haalbaar is. De ECG-karakteristieken zijn voornamelijk verschillend in de S- en T-golf, deze verschillen hebben waarschijnlijk te maken met de versterking en filtering van de YEC.

#### Aanbevelingen

* Onderzoeken of iets grotere ECG-elektrodes een betere ECG-registratie tot gevolg hebben.
* Onderzoeken of een kleinere koppel condensator een beter ECG-signaal tot gevolg heeft. Dit is ook getest in de eerste versie van YEC, maar toen kon geen uitspraak worden gedaan omdat er nog niet goed een ECG-signaal werd waargenomen.
* Onderzoeken of er meer energiezuinige instrumentele opamps zijn met (ongeveer) dezelfde specificaties.
* Onderzoeken of capacitieve koppeling van de actieve ground kan worden verbeterd. Het capacitief meten van de ECG werkt niet. Mogelijk heeft een grotere ground elektrode een positief effect[[19]](#footnote-19).

## IMU

Een IMU of ‘Intertial Measurement Unit’ is een combinatie van een accelerometer en een gyroscoop. Accelerometers kunnen versnellingen registreren (vaak in drie richtingen). Gyroscopen worden gebruikt om hoekversnellingen te registreren (ook meestal in drie richtingen). Een IMU is handig om bewegingen van bijvoorbeeld een patiënt te registreren. Er zijn talloze toepassingen en modellen waarmee het mogelijk is nuttige informatie uit een IMU te halen. Er zijn zelfs bedrijven die zich specialiseren in het verwerken van IMU data. Enkele voorbeelden van zaken die onderzocht kunnen worden met een IMU:

* Fysieke werkdruk ([5‑19])
* Algemene dagelijkse activiteit (In het Engels: “physical activity monitor”, [5‑21])
* Schoudermobilliteit
* Knieproblemen ([5‑20])
* Gangbeeldanalyse ([5‑22])

|  |
| --- |
| http://www.kerrywong.com/blog/wp-content/uploads/2010/09/lis3lv02dlaxis.jpg  Afbeelding 2‑29: assenstelsel van een  3D-accelerometer. |

Daarnaast worden accelerometers in veel verschillende technische applicaties gebruikt van raketten tot smartphones. Gyroscopen worden gebruikt omdat ze nauwkeurig hoeksnelheden kunnen meten. [Quadricopters](http://ardrone-parrot.eu/Ardrone-parrot-20) kunnen met één IMU al mooi recht in de lucht blijven hangen. Gyroscopen komen van origine uit vliegtuigen en schepen en waren grote mechanische constructies die meestal direct waren gekoppeld aan een bepaald stabilisatiemechanisme. Tegenwoordig zijn gyroscopen net zo groot als accelerometers en zitten ze in verschillende apparaten geïntegreerd.

Gyroscopen en accelerometers zijn deels complementair. Een 3D-accelerometer (zie afbeelding 2‑29) meet versnellingen in drie richtingen. Maar als de accelerometer bijvoorbeeld precies om zijn Z-as draait, wordt dit niet waargenomen door de accelerometer. De accelerometer is dan zijn oriëntatie kwijt. Deze situatie kan worden voorkomen als zowel een accelerometer als een gyroscoop wordt gebruikt. Stel, dat een accelerometer en een gyroscoop op precies dezelfde wijze[[20]](#footnote-20) in een systeem zijn geïntegreerd, dan zal een rotatie om de Z-as wél worden waargenomen door de gyroscoop. De oriëntatie van de IMU wordt op deze manier bewaakt.

### Magnetometer

Een veel voorkomende aanvulling op een IMU is een magnetometer. Hoewel met een IMU de oriëntatie van een apparaat goed in de gaten kan worden gehouden, is dit slechts een relatieve maat. Een voorbeeld om dit te verduidelijken. Stel dat op tijdstip nul een IMU wordt gebruikt om een bepaalde beweging te registreren, maar het is onbekend wat de startpositie is van de beweging. Dan zal nooit duidelijk worden wat de absolute oriëntatie is in de ruimte. Daarom wordt er vaak een magnetometer aan een IMU toegevoegd. Een 3D-magnetometer geeft een oriëntatie t.o.v. het magneetveld van de aarde. Dit is een absolute maat voor oriëntatie.

#### Locatiebepaling

Er is een verschil tussen locatie en oriëntatie. Locatie geeft aan ‘waar’, op welke locatie, iets of iemand zich bevindt. Oriëntatie is de stand van iets of iemand in een bepaalde ruimte. Met een IMU en magnetometer kan de oriëntatie worden bepaald maar niet de locatie[[21]](#footnote-21). Voor een toekomstig ontwerp zou het interessant zijn om die reden GPS te implementeren.

## Gekozen componenten

Er zijn veel verschillende fabrikanten van accelerometers en gyroscopen. Er zijn dan ook veel verschillende typen van deze sensoren. In de totstandkoming van de keuze is gekeken naar enkele eigenschappen van reeds bestaande accelerometers of IMU’s, te weten:

* Zijn ze energiezuinig
* Zijn ze nauwkeurig
* Kunnen ze snel worden uitgelezen

Met betrekking tot de energiezuinigheid zijn accelerometers nooit een probleem. Het stroomverbruik van de meeste accelerometers ligt tussen de 11 en 360 µA. Gyroscopen daarentegen verbruiken meer energie omdat er bewegende onderdelen inzitten. De meeste huidig verkrijgbare accelerometers en gyroscopen zijn MEMS-sensoren. Dat staat voor *microelectromechanical systems*. Het stroomverbruik ligt bij gyroscopen tussen de 3,6 mA en 18 mA.

De nauwkeurigheid van de meeste gyroscopen zit rond de 8,75 mdps (milli-degree-per-second) en is ruim voldoende voor bijna alle toepassingen. De nauwkeurigheid van de meeste digitale accelerometers is, net als bij de meeste digitale gyroscopen, instelbaar, waarbij de maximale nauwkeurigheid rond de 40 mG zit. Dit is ruim voldoende voor de meeste toepassingen.

#### Snel uitlezen

Omdat er op het MORE systeem veel verschillende zaken moeten worden uitgelezen en/of berekend is het belangrijk rekening te houden met de snelheid waarmee digitale componenten kunnen worden uitgelezen. De digitale communicatie in het MORE meetsysteem is op basis van SPI, I2C en UART. UART wordt gebruikt voor het verzenden/ontvangen van data, en de SPI en I2C bussen worden gebruikte voor communicatie tussen componenten.

De meest gebruikte I2C-snelheid is 400kHz. Nu zijn er al I2C-componenten die op 1MHz werken, maar dat is nog verre van een standaard. De SPI-bus daarentegen is een stuk sneller, de bussnelheid zit voor de meeste toepassingen tussen de 1 MHz en 20 MHz. De minimale frequentie waarmee het MORE systeem data moet verwerken, uitlezen, opslaan en versturen is 100 Hz. De hoeveelheid tijd voor het uitvoeren van alle handelingen is dan: .

Voor het opvragen van 16bits-sensordata van een I2C-IC zijn in het beste geval 6 bytes nodig. De snelheid van I2C is 400kHz en . Dat betekent dat het opvragen van meetdata van een I2C-sensor bedraagt. Dit geldt voor een I2C-sensor met efficiënte communicatie mogelijkheden. Echter moet voor sommige I2C-sensoren per databyte een adresbyte worden meegestuurd en vervolgens de I2C-communicatie, volgens het protocol, worden afgerond om vervolgens weer te worden gestart voor het uitlezen van een nieuwe databyte. De overhead is dan groot en kan oplopen tot meer dan 0.5 milliseconde (ms) en dan is er nog maar één sensor uitgelezen. Om die reden is gekeken naar een IMU (of één losse accelerometer en één losse gyroscoop) die werken met een SPI-bus.

#### Keuze

Er is één sensor gevonden die aan die aan alle voorwaardes voldeed namelijk de [MPU-6000](http://nl.farnell.com/jsp/search/browse.jsp;jsessionid=GLC1KY1LGIJYKCQLCIPJLTQ?N=2021+204541+721+502&Ntk=gensearch&Ntt=mpu-6000&Ntx=mode+matchallpartial&displaytext=&hasOnlySelectedPGRefinement=false&getResults=true&_requestid=132062). Dit is een IMU die uit te lezen is m.b.v. de SPI-bus, hij verbruikt relatief weinig stroom 3,6 mA en heeft een uitstekende nauwkeurigheid voor zowel de gyroscoop als accelerometer. De sensor kan zowel via SPI als via I2C worden uitgelezen. In de I2C-modus beschikt de sensor tevens de mogelijkheid om een magnetometer uit te lezen. De MPU-6000 wordt dan een echte MPU of ‘Motion Processing Unit’. Wellicht dat voor een toekomstige versie van het MORE meetsysteem dit een interessante optie is, zodat magnetometer niet meer via de µC wordt uitgelezen maar indirect via de MPU-6000.

#### Aanbevelingen

Een andere voor de toekomst interessante optie is de [MPU-9150](http://invensense.com/mems/gyro/mpu9150.html) deze sensor is een IMU plus magnetometer in één package. Daarnaast zitten er motion fusion algoritmes (MFA) in het IC geïmplementeerd. Dergelijke algoritmes worden gebruikt om betrouwbaardere data te verkrijgen. Stel, het signaal van een gyroscoop wordt geïntegreerd om een hoekverdraaiing (i.p.v. een hoeksnelheid) te verkrijgen. Dit bewerkte signaal is ernstig onderhevig aan drift wat metingen langer dan een paar seconde onbetrouwbaar maken. Met MFA wordt de data beter en betrouwbaarder doordat deze bijvoorbeeld op een slimme manier is gefilterd.

Een [opensource MFA](http://www.x-io.co.uk/node/8) is die van Sebastian Madgwick. Dit algoritme is efficiënter op microcontrollers dan andere MFA’s en geeft goede resultaten. Indien de MPU-9150 toch een ongeschikte keuze blijkt te zijn, kunnen MFA’s door de µC worden afgehandeld, nadat de data is opgehaald van de afzonderlijke sensoren.

## Overige componenten

De andere sensoren van het MORE systeem zijn de [HMC5883L](http://www.google.nl/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCQQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww51.honeywell.com%2Faero%2Fcommon%2Fdocuments%2Fmyaerospacecatalog-documents%2FDefense_Brochures-documents%2FHMC5883L_3-Axis_Digital_Compass_IC.pdf&ei=L4SbULWGAsLG0QW2nYDgCQ&usg=AFQjCNERVlsMXwth4SXIth4jIgNI8Y3gJg&sig2=PQsUXKJzHDmqBb4-Wz985Q) (magnetometer), [MPL115A1](http://www.google.nl/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCQQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.freescale.com%2Ffiles%2Fsensors%2Fdoc%2Fdata_sheet%2FMPL115A1.pdf&ei=PoSbUIGjBKGV0QWKkoDQDQ&usg=AFQjCNGnGuQn2pIU1cRmxxFiCep9yprsTA&sig2=AMRj7Z7r2Ah68UfSn3-XeQ) (barometer, temperatuursensor), [HIH6131](http://sensing.honeywell.com/index.cfm/ci_id/158177/la_id/1/document/1/re_id/0) (luchtvochtigheid en temperatuursensor). Deze [HMC5883L](http://www.google.nl/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCQQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww51.honeywell.com%2Faero%2Fcommon%2Fdocuments%2Fmyaerospacecatalog-documents%2FDefense_Brochures-documents%2FHMC5883L_3-Axis_Digital_Compass_IC.pdf&ei=L4SbULWGAsLG0QW2nYDgCQ&usg=AFQjCNERVlsMXwth4SXIth4jIgNI8Y3gJg&sig2=PQsUXKJzHDmqBb4-Wz985Q) en [HIH6131](http://sensing.honeywell.com/index.cfm/ci_id/158177/la_id/1/document/1/re_id/0) werken via I2C en de [MPL115A1](http://www.google.nl/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CCQQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.freescale.com%2Ffiles%2Fsensors%2Fdoc%2Fdata_sheet%2FMPL115A1.pdf&ei=PoSbUIGjBKGV0QWKkoDQDQ&usg=AFQjCNGnGuQn2pIU1cRmxxFiCep9yprsTA&sig2=AMRj7Z7r2Ah68UfSn3-XeQ) via de SPI-bus. Deze keuzes zijn gebaseerd op prijs, nauwkeurigheid en populariteit.

Op de magnetometer na, zijn de overige sensoren niet-fysiologische sensoren die informatie geven over de omgeving. De barometer geeft informatie over de luchtdruk en de temperatuur. De [HIH6131](http://sensing.honeywell.com/index.cfm/ci_id/158177/la_id/1/document/1/re_id/0) geeft informatie over de luchtvochtigheid en omgevingstemperatuur. Dit kunnen voor sporters of onderzoekers interessante parameters zijn om mee te nemen.

Op het prototype zitten niet alle beoogde sensoren of meetsystemen. Zo zou het mooi zijn als in de toekomst nog een:

* GPS-sensor wordt toegevoegd
* Zigbee communicatie mogelijkheden (voor draadloze sensoren) worden toegevoegd
* Een vorm van gasmeting (O2 of CO2 uitgifte en inname) zou plaatsvinden

# Ontwerp Software

In dit hoofdstuk wordt in hoofdlijnen aangegeven hoe de embedded software[[22]](#footnote-22) is opgebouwd en er wordt kort ingegaan op de PC software. Het ontwerp van de embedded software is gebaseerd op de globale firmware gedragsbeschrijving, te zien in bijlagen 5.4.4.

De firmware verricht zo min mogelijk bewerkingen op de opgehaalde data van de sensoren en meetsystemen. Het MORE systeem is een tijd-kritisch systeem en de focus moet liggen op het ophalen, loggen en verzenden van data. Tijdens het gebruik van het MORE systeem wordt de *dataverwerking* door bijvoorbeeld een smartphone of PC afgehandeld. Er is één uitzondering gemaakt, namelijk de hartslag. Uit het door de µC geregistreerde ECG-signaal wordt met een paar eenvoudige stappen (zie paragraaf 3.1.3.1) een hartslag bepaald in de eenheid beats-per-minute (bpm). Deze uitzondering is gemaakt omdat uit het bepalen van de hartslag kan worden gedetecteerd of een persoon geregistreerd wordt. Deze informatie (of een proefpersoon gekoppeld is aan het systeem óf niet) is nodig voor het verdere verloop van het programma.

## Firmware

De firmware of embedded software is opgebouwd met [MPLABX](http://www.microchip.com/pagehandler/en-us/family/mplabx/) en de [XC16](http://www.microchip.com/pagehandler/en_us/devtools/mplabxc/) (v 1.10) compiler van Microchip. Dit is een moderne ANSI C compiler. De code kan worden bekeken via deze weblink: <https://bitbucket.org/yflippo/afstuderenymifms/src>, met als accountnaam *ggast* en wachtwoord *ikbeneengast*. Daarnaast staat de code op de bijgeleverde DVD.

In het begin van het project is met YMIF besproken hoe de firmware zou moeten worden opgebouwd. Er is gekeken naar twee opties: een real-time OS of een simpele opbouw m.b.v. één systeemtimer. Er is gekozen voor de laatste optie. Het nadeel van deze keuze is dat als één onderdeel (bijvoorbeeld het schrijven van data naar de SDCARD) te lang duurt het hele systeem daar last van heeft. Een voordeel van deze opbouw is de eenvoud en er hoeft geen tijd te worden besteed aan het vinden, onderzoeken en implementeren van een real-time OS.

### Opbouw

De embedded software is van de ‘ground-up’ modulair opgebouwd (zie afbeelding 3‑1). In afbeelding 3‑1 is een blok afgebeeld met de *gpio.c/h* en *general.c/h* en *GenericTypeDefs.h* bestanden. Dit zijn de algemene bestanden die in elke module (combinatie van een C- en een H-bestand) terugkomen. In de *gpio* module zijn alle pinbeschrijvingen, remap functies gedefinieerd en in te stellen. De *general* module bevat verschillende standaard defines, variabelen, datatypen en functies. Denk hierbij aan opbouw van *Errorstatus* en *Initialisatiestatus* variabelen, maar ook defines waarmee standaard bitbewerkingen kunnen worden uitgevoerd.

|  |
| --- |
| Afbeelding 3‑1: **algemene** opbouw firmware MORE systeem, met een afhankelijkheid aanduiding. |

De module opbouw zoals weergegeven in afbeelding 3‑1 is voor het grootste gedeelte logisch van opbouw en de functies zijn prima te begrijpen aan de hand van de naamgeving.

In bijlage 5.4.4 staat de globale gedragsbeschrijving van de embedded software. Dit is in het begin van het project uitgewerkt om een ontwerp op te baseren. Het ontwerp kan gebruikt worden voor toekomstige versies.

### Respiratie

Twee modules, namelijk *Respiratie* en *ECG,* behoeven nog iets meer uitleg. Deze modules zijn afhankelijk van de *timing* module. Het meten van de respiratie is direct afhankelijk van timing (tijd- en frequentie metingen). De respiratie wordt m.b.v. twee timers gemeten. De eerste timer is ingesteld in de *gated timer* modus. Als de bij deze timer toegewezen timerpin een opgaande flank ziet gaat er een interrupt af. In deze interrupt wordt een variabele opgehoogd. Een tweede timer leest op vaste tijdsintervallen deze variabele uit en zorgt dat de waarde wordt verwerkt in de functie *Respiratie\_CounterHandler*. In deze functie worden in een FIFO-buffer tien verschillende respiratiewaardes opgeslagen. De uiteindelijke respiratiewaarde is dus de som van tien respiratiewaardes, dit heeft een middelend effect op de data. Voor de kwaliteit van de data is in dit stadium van het project geen verdere signaalverwerking nodig.

#### Is er een proefpersoon?

Een belangrijke test in de werking van het MORE systeem is of er iemand is aangesloten aan het systeem. In het prototype zitten twee meetsystemen die toelaten dit te onderzoeken, namelijk de respiratie en de ECG-module. Deze laatste wordt in paragraaf 3.1.3.1 onderzocht.

De respiratie wordt, zoals in het begin van dit document is beschreven, geregistreerd aan de hand van frequentiewaarneming. De LC-kring (bestaande uit de respiratieband en een condensator) gaat oscilleren als deze is correct is aangesloten. Indien de band niet goed of niet is aangesloten oscilleert alleen de relaxatieoscillator. Deze heeft een veel lagere frequentie dan de LC-kring en dus een lage (respiratie)waarde tot gevolg. In de code is een functie verwerkt die een boolean teruggeeft die aangeeft of de respiratieband correct is aangesloten of niet. Deze functie wordt o.a. gebruikt om vast te stellen of een proefpersoon aanwezig is of niet.

### ECG

De ECG-module leest op vaste intervallen (namelijk elke milliseconde) de ADC uit waar de ECG-module aan gekoppeld is (zie afbeelding 2‑4). Deze waarde wordt opgeslagen in een buffer. Elke periode van de systeemtimer (tien ms) wordt de ECG-buffer verwerkt in door *ECG\_ProcessBufferedData* functie in de *ECG* module. Het uitlezen van de ADC gebeurt elke milliseconde en is in een paar clockcycles afgerond. Dit vormt geen bedreiging voor de systeemtimer.

#### Hartslagbepaling

Uit het ECG-signaal kan veel informatie worden gehaald. Een voorbeeld is de *hartrate* (hartslag) en de *hartslagvariabiliteit*. Er is nog veel meer ECG-gerelateerde informatie uit het ECG-signaal te halen, dit kan in de toekomst verder worden geïmplementeerd. De hartslag wordt bepaald zodat gedetecteerd kan worden of het apparaat wordt gebruikt of niet. Als deze data wordt gecombineerd met data van de andere sensoren (respiratie, accelerometer) kan betrouwbaar worden vastgesteld of een proefpersoon is aangesloten.

Het ECG-signaal heeft een offsetspanning van ongeveer 0,5 Volt (zie referentiespanning *VREF* in bijlage 5.4.3). Deze offsetspanning is essentieel in het bepalen of er een proefpersoon is aangesloten aan het meetsystem. Tijdens initiële testen met het ECG-circuit is gebleken dat zelfs bij een offsetspanning van 1 Volt of hoger, als niemand aan het systeem zit, het ECG-signaal ontzettend gaat oscilleren. Tijdens het oscilleren schiet de spanning elke periode (van de oscillatiefrequentie) onder de offsetspanning. Dit gebeurt niet als er een proefpersoon aan het systeem is aangesloten. Omdat gemakkelijk getest kan worden of het ECG-signaal onder de offsetspanning valt, kan ook gemakkelijk worden bepaald of er een proefpersoon aanwezig is. Dit is dan ook de reden waarom het ECG-signaal elke milliseconde wordt opgehaald. Om de oscillatiefrequentie te kunnen waarnemen moet snel genoeg worden bemonsterd. Waarschijnlijk zal de samplerate nog lager kunnen worden ingesteld, dit is niet verder getest.

Om de hartslag te bepalen worden een drietal verschillende aspecten bekeken, te weten:

* De tijd dat het ECG-signaal boven de offsetspanning is geweest.
* Of de afgeleide van het ECG-signaal (deltawaarde) boven een bepaalde drempelwaarde komt
* Of de frequentie van de deltawaarde binnen de grenzen van een hartslagfrequentie valt

Pas als aan bovenstaande voorwaarden is voldaan, wordt de hartslag berekend en weet het systeem zeker dat er een proefpersoon aan het meetsysteem is aangesloten. De drempelwaarde is bepaald door het deltasignaal te bestuderen.

### Style Guide

In de ontwikkeling van de firmware is gebruik gemaakt van een aangepaste styleguide. De styleguide is online te vinden via [5‑23]. De aanpassingen op de styleguide staan in een document *StyleguideAanpassingen.txt*. Dit document staat in de sourcecode. Het globale idee achter deze styleguide is dat code goed en zorgvuldig wordt becommentarieerd en de naamgeving logisch en duidelijk te onderscheiden is. Andere styleguides zullen ook vaak deze zaken beschrijven, echter deze styleguide is het meest in overeenstemming met wat de auteur duidelijk acht. YMIF hanteert zelf geen styleguide voor embedded software.

## PC-Software

In [Microsoft Visual Studio Express 2012](http://www.microsoft.com/visualstudio/eng/downloads), .NET4.0 is een programma genaamd *MORE reader* gemaakt. Dit programma had in eerste instantie de bedoeling om data, uit het prototype, grafische te kunnen weergeven voor controle doeleinden. In de loop van het project is het programma uitgegroeid tot een essentieel onderdeel van het project. Het programma is een opzet waarop toekomstige eindgebruiker software kan worden gebaseerd.

In afbeelding 5‑29 en afbeelding 5‑30 is de GUI van de MORE reader te zien. Het programma heeft de volgende functies en mogelijkheden:

* Uitlezen van het MORE meetsysteem
* Grafische weergeven van de data
* Het opslaan van data

Aanbevelingen voor functies die later nog moeten worden toegevoegd zijn:

* Instellen van het MORE meetsysteem
* Uitlezen van de SDCard
* Uitlezen van het MORE meetsysteem via USB
* Uitlezen en grafische weergeven van data van de SDCard

# Resultaten

In dit hoofdstuk wordt ingegaan op het globale verloop van het project, het eindresultaat en of voldaan is aan de opdracht. In paragraaf 4.2 wordt ingegaan op aanbevelingen.

## De opdracht

Het project is begonnen met het ontwerpen en ontwikkelen van het respiratie- en het ECG-circuit. Het uitdenken, testen en vervaardigen van het respiratiecircuit verliep voorspoedig. Daarna is verder gegaan met het ontwerpen van het ECG-circuit. Om een goed beeld te krijgen van wat er op het gebied van ECG is, is gekeken naar ECG-circuits en onderzoeken m.b.t. ECG. Een paar onderzoeken vermeldde de mogelijkheid tot het contactloos registreren van ECG. Toen is besloten dit na te streven. Sommige onderzoeken vermeldde (delen van) schema’s die zijn gebruikt voor het ontwikkelen van het ECG-circuit. Eerst is een testontwerp gemaakt binnen YMIF zelf (zie afbeelding 5‑12). Na een aantal testen is een vervolg ontwerp gemaakt (zie afbeelding 5‑15 en afbeelding 5‑16). Dit ontwerp functioneerde een heel stuk beter (lees: het ECG-signaal werd beter waargenomen). Tot op dit punt in de ontwikkeling lukte het niet om het systeem contactloos te gebruiken, waarop is besloten het prototype te implementeren aan de hand van droge elektrodes. Na ontwikkeling van respiratie en ECG is begonnen aan het ontwerp van het prototype. Na vervaardiging van het prototype is een (embedded) software traject van enkele maanden doorlopen om tot het huidige systeem te komen.

### Minimale eisen

De opdrachtbeschrijving zoals vermeld in paragraaf 1.2 luidde:

*“Ontwerp en vervaardig een eerste opzet van een human measurement device met een IMU, temperatuursensor, ECG-sensor en een respiratie-sensor dat de data van de genoemde sensoren kan loggen en dat is voorzien van de mogelijkheid tot draadloze communicatie.”*

Uit de opdrachtbeschrijving is af te leiden dat de volgende componenten ten minste moeten werken op het prototype:

* IMU
* Temperatuursensor
* ECG-sensor
* Respiratie-sensor
* De mogelijkheid tot draadloze communicatie
* Loggen van data op een SDCard.

### Conclusie

Op het prototype zijn de volgende sensoren geplaatst:

* IMU (met een temperatuursensor)
* Magnetometer
* ECG-sensor
* Respiratie-sensor
* Bluetoothmodule
* Luchtvochtigheidssensor (met een temperatuursensor)
* Luchtdruk sensor (met een temperatuursensor)
* Loggen van data op een SDCard.

Alle in deze paragraaf genoemde sensoren kunnen worden uitgelezen. Let wel, dit is het uitlezen van ruwe data. Een voorbeeld, de temperatuursensor van de luchtvochtigheid sensor moet worden omgerekend met op te vragen coëfficiënten. Dit is nog niet van belang voor het prototype maar wel voor toekomstige ontwerpen (zie paragraaf 4.2). De data van deze sensoren kan tevens via bluetooth en UART worden verzonden naar een PC waar bijbehorende PC-software de data kan opslaan en grafisch weergeven.

Er is meer opgeleverd dan is gespecificeerd in de opdrachtbeschrijving. Zo zijn er extra sensoren toegevoegd en kan data worden verstuurd via UART en bluetooth. Het resultaat is een werkend prototype dat o.a. gebruikt kan worden voor demonstratie doeleinden en waarop toekomstige ontwerpen op kunnen worden gebaseerd.

## Aanbevelingen

In deze paragraaf worden alle bevindingen, ideeën en aanbevelingen behandeld voor toekomstige ontwerpen.

### Hardware aanbevelingen

* De PCB moet zo klein mogelijk worden gemaakt, zodat een patiënt zo min mogelijk last heeft van het meetsysteem. Hoe kleiner hoe beter.
* In plaats van een step-up converter wordt aangeraden een SEPIC-converter te gebruiken. Er is in eerste instantie gekozen voor een step-up converter omdat deze energiezuiniger is dan een SEPIC converter en omdat was beoogd in het prototype 2 AAA-batterijen te gebruiken (de spanning is dan lager dan 3,3 Volt). Echter is een step-up converter minder flexibel dan een SEPIC-converter.
* Er wordt aanbevolen het systeem te kunnen voeden via USB. Dit kan bijvoorbeeld via de vanwege de step-up converter nu niet mogelijk.
* De footprint van de µC is net iets te klein ontworpen, dit moet nog worden aangepast.
* De gekozen fuse van 500mA tussen de voeding en de converter is te laag gekozen. De gebruikte zekering moet worden aangepast op de maximaal te verwachten piekstromen van maximaal 1A.
* In het prototype is de silkscreen tekst binnen de component ruimte geplaatst. Op een toekomstig PCB ontwerp moet de silkscreen, zoals het hoort, buiten de component ruimte worden geplaats.
* Grotere buttons gebruiken, de huidige buttons zijn erg klein en niet praktisch. In een toekomstige versie moeten er tevens headers op de print worden gezet voor buttons, zodat de buttons in de behuizing kunnen worden geïntegreerd.

|  |
| --- |
| http://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/d/db/MicroB_USB_Plug.jpg  Afbeelding 4‑1: USB micro connector. |

* De niet gebruikte pinnen van de µC altijd verbinden met headers zodat in de prototype fase gemakkelijk iets getest kan worden.
* Er moeten goed afgeschermde ECG-connectoren op de PCB worden bevestigd in plaats van ‘open en bloot’ liggende pads.
* Voor het ECG-circuit geschikte connectoren zijn USB micro connectoren (zie afbeelding 4‑1). USB kabels zijn, meestal, afgeschermd en bestaan uit 5 draden, precies genoeg voor de ECG-elektroden. Daarnaast is er op de ECG-elektroden plaats voor kleine SMD-USB-micro connectoren.
* Als de ECG-connectoren een plek krijgen toegewezen op een toekomstige PCB moet rekening worden gehouden met hoe de PCB aan de proefpersoon wordt bevestigd.
* Er moet ook een GPS aan het circuit worden toegevoegd zodat een absolute locatie van de proefpersoon kan worden bijgehouden.
* De sensoren van de magnetometer en IMU moeten bij voorkeur midden op de PCB worden geplaatst. Als de PCB dan in het midden van de behuizing wordt geplaatst, zal in de software weinig tot geen rekening hoeven worden gehouden met asymmetrisch geplaatste sensoren (t.o.v. de proefpersoon).
* Er is in plaats van de IMU (de MPU-6000) nu ook een IMU en magnetometer sensor verkrijgbaar de MPU-9050. Hoewel dit een dure sensor is zitten er 9 verschillende sensoren in één package wat ten goede komt van het aantal secundaire componenten en datalijnen en de totale grootte van de PCB.
* Er moeten pull-up of pull-down weerstanden worden bevestigd aan de SPI-lijnen.
* Een kleinere microSDCard connector zou de totale grootte van de PCB ongeveer 15% ten goede komen.
* Het ECG-circuit kan nog een stuk kleiner worden gemaakt door componenten strategischer te plaatsen..
* De gebruikte kabels van het ECG-circuit (USB-kabels) zijn veel te dik en zitten in de weg. Dikkere kabels zijn stugger wat het testen van de elektroden niet ten goede komt. De huidige kabels zijn ongeveer 4.5mm dik. Een gewenste dikte is ongeveer 2.5 mm.
* In een toekomstig ontwerp moeten de ECG-elektroden worden verwerkt in een band. Indien USB-connectoren worden gebruikt, kunnen de ECG-elektroden stevig worden verwerkt in de respiratieband waardoor de dikte van USB-kabels minder van belang is.
* In het prototype wordt de shielding van de ECG-kabels niet gebruikt. Dit is verkeerd en moet op een toekomstig ontwerp wel plaatsvinden.
* In een toekomstig ontwerp moet elk onderdeel of component dat geen slaapmodus heeft, ten aanzien de energiebesparing, hardware-matige aan of uit te schakelen zijn.
* De magnetometer werkt op dit moment op een vraag-antwoord basis. Tijdens het ontwikkelen van de code is gebleken dat dit een onbetrouwbare modus is. De ‘continue’ meetmodus van de magnetometer moet worden gebruikt.
* Er zit op de PCB geen aan/uit knop. In de tweede versie van het schema is een ‘soft-on’ latch toegevoegd waarmee het meetsysteem aangezet kan worden. De µC kan zichzelf, en daarmee het hele systeem, uitzetten.
* Op de toekomstige versie moet een battery-management systeem worden toegevoegd, zodat het systeem bijvoorbeeld opgeladen kan worden via USB. Veel Li-Ion batterijen hebben een under-voltage protection circuit ingebouwd, zodat hier geen rekening mee hoeft te worden gehouden.
* De µC heeft ingebouwde USB-functionaliteit die nu nog, vanwege de step-up converter, niet gebruikt wordt. De USB-functionaliteit kan worden uitgewerkt zodat het meetsysteem bijvoorbeeld via USB kan worden uitgelezen of ingesteld.
* In de huidige oplossing is de buskabel in de respiratieband (die dient als spoel) vast genaaid aan de elastische band. Omdat door de buskabel is genaaid wordt de duur waarmee de respiratieband kan worden gebruikt, beperkt. Hier is een oplossing voor verzonnen waarbij de buskabel door gleuven in de elastische band wordt geleid (zie afbeelding 2‑11).
* Er moet nog ZIGBEE communicatie aan het systeem worden toegevoegd voor extra ‘draadloze’ sensoren zoals voetstapschakelaars.
* In het huidige ontwerp zijn alle mogelijke communicatie pinnen van de bluetooth module gebruikt. Dit is niet nodig. Alleen de RXD en TXD communicatielijnen zijn benodigd.
* Er kan worden uitgezocht op welke andere, voor de proefpersoon comfortabele, wijze een echte gasuitwisseling kan worden geregistreerd (CO en O2) uitgifte.
* Er zijn nog meer sensoren interessant voor onderzoekers of sporters die kunnen worden toegevoegd, denk aan: doorbloeding, bloeddruk, stappenteller, etc.
* De plaatsing van de respiratieband connector moet meer ruimte overlaten voor benodigde elektrische componenten.

### Fouten in (ontwikkeling van) prototype

* De shutdown pin van de barometer is niet aangesloten, dit moet in een toekomstige versie worden aangepast.
* De RTCC werkt niet, behalve als de capaciteit van de bijbehorende condensatoren wordt verhoogd. In een toekomstig ontwerp moet de capaciteit van het horlogekristal worden verhoogd naar 12 pF.
* Op een prototype board moeten zowel UART-RXD als UART-TXD dedicated connectoren zitten. Op het prototype zat één vooraf bedachte RXD pin.
* De dedicated SPI-bus van de µC werkt niet. Dat heeft heel veel tijd gekost. Ook de fabrikant Microchip heeft geen idee wat er aan de hand is, en heeft gezegd geen tijd te hebben om uit te zoeken wat mis is. In een toekomstig ontwerp moet de dedicated SPI-bus niet meer worden gebruikt.

### Software aanbevelingen

* Er is nog geen full-duplex communicatie tussen de PC-sofware en het meetsysteem geintegreerd. Dit moet nog worden toegevoegd.
* Met full-duplex communicatie kan voordat data wordt verstuurd een informatie header worden verstuurd met alle gegevens voor het omrekenen van data.
* Na het toevoegen van full-duplex communicatie zou de PC-software in theorie het meetsysteem kunnen aanpassen of instellen.
* Er is nog geen CRC-functie ingebouwd zodat gestuurde pakketten kunnen worden gecontroleerd op fouten
* Na het toevoegen van full-duplex communicatie kunnen verkeerd gestuurde pakketten worden gecontroleerd op fouten en eventueel opnieuw worden aangevraagd.
* Er moet nog een Android-app worden geschreven zodat het systeem kan communiceren met bijvoorbeeld een smart-phone zodat deze kan dienen als display en als logger.
* De software en de firmware moet nog worden aangepast, zodat er full-duplex communicatie kan plaatsvinden. Hierdoor kan de embedded software een headerpakket sturen naar de PC-software zodat de ruwe data van het systeem door de pc-software kan worden omgerekend.
* In de software kan nog meer informatie worden berekend of bepaald. Zo kan er uit het ECG-signaal nog veel meer informatie worden gehaald.
* Omdat er veel sensoren in het prototype zitten, kan worden onderzocht of de combineerde informatie van verschillende sensoren kan worden gebruikt om fouten of vreemde meetwaardes (bijvoorbeeld als een ECG-elektrode heel eventjes geen signaal heeft geregistreerd) te herstellen.
* Uitzoeken waarom de respiratiewaarde zich vreemd gaat gedragen bij een andere aanroepfrequentie en timing.
* Hartslagbepalingsalgoritme zo aanpassen dat na een x-aantal correct gedetecteerde hartslagen de hartslag pas wordt doorgegeven.
* Het implementeren van de MFA van Seb Madgwick.

### Nog te testen

* Gedrag van de ECG-elektroden bij veel zweten.
* Testen van lineariteit van de respiratieband bij lineair uitrekken.
* Kalibreren van de respiratieband tegen een spirometer en betrouwbaarheid onderzoeken.
* Kijken of impedantie plethysmografie kan worden toegepast m.b.v. de ECG elektrodes als alternatief voor de respiratieband.
* Testen of verandering van de longimpedantie invloed heeft op de huidige respiratie meetwijze.
* Aan het respiratiecircuit de mogelijkheid toevoegen tot het kortsluiten van de respiratieband zodat deze zeker gaat oscilleren.
* Er moet nog worden uitgezocht hoe de ECG-elektroden in de respiratieband kunnen worden verwerkt.

### Overwegingen

* Condensatoren aan de button verbinden voor eventuele hardware-matig ontdendering. De ontdendering wordt nu in de software afgehandeld middels een ontdenderinterrupt.
* In de gebruikte µC (dsPic33E256MU806) zit een comparator ingebouwd. Het zou mogelijk moeten zijn, na hardware remapping, de interne comparator te gebruiken in plaats van een externe comparator (respiratiecircuit). Als dit zou werken, wordt er bespaard op een component.
* De op het prototype aanwezig montage gaten kunnen in toekomstige ontwerpen worden weggelaten. Een PCB kan namelijk in de behuizing worden ingeklemd. Dit vereist wel nauwkeurig samenwerking tussen de ontwikkelaar en behuizingontwerpen.
* Op dit moment wordt een systeemklok van 30 Mhz gebruikt, dit kan met deze µC nog een stukje hoger worden, wat ten nadele komt van het energieverbruik. Hier kunnen nog testen mee worden gedaan.
* Het loggen van de SDCard beïnvloedt de timing van het systeem. Dit is vanzelfsprekend ongewenst omdat het loggen het meten niet negatief mag beïnvloeden. Er moet worden uitgezocht hoe het loggen van data naar de SDCard zo kan plaatsvinden zonder dat de systeemtiming onregelmatig wordt. De voorkeur van de auteur gaat uit naar oplossing met gedistribueerde intelligentie, met andere woorden meerdere µC’s. Dit is de meest eenvoudige oplossing.
* Testen in wat voor mate de samplefrequentie van de ADC (tijdens het ophalen van het ECG-signaal) kan worden terug geschaald.

# Bijlagen

## Bronnen

5‑ <http://www.imagesco.com/sensors/stretch-sensor.html>

5‑2 What does inductance plethysmography really measure?, P. Martinot-lagarde et al. Journal of applied Physiology, 1988, 64:. 41749-1756

5‑3 Measurement of thoracoabdominal asynchrony: importance of sensor sensitivity to cross section deformations, Journal of applied Physiology, 2000, 88: 1295-1302,200

5‑4 Piezoelectric sensor vs. Respiratory inductive plethysmograph, Marvin A. Sackener et al. J. Appl. Physiol., 90:403-404,2001

5‑5 Thesis, signal processing methods for non-invasive respiration monitoring, L. Mason, Trinity College, Michaelmas 2002

5‑6 M. Folke et al, Critical review of non-invasive respiratory monitoring in medical Care, Med. Biol. Eng. Comput., 2003, 41, 377-383.

5‑7 <http://nl.wikipedia.org/wiki/Elektrocardiogram>

5‑8 <http://en.wikipedia.org/wiki/QRS_complex>

*5‑9* <http://nl.ecgpedia.org/wiki/Grondbeginselen>

5‑10 Microchip, application notes, [AN1375](http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/CTMU%2001375a.pdf), See What You Can Do with the CTMU

5‑11 <http://www.fis.uc.pt/data/20062007/apontamentos/apnt_134_6.pdf> (driven right leg)

5‑12 Wireless Non-contact Cardiac and Neural Monitoring, Yu M. Chi et all, Wireless Health 2010, October 5-7

5‑13 A Low-Noise, Non-contact EEG/ECG Sensor, T.J. Sullivan et all, IEEE Xplore

5‑14 Wireless Non-contact EEG/ECG electrodes for body sensor networks, Yu M. Chi et al, <http://www.isn.ucsd.edu/pubs/>

5‑15 Wireless and non-contact ECG measurement system – the ‘’ Aachen SmartChair’’, A. Aleksandrowicz et al, Acta Polytechnica vol. 47, 4-5/2007

5‑16 Automatic signal appraisal for unobtrusive ECG measurements, J. Schumm et al, International journal of bioelectromagnetism, vol. 12, No. 4, pp. 158-164, 2010

5‑17 <http://www.allaboutcircuits.com/vol_3/chpt_8/8.html>

5‑18 The Biomedical Engineering Handbook, Second Edition. 2 Volume Set, Edited by Joseph D . Bronzino, CRC Press 1999, ISBN: 978-0-8493-8594-0

5‑19 [Method for objective assesment of physical work load at the workplace, H.J. bussert et al, Ergonomics, 1998, vol. 41, NO. 10, 1519-1526](https://www.mcroberts.nl/files/a1998ergo11.pdf)

5‑20 [Measuring functional abilities of patiënts with knee problems: rationale and construction of the DynaPort knee test](https://www.mcroberts.nl/files/k02esska.pdf), N. van den Dikkenberg et al. Knee Surg, Sports Traumatol, Arthrosc, 2002, 10:204-212

5‑21 [Activity Monitoring for Assessment of Physical Activities in Daily Life in Patiënts With Chronic Obstructive Pulmonary Disease](https://www.mcroberts.nl/files/Fabio%20Pitta%20APMR%2086%2010.pdf), Fabio Pitta et al. Arch. Phys. Med. Rehabil., vol 86, Oktober 2005.

5‑22 <https://www.mcroberts.nl/articles/67>

5‑ <http://www.esacademy.com/assets/docs/softwarestyleguide.pdf>

## Respiratie

In deze bijlagen staan korte beschrijvingen van testen die vooraf gegaan zijn aan het uiteindelijke respiratiecircuit. Er wordt onderscheidt gemaakt tussen testen en metingen. Onder testen wordt verstaan: handelingen om de grootte van een component of de werking van een circuit te controleren. Onder metingen wordt verstaan: het verkrijgen van data van een onderdeel van een circuit of een eigenschap van een sensor ter controle of ter vergelijking waar berekeningen aan kunnen worden uitgevoerd.

### Respiratie testen

Er zijn een aantal verschillende testen uitgevoerd waarin het aantal windingen en draaddiktes zijn gevarieerd en zijn verwerkt in een elastische band. Tijdens de testen is de band aangesloten aan het oscillatiecircuit en is gemeten wat de frequentie van de output is bij maximale in- en uitademing van de auteur. Om eventuele verschillen in de uitvoering van de ademhaling te beperken, zijn de testen een aantal malen achter elkaar uitgevoerd en de resultaten gemiddeld. De resultaten van deze testen zijn weergegeven in onderstaande tabel (met bijbehorende afbeeldingen: afbeelding 5‑1 t\m afbeelding 5‑4). In de onderstaande tabel zijn bij de testen met draaddiktes van 0.065 mm een spoel van 45 in serie geplaatst.

|  |  |  |  |  |  |  |  |  |
| --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- | --- |
| Tabel 5‑1: testen aan zelfgebouwde inductie respiratiebanden bij verschillende draaddiktes, windingen en bij maximale uit- en inademing ten einde het bepalen van de eigenschappen van de respiratieband voor het gebruik in een oscillatiecircuit. | | | | | | | | |
| Nr. | Eigenschappen |  |  |  | Band+circuit (kHz) | |  |  |
|  |  |  |  |  | max. inademing | max. uitademing |  |  |
| 1 | straal draad | 0.065 | mm | Testen: | 335.35 | 335.5 |  |  |
|  | lengte | 1980 | mm |  | 335.48 | 335.66 |  |  |
|  | golfjes | 31 | x |  | 335.42 | 335.62 |  |  |
|  | winding | 1 | x |  | 335.4 | 335.6 |  |  |
|  |  |  |  |  | 335.4 | 335.59 |  |  |
|  |  |  |  |  | 335.41 | 335.58 |  |  |
|  |  |  |  | gem. | 335.41 | 335.59 | in Hz | % |
|  |  |  |  | verschil gem. | 0.18 |  | 182 | 0.0054 |
| 2 | straal draad | 0.4 | mm | Testen: | 336.34 | 336.64 |  |  |
|  | lengte | 1980 | mm |  | 336.35 | 336.62 |  |  |
|  | golfjes | 28 | x |  | 336.38 | 336.72 |  |  |
|  | winding | 1 | x |  | 336.4 | 336.67 |  |  |
|  |  |  |  |  | 336.39 | 336.66 |  |  |
|  |  |  |  |  | 336.39 | 336.67 |  |  |
|  |  |  |  | gem. | 336.38 | 336.66 | in Hz | % |
|  |  |  |  | verschil gem. | 0.29 |  | 288 | 0.0086 |
| 3 | straal draad | 0.065 | mm | Testen: | 339.25 | 343.2 |  |  |
|  | lengte | 1980 | mm |  | 339 | 342.4 |  |  |
|  | golfjes | 26 | x |  | 339.4 | 342.7 |  |  |
|  | winding | 5 | x |  | 338.9 | 342.2 |  |  |
|  |  |  |  |  | 338.8 | 342.7 |  |  |
|  |  |  |  |  | 339 | 342.8 |  |  |
|  |  |  |  | gem. | 339.06 | 342.67 | in Hz | % |
|  |  |  |  | verschil gem. | 3.61 |  | 3608 | 0.1059 |
| 4 | straal draad | 0.4 | mm | Testen: | 406.9 | 416.42 |  |  |
|  | lengte | 1980 | mm |  | 406.72 | 415.47 |  |  |
|  | golfjes | 31 | x |  | 406.08 | 415.47 |  |  |
|  | winding | 5 | x |  | 405.36 | 415.33 |  |  |
|  |  |  |  |  | 406.8 | 414.9 |  |  |
|  |  |  |  |  | 405.6 | 414.16 |  |  |
|  |  |  |  | gem. | 406.24 | 415.29 | in Hz | % |
|  |  |  |  | verschil gem. | 9.05 |  | 9048 | 0.2203 |
| Gemeten met de PM 6671 high resolution timer/counter 120 MHz | | | | | | | | |

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| Afbeelding 5‑1: Meting 1, inductieve respiratieband met spoeldraad, enkele wikkeling. | Afbeelding 5‑2: Meting 2, inductieve respiratieband met normaal draad, enkele wikkeling |
|  |  |

Uit tabel 5‑1 blijkt dat meting 4 de beste resultaten geeft. Daar is het verschil in frequentie bij maximale in- en uitademing is bij deze meting het grootst. Er wordt de aanname gedaan dat elke in- en uitademing precies hetzelfde is gegaan.

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| Afbeelding 5‑3: Meting 3, inductie respiratieband met spoeldraad, 5 wikkelingen. | Afbeelding 5‑4: Meting 4, inductieve respiratieband met bandkabel, 5 wikkelingen. |

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 5‑5: monostabiele multivibrator, gebouwd met  de [falstad](http://www.falstad.com/circuit) simulator |

### Omzetten van frequentie

De opbouw van het respiratiecircuit vereist dat een frequentie wordt gemeten óf dat de frequentie wordt omgezet naar een beter te meten grootheid. In de onderstaande sub paragrafen worden de onderzochte conversies kort behandeld.

#### Omzetting m.b.v. een monostabiele multivibrator

De frequentie omzetting kan op een aantal verschillende manieren worden gedaan. De meest eenvoudige oplossing wordt verkregen door het slim dimensioneren van een monostabiele multivibrator opgebouwd m.b.v. een NE555 (afbeelding 5‑5).

De monostabiele multivibrator (MMV) geeft bij een puls op de trigger ingang een puls op de outgang met de periode:

|  |  |
| --- | --- |
|  | [ 5‑1] |

Als de basisfrequentie bedraagt en bij maximale in- en uitademing varieert van tot dan kan de MMV gedimensioneerd worden met:

|  |  |
| --- | --- |
|  | [ 5‑2] |

Uit simulaties (zie afbeelding 5‑6) is gebleken dat dit een ongewenste offset spanning geeft plus een minieme verandering van de gefilterde uitgangsspanning van enkele 100ste Volts[[23]](#footnote-23). Dit is meetwijze die veel versterking en dus extra componenten nodig heeft om tot een bruikbaar signaal te komen.

#### Omzetting m.b.v. een PLL

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 5‑6: PLL |

Een andere vorm van omzetting zou het gebruikmaken van een PLL zijn. Een PLL (zie afbeelding 5‑6) kent talloze toepassingen waaronder frequentie demodulatie. Door de PLL af te stemmen op de oscillatiefrequentie van het circuit, zou bijvoorbeeld de gemiddelde spanning op de uitgang van de buffer kunnen worden gemeten. Ook hier geldt dat er sprake zou zijn van een ongewenste offset-spanning en minieme spanningsveranderingen[[24]](#footnote-24).

#### Conclusie

De voorgaande twee paragrafen behandelen een andere manier om een verandering van frequentie om te zetten naar een andere grootheid. Er wordt frequentie omgezet naar een spanning. Het nadeel van deze methodes is dat ze kleine spanningsverandering tot gevolg hebben. Hoewel deze spanningsverandering eenvoudig versterkt zou kunnen worden, is hij in vergelijking met de *frequency counting* methodeminder praktisch. Immers, de frequentie kan direct worden waargenomen door de µC.

## ECG

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 5‑7: moderne ‘Ymif’ klok |

In deze bijlagen staan de stukken, documenten die zijn samengesteld tijdens de ontwikkeling van het ECG-circuit. Er zijn wat testen uitgevoerd met de kompasklok(bijlagen 5.3.1) om te onderzoeken of simpele capacitieve sensoren gebruikt kunnen worden als ECG-sensoren.

### Testen kompasklok

Ymif Engineering heeft voor de electronica beurs “[Het Instrument 2012”](http://www.hetinstrument.nl/2012/) een gadget ontworpen en gemaakt. Deze gadget wordt binnen Ymif ‘het klokje’ genoemd. De vorm van het klokje komt dan ook overeen met een ouderwetse pendulum die mensen vroeger op hun schoorsteen hadden staan (zie afbeelding 5‑7).

Het klokje bevat twee knoppen (A en B, zie afbeelding 5‑7). De werking van deze knoppen is gebaseerd op verandering van de capaciteit van een metaal oppervlak als bijvoorbeeld een vinger er op drukt. De technologie is gebaseerd op de [mTouch™](http://www.microchip.com/en_us/technology/mtouch/) technologie van Microchip. *Tijdens de ontwikkeling van het meetsysteem is onderzocht of de capacitieve werking van de knoppen van het klokje gebruikt kunnen worden voor het registreren van een ECG-signaal.*

#### Werking [mTouch™](http://www.microchip.com/en_us/technology/mtouch/)

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 5‑8: de CTMU |

Als binnen de zeer uitgebreide website van [Microchip](http://www.microchip.com) wordt gezocht naar mTouch™ worden verschillende technieken behandeld om een verandering van een capaciteit waar te nemen. De techniek die Microchip het meest heeft geïmplementeerd, is de CTMU of *Charge Time Measurement Unit* [5‑10]. Dit is een technologie die in sommige microcontrollers van Microchip is ingebouwd. De werking is gebaseerd op het feit dat het aanraken van een capacitieve sensor er voor zorgt dat de capaciteit verandert. Deze verandering zorgt voor een waarneembare spanningsverandering.

De CTMU is opgebouwd uit een stroombron en een aantal logica blokken (zie afbeelding 5‑8). Om een capacitieve aanraaksensor te maken, hoeft slechts een sensor (afgeschermd metaal oppervlak) aan de A/D Converter (ADC) te worden aangesloten. De werking is dan als volgt:

1. De stroombron laadt de capacitieve sensor op met een bepaalde stroom en voor een bepaalde tijd.
2. De condensator wordt vervolgens met een multiplexer verbonden met de ADC en wordt langzaam ontladen.
3. De ADC meet de spanning over de condensator.

De door de ADC gemeten spanning kan worden beschreven met:

|  |  |
| --- | --- |
|  | [ 5‑3] |

Als de tijd (frequentie waarmee wordt gemeten) en de stroom constant zijn, kan vergelijking [ 5‑3] worden herschreven naar:

|  |  |
| --- | --- |
|  | [ 5‑4] |

De overige onbekende in vergelijking [ 5‑4] is de capaciteit. Echter is deze onbekende voor een capacitieve aanraak toepassing niet erg van belang, gezien een algoritme moet bepalen of de capaciteit is veranderd.

#### Testen

|  |
| --- |
|  |

Om te onderzoeken of het klokje gebruikt kan worden voor ECG-toepassingen is de bestaande code van het klokje aangepast en een bestaand C#-programma aangepast om het klokje uit te lezen via USB. De aanpassingen bestonden, wat betreft het klokje, uit het verwijderen van niet gebruikte code om het programma wat efficiënter te maken ten aanzien van het uitlezen van de capacitieve knoppen. Ook is de snelheid waarmee één knop werd uitgelezen, verhoogd tot ongeveer 1.3 kHz. Ook de resolutie van de waardes die naar de PC worden gestuurd, is verhoogd.

Er is geëxperimenteerd met de grootte van de oplaadstroom (I), dit is namelijk de parameter die kan worden ingesteld. Deze oplaadstroom is intern in drie standen te regelen, namelijk: 55 µA, 5.5 µA en 0.55 µA. Als de condensator wordt opgeladen met de hoogste stroom (55 µA) wordt bijna geen verschil waargenomen in de verandering van de spanning bij het stevig indrukken van de knoppen (zie afbeelding 5‑9)[[25]](#footnote-25). Het bereik is daar slechts 2527 in vergelijking met de instelling van de stroombron op 5.5 µA (zie afbeelding 5‑10), daar is het bereik 26658. Hoe groter het verschil tussen de waarde bij het indrukken en niet-indrukken des te gevoeliger de capacitieve sensor (condensator) is voor aanraking.

|  |  |
| --- | --- |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\TEST SENSOREN\ECG\Klok\metingen\meting4.jpg | G:\AFSTUDEERSTAGE\TEST SENSOREN\ECG\Klok\metingen\meting2.jpg |
| Afbeelding 5‑9: meetresultaten bij stroombron van 55 uA en het willekeurig indrukken van de knoppen. | Afbeelding 5‑10: meetresultaten bij stroombron van 5,5 uA en het willekeurig indrukken van de knoppen. |

Als de stroombron op de laagste stand wordt ingesteld zijn de resultaten niet veel beter (zie afbeelding 5‑11). Bij deze instelling is het bereik slechts 1639.

|  |
| --- |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\TEST SENSOREN\ECG\Klok\metingen\meting3.jpg |
| Afbeelding 5‑11: meetresultaten bij stroombron van 0,55 uA en het  willekeurig indrukken van de knoppen. |

De optimale instelling (de meest gevoelige instelling) zit in de buurt van de instelling op 5,5 µA. De stroomsterkte van de constante stroombron kan nog worden gevarieerd tussen +62% en -62% met stappen van ongeveer 4%. Het variëren van deze stappen rond 5,5 uA leverde geen significant verbeterd resultaat op. Uiteindelijk is het klokje in de meest gevoelige stand tegen de borstkas gedrukt (in de buurt van het hart) en is gekeken of een hartslag o.i.d. werd waargenomen. Dit is op een tal van manieren getest maar geen manier gaf een signaal wat in de buurt kwam van een ECG-signaal. De conclusie is dat de mTouch™ technologie niet te gebruiken is voor ECG-registratie.

### Ontwerp 1: testprint

Aan de eerste testprint zijn een dingen gecontroleerd:

|  |
| --- |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\COMPONENTEN\ECG\AFBEELDINGEN\ECG_ontwerp1.jpg  Afbeelding 5‑12: realisering testontwerp. Links onder; elektrodes, recht boven; de ECG-hub. |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\COMPONENTEN\ECG\TESTEN\TEST_CONTACTLOOS\ontwerp1\TESTEN\DrogeElektrode_AC_niet-afgeschermde kabels.bmp  Afbeelding 5‑13: hartslag , droge elektrodes niet afgeschermde kabels. |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\COMPONENTEN\ECG\TESTEN\TEST_CONTACTLOOS\ontwerp1\TESTEN\DrogeElektrode_AC_niet-afgeschermde kabels_110nf.bmp  Afbeelding 5‑14: hartslag, droge elektrodes afgeschermde kabels. |

* Of er één willekeurige Vref-spanning is vast te stellen
* Of de Vref-spanning lokaal (op de actieve elektrode) is te regelen
* Of de grootte van de ingangscondensator (zie afbeelding 2‑19, C2 en C1) invloed heeft op het waargenomen ECG-signaal
* Of de versterking verbeterd/aangepast kan worden op de actieve elektrode
* Wat de invloed is van het vergroten/verkleinen van de afstand tussen sensor en shield

Na realisering (zie afbeelding 5‑12) zijn de bovenstaande punten getest en is het ontwerp op verschillende punten meerdere keren aangepast. De testen zijn ten aanzien van de tijd niet ‘officieel’ uitgevoerd en dus niet voorzien van testrapporten en verslagen. De voornaamste bevindingen worden hieronder gepresenteerd.

#### Testen

Uit de testen is gebleken dat de referentiespanning zeer flexibel kan worden ingesteld zonder dat het ECG-signaal verdwijnt. De Vref-spanning kan het beste op één plek worden afgegeven, namelijk op de hub. Indien de referentiespanning lokaal op de elektrode wordt gemaakt, geeft dat veel storing in een mate waarop het signaal niet meer kan worden gebruikt. Bovendien heeft dit het nadeel dat er kleine spanningsverschillen kunnen zijn tussen de lokale Vref-spanningen op de verschillende elektroden, die later voor problemen kunnen zorgen. De spanningsdeler linksboven in afbeelding 2‑19 kan dus niet worden gebruikt, als lokale referentiespanning.

Het ECG-apparaat kan zowel symmetrisch als asymmetrisch gevoed worden. Uit de testen is gebleken dat een symmetrische voeding de beste resultaten geeft[[26]](#footnote-26), maar anders is het circuit niet onbruikbaar.

De opzet van het testontwerp is zo dat zowel ‘contactloze’ als ‘droge’ testen kunnen worden uitgevoerd. Uit de testen is gebleken dat de actieve elektrodes als ‘droge’ elektrodes een ECG-signaal zien. Als de elektrodes worden gebruikt als contactloze elektrodes wordt er hoofdzakelijk storing waargenomen. Dit komt doordat in de contactloze implementatie het ECG-signaal wordt overheerst door 50 Hz storing. Deze storing wordt aanzienlijk verminderd door het fysiek aanraken van de GND-elektrode. Dat maakt dat de registratie dan niet meer contactloos is.

Tijdens de testen zijn de kabels helemaal afgeschermd. Dit had echter niet het verwachte resultaat (zie afbeelding 5‑13 en afbeelding 5‑14). De verschillen tussen de afgeschermde en niet afgeschermde variant zijn miniem. De conclusie die hieruit kan worden getrokken is dat de shielding van alleen de kabels, slechts een kleine verbetering oplevert. De storing die wordt opgevangen door het testcircuit komt dus niet van slechte shielding maar vanwege de opbouw en het ontwerp.

Als de versterkingsfactor van de opamps van de elektrodes werd verhoogt, kon geen ECG-signaal meer worden waargenomen door saturatie van de opamps. Tijdens het testen is besloten geen extra testen te doen met verschillende afstanden tussen shield en sensor. Deze keuze is gebaseerd op het feit dat shielding *altijd* zo dicht mogelijk op hetgeen moet zitten wat de shielding nodig heeft.

#### Conclusies

De voornaamste conclusie is dat de testprint niet kan worden gebruikt voor contactloze ECG-registratie. Bij ‘droge’ ECG-registratie wordt in ieder geval een ECG-karakteristiek waargenomen. Het signaal blijft overduidelijk voorzien van storing en dus is dit eerste ontwerp nog niet optimaal. Dit komt naar alle waarschijnlijkheid door het niet optimale ontwerp van de testprint. Het ontwerp moet namelijk ook geschikt zijn voor testdoeleinden wat ten koste gaat van de werking. Ook het gebruik van lange niet afgeschermde kabels zal een flink aandeel hebben in de waarneming van ruis.

### Ontwerp 2

Het tweede ontwerp is gebaseerd op het testontwerp maar met een aantal aanpassingen. Het ontwerp is zo optimaal mogelijk ontworpen tegen storing. Dat wil zeggen dat alles zo klein mogelijk is gehouden (zie afbeelding 5‑16). De elektroden zijn vervaardigd in een 4-laags variant voor een optimale shielding (zie afbeelding 5‑15 en tabel 2‑2)[[27]](#footnote-27).

Er is een railsplitter (TLE2426CD) toegevoegd. Zodat er van een batterij een bipolaire voeding gemaakt kan worden. De gebruikte opamps hebben meer optimale specificaties (betreffende CMRR en PSRR) bij een bipolaire voeding. Ook is een subtractor toegevoegd om het verschilsignaal van de twee elektroden te verkrijgen. De subtractor zorgt tegelijkertijd voor een extra common mode onderdrukking. Het schema van de elektroden is praktisch hetzelfde gebleven als in ontwerp 1, op een paar condensatoren na, en wordt hier niet opnieuw afgebeeld.

|  |  |
| --- | --- |
|  |  |
| Afbeelding 5‑15: elektrodes versie 2 | Afbeelding 5‑16: hub versie 2 |

#### Resultaten ontwerp 2

|  |
| --- |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\FOTO's\ECG\V2\Capacitief.bmp  Afbeelding 5‑17: resultaat ECG als deze capacitief wordt gebruikt. Het signaal wordt verzadigd met ruis/storing. |
|  |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\FOTO's\ECG\V2\GroundElektrodeAanraken.bmp  Afbeelding 5‑18: capacitieve implementatie van elektrodes met het aanraken van de actieve ground elektrode. Het ECG-signaal is goed terug te zien. |
| G:\AFSTUDEERSTAGE\FOTO's\ECG\V2\ElektrodeFysiekContact.bmp  Afbeelding 5‑19: uitvoering waarbij alle elektrodes op de huid worden gedrukt. |

Volgens de eerder beschreven onderzoeken zou het mogelijk moeten zijn puur capacitief een ECG-karakteristiek waar te nemen. De actieve ground elektrode zou dan voor onderdrukking moeten zorgen aan de hand van capactieve koppeling. De in het onderzoek beschreven resultaten worden wederom niet waargenomen bij het tweede ontwerp (zie afbeelding 5‑17). Als tussen de elektroden[[28]](#footnote-28) een T-shirt zit, terwijl de elektroden stevig tegen het lichaam worden aangedrukt, wordt nog steeds hoofdzakelijk storing gezien. De in de onderzoeken beschreven effecten van de capacitieve koppeling van de ground elektrode kunnen niet worden gereproduceerd.

De resultaten veranderen significant als de ground elektrode wordt aangeraakt (zie afbeelding 5‑18). In dat geval komt de hartslag duidelijk in beeld. Echter is deze implementatie niet contactloos te noemen omdat de ground elektrode alsnog contact moet maken met de huid.

De beste resultaten worden behaald als alle elektroden contact maken met de huid (zie afbeelding 5‑19). In dit signaal is de maximale amplitude van het ECG-signaal twee keer zo groot en is de storing minimaal. Een bijkomend voordeel van deze implementatie is dat het ECG-signaal weinig tot geen last ondervindt van bewegingsartefacten. Pas bij zeer intensieve bewegingen zal het ECG-signaal minder bruikbaar worden.

*Aanvulling achteraf:*

*De reden waarom capacitief gekoppelde elektrodes een slecht resultaat gaven, was omdat het ECG-circuit aan een voeding zat. De voeding was verbonden met de ground net als de proefpersoon. De proefpersoon en het circuit vormde samen een grondlus die zoveel storing gaf dat de actieve ground dit niet kon beperken. Dat betekent dat het circuit wél te gebruiken is als de elektrodes capacitief zijn gekoppeld.*

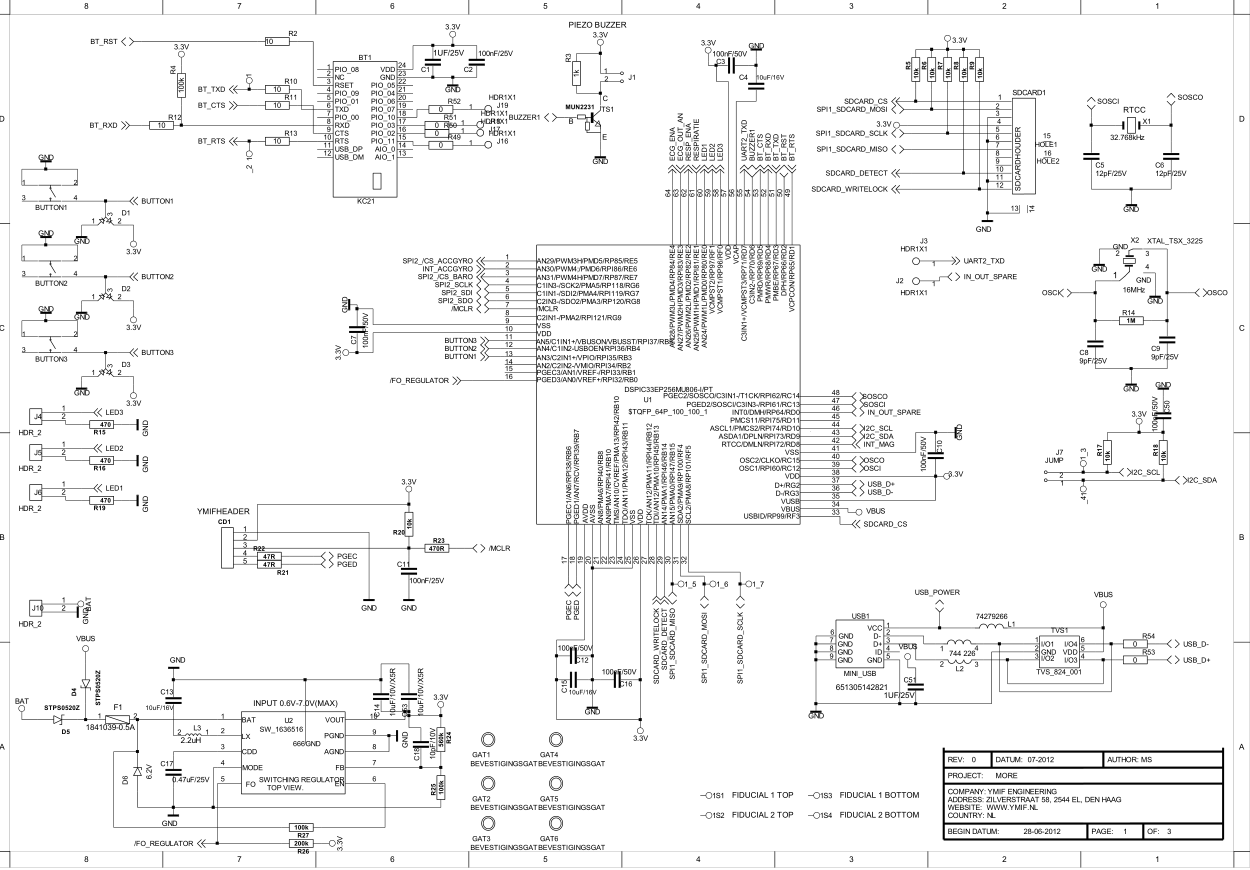
|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 5‑20: plaatsing van de elektroden. In oranje is  opstelling A weergegeven. In het paars opstelling B. Het  gelde vakje laat opstelling C zien. Het groene vakje laat de  locatie van de GND-elektrode zien. |

### Plaatsing elektroden

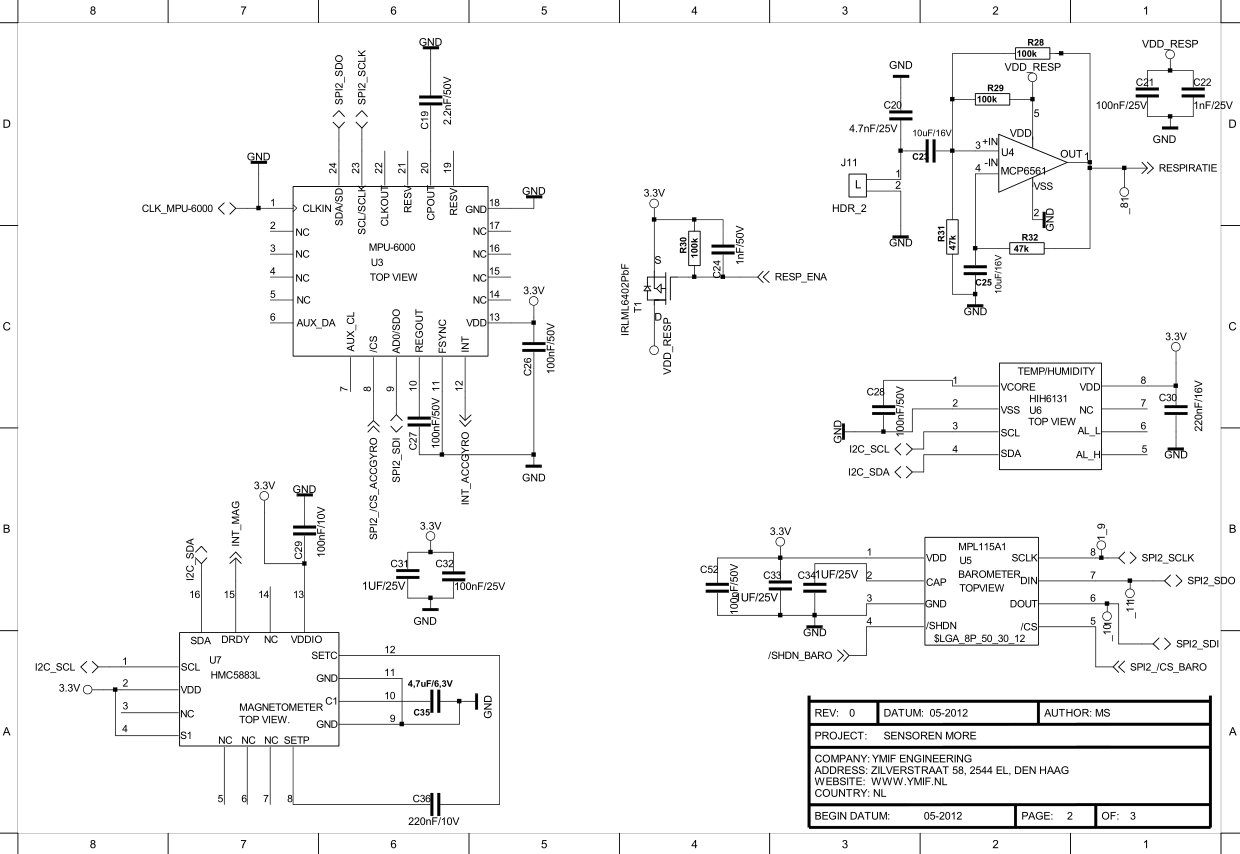
In afbeelding 5‑20 is te zien wat de gebruikte opstellingen van de elektrodes zijn geweest. Er zijn drie verschillende opstellingen gebruikt. Opstelling A is verticale opstelling, de elektroden zijn op het midden van de borstkas geplakt één boven en één onder de tepellijn. Opstelling B is een opstelling waar de elektroden aan de linkerkant van het lichaam (zie afbeelding 5‑20) zitten. En opstelling C is opstelling waarbij de elektroden vanuit het midden naar de rechterkant van de borstkas zijn geplakt. Geheel aan de rechterkant van de borstkast is de ground elektrode geplaatst op de ribben. Deze opstelling komt vermoedelijk het meest overeen met de uiteindelijke meetopstelling in het MORE meetsysteem.

## Schema

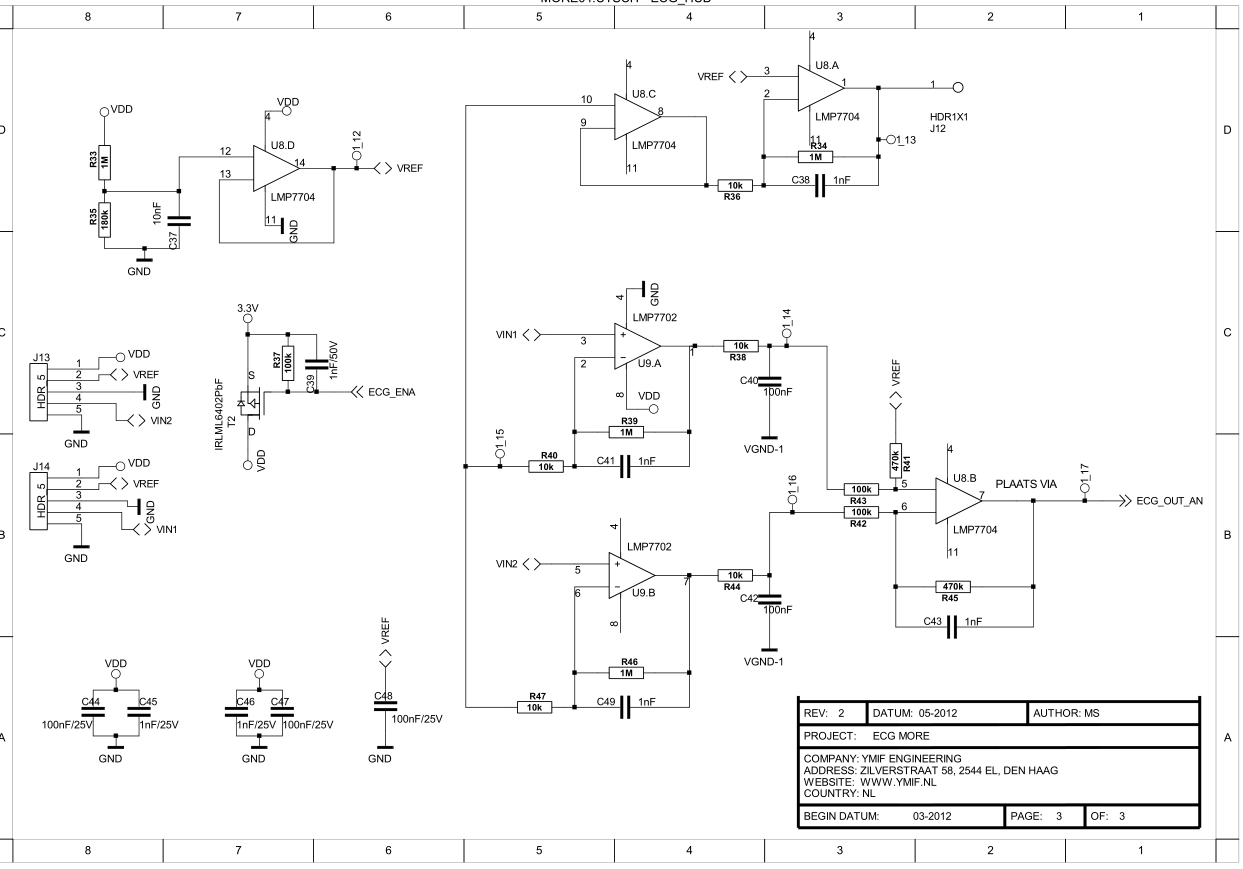
### Hoofdprint



### Schema sensoren



### ECG-schema



### Globaal gedrag embedded software

In het begin van het project is uitgewerkt hoe het gedrag van de firmware opgebouwd zou moeten zijn. Hoewel dit nog niet is verwerkt (gezien eerst een prototype is ontwikkeld) zou een toekomstig ontwerp op deze gedragsbeschrijving kunnen worden gebaseerd. De schema’s zijn simpele flowcharts en zijn te zien in afbeelding 5‑21 t\m afbeelding 5‑25. In afbeelding 5‑21 staat de globale opbouw van de flowcharts in afbeelding 5‑22 t\m afbeelding 5‑25. Weergegeven.

|  |  |
| --- | --- |
| Afbeelding 5‑21: gedrag top-level. | Afbeelding 5‑22: initialisatie. |

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑23: check, controle onderdelen van MORE meetsysteem. |
| Afbeelding 5‑24: meten. |
| Afbeelding 5‑25: loggen of verzenden van data |
|  |

## Gebruiken van het prototype

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑26: aansluiten van het prototype.  C:\Users\stage\AppData\Local\Microsoft\Windows\Temporary Internet Files\Content.Word\IMG_20121113_164840.jpg |
| Afbeelding 5‑27: Scherm van Toshiba bluetoothdrivers nadat de bluetooth  Van het MORE meetsysteem is gevonden. |

Dit is een beschrijving van hoe het prototype moet worden gebruikt en is hoofdzakelijk bedoeld voor YMIF.

#### Benodigdheden

* Het MORE Meetsysteem (prototype)
* Twee AA-batterijen
* LED's, om de status van het meetsysteem te kunnen controleren
* Respiratieband
* PC, met software *MORE reader* en .NET versie 4.
* Bluetooth stick, met bijbehorende drivers
* Of een UART2USB-converter (verdient niet de voorkeur)

#### Werkwijze bluetooth

1. Sluit de batterijen en de LED’s aan volgens afbeelding 5‑26. Als het goed is, gaat de groene LED knipperen.
2. Stop de Bluetoothstick in de PC en zorg dat de drivers zijn geïnstalleerd.
3. Afhankelijk van welke bluetoothstack (Windows, Toshiba, etc.) wordt gebruikt, moet de procedure worden doorlopen om de bluetoothmodule van het meetsysteem te vinden. In het geval van de Toshiba bluetoothstack moeten alle bestaande verbindingen worden verwijderd (belangrijk) en moet op *Nieuwe verbinding* worden gedrukt. Vervolgens moet worden gekozen voor *Snelle modus*. Klik in de lijst met gevonden bluetooth apparaten *MORE BLUETOOTH* aan.
4. Als het goed is gegaan zie je afbeelding 5‑27.
5. Start *MORE reader* op en selecteer in de lijst met beschikbare COM-poorten de COM-poort van de bluetoothstack.
6. Als deze COM-poort niet meer bekend is kan ook met de rechtermuisknop op het icoontje in afbeelding 5‑27 worden gedrukt en vervolgens op *Detail* daar staat nog eens welke COM-poort wordt gebruikt.

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑28: bevestiging Toshiba Bluetoothstack dat er verbinding gemaakt kan worden.  Op Ja drukken. |

1. De baudrate staat standaard goed ingesteld. Indien, om wat voor reden dan ook, dit niet zo is, moet een baudrate van 460800 worden gekozen.
2. Druk op de button **Connect**.
3. Wacht tot de bevestiging afbeelding 5‑28 en druk op **Ja**.

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑29: MORE reader |

1. Als de data niet goed wordt weergegeven (zoals in afbeelding 5‑29) kunnen de volgende twee zaken niet goed zijn ingesteld:
2. Baudrate
3. Het aantal metingen dat per transmissie wordt doorgestuurd

De baudrate moet, zoals eerder beschreven, op 480600 staan. In de menubalk van de *MORE reader* bij *Beeld* kunnen nog twee vensters worden geopend. Namelijk een dataweergave venster en het venster in afbeelding 5‑30. Rechtsonder in afbeelding 5‑30 staat daarboven de tekst: *Aantal metingen keer*. Het getal in de tekst box, daar direct onder, moet 4 zijn.

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑30: settings of besturingsvenster van de MORE reader. |

#### Werkwijze UART2USB

Sluit een UART2USB converter aan, zodat de RXD pin van de converter is verbonden met de header J3 (zie ook afbeelding 5‑31).

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑31: het MORE meetsysteem aangesloten via UARTC:\Users\stage\AppData\Local\Microsoft\Windows\Temporary Internet Files\Content.Word\IMG_20121113_171638.jpg |

1. Sluit de batterijen en de LED’s aan volgens afbeelding 5‑26. Als het goed is, gaat de groene LED knipperen.
2. Start de *MORE reader* op en selecteer de COM-poort van de UART2USB converter.
3. Druk op *Connect.*

## Behuizing

|  |
| --- |
| Afbeelding 5‑32: behuizing plus deksel |
| Afbeelding 5‑33: behuizing en deksel in een opstelling zoals ze samengevoegd  moeten worden. |
| Afbeelding 5‑34: kromming van de behuizing. |

Er zijn een aantal behuizingen in SolidWorks 2012 ontworpen. Hier onder zijn een aantal afbeeldingen van de laatste versie van de behuizing weergegeven ten tijde van het afronden van deze scriptie (zie afbeelding 5‑32 en afbeelding 5‑33).

Het ontwerp is gebaseerd op het prototype. Omdat toekomstige versies van het prototype een heel stuk kleiner kunnen, zal het ontwerp van de behuizing ook een heel stuk kleiner kunnen.

In de behuizing zitten een drietal sleuven. Deze sleuven zijn bedoeld voor de draagbanden. Er is geen tekening gemaakt van hoe de uiteindelijke draagbanden moeten komen.

De kant van de behuizing die tegen het lichaam komt is, enigszins gerond (zie afbeelding 5‑34). Dit komt het comfort van het dragen ten goede.

De behuizingen kunnen ook online, van alle kanten, worden bekeken. Klik op één van de onderstaande items en gebruik de volgende gegevens:

**Inlognaam**: [yoflippo@gmail.com](mailto:yoflippo@gmail.com)

**wachtwoord**: ymif

* [deel 1](https://ymifengineering.teamplatform.com/webgl/file3d?id=235514&v=2)
* [deel 2](https://ymifengineering.teamplatform.com/webgl/file3d?id=235521&v=1)
* [deel 3](https://ymifengineering.teamplatform.com/webgl/file3d?id=235519&v=1)

In

afbeelding 5‑35 zijn ter volledigheid de maten van de behuizing weergegeven. De presentatie van de afmetingen, is dan ook niet volgens de norm.

|  |
| --- |
|  |
| Afbeelding 5‑35: een weergave van de afmetingen van de behuizing in millimeters.Boven de behuizing, onder het deksel. |

1. Dit geldt in principe ook voor bluetooth, maar omdat bluetooth relatief veel energie kost en er meestal een pairproces moet plaatsvinden is Zigbee een meer geschiktere standaard voor de genoemde doeleinden. [↑](#footnote-ref-1)
2. Dan kan het MORE meetsysteem niet alleen voor fysiologische doeleindes worden gebruikt maar tevens voor gangbeeldanalyses. [↑](#footnote-ref-2)
3. Dit is mechanisch bij te stellen, zodat bij maximale in- en uitademing de afstandsverandering wordt afgesteld op het registratiebereik van de [APDS-9801](http://nl.farnell.com/avago-technologies/apds-9801/proximity-ambient-light-sensor/dp/1897192?Ntt=apds-9801). [↑](#footnote-ref-3)
4. Verandering van het oppervlak (dwarsdoorsnede) van de borstkas [↑](#footnote-ref-4)
5. Oftewel, dat er een symmetrische voeding in de schakeling is verwerkt [↑](#footnote-ref-5)
6. In afbeelding 2‑8 is het schema getekend met drie 100k weerstanden, dit geeft het spanningsverschil van 3,33-1,66=1,66 Volt. Dit spanningsverschil kan veel kleiner worden gemaakt terwijl de LC-kring blijft oscilleren. [↑](#footnote-ref-6)
7. Merk op dat er een verschil is tussen hartslagdetectie en Elektrocardiografie (ECG). Bij de laatste wordt de hartactiviteit in een grafiek afgebeeld. Hartslag is niets anders dan het aantal R-pieken per minuut, beat-per-minute. [↑](#footnote-ref-7)
8. Met *extremiteiten* worden de armen en benen van een proefpersoon bedoeld. [↑](#footnote-ref-8)
9. Dus niet ECG. [↑](#footnote-ref-9)
10. Metingen aan spieractiviteit. [↑](#footnote-ref-10)
11. Volgens de eerder genoemde onderzoeken. [↑](#footnote-ref-11)
12. Ookwel, driven right leg design genoemd omdat in vroegere toepassingen het common-mode signaal werd teruggevoerd via het rechterbeen. [↑](#footnote-ref-12)
13. EMG, EEG, EOG en ECG. [↑](#footnote-ref-13)
14. Elk kanaal is bipolair en heeft dus twee uiteindes. [↑](#footnote-ref-14)
15. Dit is niet helemaal waar, want kanaal C van de MM heeft andere specificaties dan kanalen A&B. [↑](#footnote-ref-15)
16. Software van TMSI. [↑](#footnote-ref-16)
17. Met *TMSI data* wordt de ECG-data van de gouden standaard bedoeld en met *Ymif data* wordt de data van de YEC bedoeld. [↑](#footnote-ref-17)
18. Er zou sprake kunnen zijn van een ground-loop en er zou dus stroom tussen de actieve-ground elektrodes kunnen lopen. Omdat deze elektrodes dicht op elkaar zijn geplaatst, zal de interferentie minimaal zijn. [↑](#footnote-ref-18)
19. Later in de discussie, en uit bijlagen 5.3.3.1, wordt duidelijk dat er wel capacitief of contactloos ECG kan worden geregistreerd. [↑](#footnote-ref-19)
20. De assen van zowel de gyroscoop als accelerometer wijzen in precies dezelfde richting. [↑](#footnote-ref-20)
21. Althans niet in een situatie met maar één IMU en magnetometer. Het [Xsens](http://www.xsens.com/) systeem kan dit wél! Zij maken gebruiken tegelijkertijd vier of meer IMU’s en magnetometers in combinatie met geavanceerde computer modellen en kunnen daardoor, met een afwijking van slechts 1%, afstand, locatie (als de beginlocatie is bekend) en oriëntatie meten. [↑](#footnote-ref-21)
22. Firmware is hetzelfde als Embedded software, de termen worden in dit document door elkaar gebruikt en er wordt hetzelfde mee bedoeld. [↑](#footnote-ref-22)
23. De ongewenste offset spanning kan natuurlijk met een koppelcondensator worden weggewerkt. [↑](#footnote-ref-23)
24. Dat blijkt uit meerdere Falstad simulaties. [↑](#footnote-ref-24)
25. In afbeelding 5‑9 *t\m* afbeelding 5‑11worden grafieken afgebeeld die weergeven wat de reactie van de mTouch™ technologie is bij het stevig indrukken van de pads A en B van het klokje. De wisselingen in de grafieken (hoog->laag en laag->hoog) worden veroorzaakt door het afwisselend indrukken van de pads. [↑](#footnote-ref-25)
26. Dit is bepaald door te kijken op welke manier het ECG-signaal het beste binnenkomt. Volgens de datasheet van de versterker is de CMRR is het hoogst bij een bipolaire voeding. [↑](#footnote-ref-26)
27. Een van de tussenlagen dient als een shieldings-laag. [↑](#footnote-ref-27)
28. De twee ECG-elektroden plus de actieve ground elektrode. [↑](#footnote-ref-28)