

TECH FOR FUTURE

Centre of Expertise HTSM Oost

Inventarisatie Textiel- Integreerbare Sensoren voor SaxShirt

Wilco Bonestroo
November 2013



Inventarisatie Textiel- Integreerbare Sensoren voor SaxShirt

Auteur:	Dr.ir. W.J. (Wilco) Bonestroo	w.j.bonestroo@saxion.nl
Verschijningsdatum:	November 2013 (layout aangepast in juni 2014)	
Betrokken partijen:	Saxion, lectoraat Ambient Intelligence	
Contact:	Dr.ir. W.B. (Wouter) Teeuw	w.b.teeuw@saxion.nl



Inhoudsopgave

1. Inleiding	4
1.1 Probleemstelling	5
1.2 Onderzoeksmethode	5
2. State of the Art	6
2.1 Relevante Onderzoeksprojecten	6
2.2 Algemene Principes	8
2.3 Beschikbare Technieken Hartslag	9
2.4 Beschikbare Technieken Ademhaling	13
2.5 Beschikbare Technieken Temperatuur	16
2.6 Commerciele Producten	18
3. Conclusies en Aanbevelingen.....	22
4. Geciteerde werken	23



1. Inleiding

In het SaxShirt project wordt een comfortabel shirt ontwikkeld waarmee fysiologische aspecten van de drager kunnen worden gemeten, zonder dat de drager daar extra inspanning voor hoeft te leveren. Dergelijke technologieën noemen we Zero Effort Technologies (Baecker, 2011). De belangrijkste fysiologische aspecten die in eerste instantie gemeten gaan worden zijn: 1) temperatuur, 2) hartslag en 3) ademhaling.

Het project is gestart in september 2013. Het doel is om in oktober 2014 een praktisch demonstratiemodel te hebben van het shirt waarmee de mogelijkheden van de huidige technologie kunnen worden gedemonstreerd. Het is belangrijk dat het shirt niet alleen comfortabel zit, maar ook robuust en eenvoudig te wassen en reinigen is. Voorafgaand aan dit project zijn er al verscheidene onderzoeken en ontwikkelingen geweest om mogelijkheden voor het shirt te onderzoeken. Om een definitief implementatieplan te kunnen opstellen voor het huidige project, was er behoefte om nog eenmaal een korte verbredende onderzoeksfase uit te voeren. Dit rapport is het resultaat van deze fase. Na de verbredende fase zijn in november 2013 besluiten genomen en is begonnen aan de implementatie van het demonstratiemodel. De belangrijke momenten staan in onderstaand overzicht:

- Oktober 2013: Start SaxShirt Project
- November 2013: Vaststellen Plan van Aanpak (PvA) voor implementatie
- Juli 2014: Afronden implementatie
- Oktober 2014: Oplevering eerste demonstratiemodel SaxShirt

Dit rapport beschrijft de state-of-the art van technieken waarmee bovenstaande fysiologische aspecten kunnen worden gemeten. Het doel van dit rapport is om een overzicht van in textiel-integreerbare fysiologische sensoren te geven. Dit overzicht dient als basis en discussiestuk voor het PvA voor de implementatie en kan worden gebruikt als introductie voor nieuwe medewerkers op het SaxShirt project.



1.1 Probleemstelling

Om een Plan van Aanpak (PvA) op te kunnen stellen is er binnen het SaxShirt project behoefte aan een overzicht van de opgedane kennis en van de state of the art op het gebied van in textiel-integreerbare fysiologische sensoren. Concreet is er binnen het project behoefte aan antwoorden op de volgende vragen:

1. Welke andere relevante onderzoeksprojecten zijn er?
2. Welke andere relevante commerciële producten zijn er op de markt?
3. Met behulp van welke technologieën kunnen de fysiologische aspecten ademhaling, hartslag en lichaamstemperatuur worden gemeten?

Essentiële aspecten bij de verschillende technieken is 1) de draagbaarheid, 2) de integreerbaarheid in textiel en 3) de wasbaarheid.

1.2 Onderzoeksmethode

Voor het verkennen van de state of the art zijn we begonnen met desk-research. We hebben daarbij op drie terreinen materiaal verzameld: IEEE Xplore en ScienceDirect (voornamelijk artikelen vanaf 2003), websites van aanbieders van sensoren/systemen, algemene zoekmachines.

De verzamelde informatie is in de verschillende hoofdstukken beschreven en per techniek is een schatting gemaakt van de toepasbaarheid voor het SaxShirt project. Deze schatting is gemaakt door de technieken te beoordelen op de aspecten: resultaten, draagbaarheid, comfort en wasbaarheid. Bij resultaten is gekeken naar de kwaliteit van de meetresultaten. Bij draagbaarheid wordt gekeken of de sensoren klein genoeg zijn om in een shirt te verwerken. Bij comfort hebben we gekeken naar het gebruikscomfort van de techniek. Bij wasbaarheid hebben we beoordeeld of de techniek gemakkelijk te reinigen en wassen is.



2. State of the Art

2.1 Relevante Onderzoeksprojecten

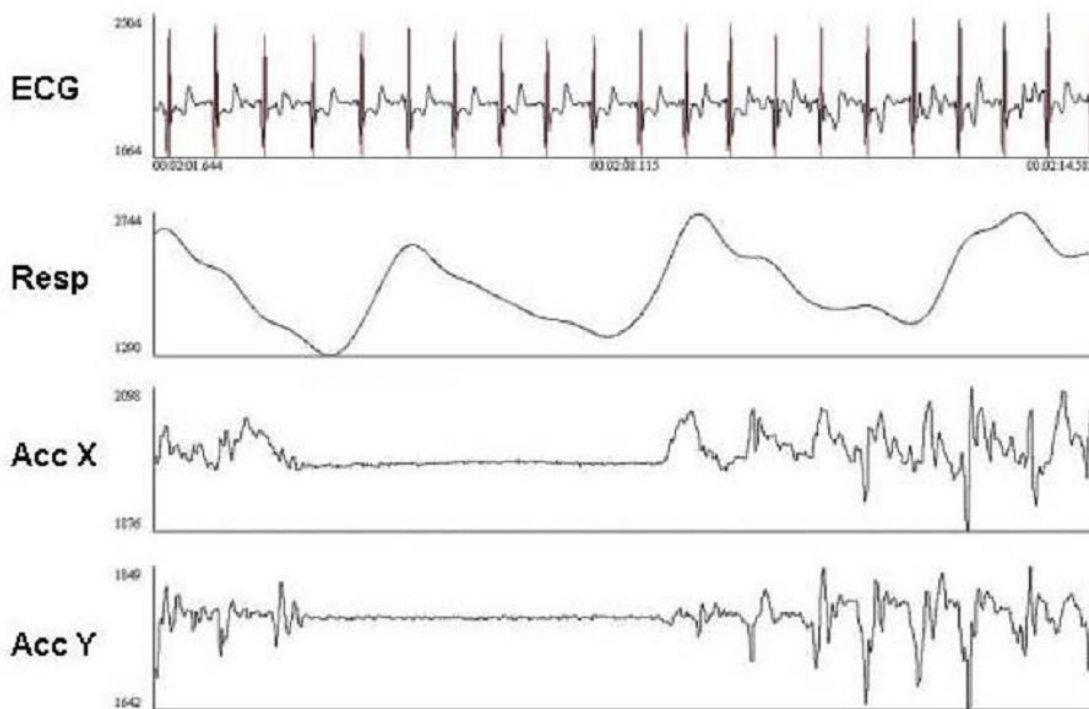
Er zijn talloze onderzoeksprojecten waarbij sensoren in een shirt of in kleding zijn verweven. In deze paragraaf beschrijven we de resultaten van dergelijke projecten. Catrysea, Puers, Hertleer, Van Langenhove, van Egmond en Matthys (2003) beschrijven de integratie van textiele sensoren in een zogenaamd “wireless monitoring suit”, waarmee hartslag en ademhaling kan worden gemeten. De door hen gebruikte sensoren zijn textiele sensoren (m.a.w. ze zijn volledig gemaakt van garens) en daarom goed te integreren in een shirt. De gemeten ECG signalen hadden veel last van ruis van o.a. beweging van de proefpersoon. Na bandpass filtering waren de signalen bruikbaar om een hartslag te bepalen. Het nadeel van de filtering is dat je ook goede signalen verliest. Uit een vooronderzoek dat binnen Saxion is uitgevoerd kwam ook naar voren dat ECG signalen zeer snel verstoord worden door bewegingen en dat er zeer goede filtering nodig is om een bruikbaar signaal te krijgen (Wonnink & Bonestroo, 2013).

Voor het meten van de ademhaling plaatsen ze een soort band om de proefpersoon. Deze band gaat als een spoel werken en door veranderingen in de diameter en de lengte van die spoel, variëren zowel de weerstand als de inductie. Deze aanpak wordt nader beschreven in paragraaf 2.4 Beschikbare Technieken Ademhaling.

Het WEALTHY systeem is ook gebaseerd op een draagbaar shirt waarin sensoren, elektroden en verbindingen in het textiel zijn verwerkt (Paradiso, Loriga, & Taccini, 2005). In dat project werden onder andere ECG en ademhaling gemeten op basis van 1) geleidende en 2) piezo-resistive garens om de stoffen te maken. De focus in het artikel ligt vooral op de techniek en de materialen van de elektrodes en de geleidende garens. Zo stellen de onderzoekers methoden voor om de zogenaamde “motion artifacts” te reduceren. Het artikel is een goed uitgangspunt voor de keuzes van elektrodes.



Bij het MagIC (Maglietta Interattiva Computerizzata) project is ook gekeken naar de resultaten van een sensorshirt bij beweging. Ze hebben daarvoor voor langere tijd metingen uitgevoerd bij proefpersonen die thuis waren, op het werk waren, onderweg waren en ze hebben ook onderzoek gedaan naar extremere activiteiten zoals parachutespringen. De eerste conclusie uit het project was dat ze voor de meeste activiteiten een goede kwaliteit van het signaal hadden. Interessant is dat ze zowel voor liggende personen (ECG data) als voor bewegende personen (RR interval) kwalitatief opvallend goede en mooie data rapporteren. De andere twee conclusies waren dat de onderzoekers 1) “arrhythmic events”, oftewel onregelmatige hartslag, en 2) een schatting van de gemiddelde hartslag correct konden bepalen.



Figuur 1 Data uit MagIC systeem

In een ander onderzoek werd een “wearable shirt” (sic) gemaakt om patiënten gedurende langere tijd, continu te kunnen monitoren (Sriram, Bharath Balaji, Elshin Joel, & Prasanna, 2010). In het project hebben de onderzoekers aangetoond dat je met relatief goedkope componenten een shirt met sensoren kan maken. Ze gebruikten bijvoorbeeld een lycra shirt om verstoringen door beweging te minimaliseren. De onderzoekers noemen twee technieken om stof te maken: “weft” en “warp”. Ze rapporteerden de beste resultaten met warp, omdat ze daarmee het minst last van beweging van de proefpersoon hadden. In het onderzoek worden afzonderlijke sensoren gebruikt die niet echt in het shirt zijn verweven.

Het laatste project dat we bekijken is een pakje voor babies. Coosemans, Hermans en Puers (2006) ontwikkelden een ECG shirt geleidende garens en antennes. Op de foto is een prototype te zien waarin de printplaat een zogenaamde FlexPrint is en de antenne bestaat uit garens.



Figuur 2 Prototype Babyshirt

2.2 Algemene Principes

Naast bovenstaande projecten is het boek “Zero-Effort Technologies” (Baecker, 2011) interessant. Het boek beschrijft ontwerpprincipes en –overwegingen voor technologie die weinig tot geen extra investering of moeite van de gebruiker vraagt. In het SaxShirt-project streven we naar een dergelijk product.

Het artikel “Wearable Technology for biomechanics: e-textile or micromechanical sensors” (De Rossi & Veltink, 2010) beschrijft de voor- en nadelen van textiele sensoren en MEMS sensoren aan de hand van een discussie. Het artikel richt zich vooral op beweging en fysiotherapie, maar er komt ook naar voren dat voor fysiologische verschijnselen de e-textiles een goede mogelijkheid zijn.

Interessant is het om te zien dat de meeste projecten die een dergelijk shirt maken de werking van het shirt “aantonen”, door de resultaten te vergelijken met een conventioneel referentiesysteem: de zogenaamde “gouden standaard”. Voor de hartslag wordt dan een klassieke (natte) ECG gebruikt en voor de ademhaling een spirometer. Voor de temperatuur worden methodes als



2.3 Beschikbare Technieken Hartslag

Elektrocardiogram (ECG)

Bij de conventionele methode van ECG metingen worden elektrodes zeer zorgvuldig op de huid bevestigd. De elektrodes worden vastgeplakt en soms van geleidende gel voorzien. De apparatuur meet vervolgens de differentiaalverschillen tussen de verschillende elektrodes. Het verslag van “Project Heartbeat” geeft een introductie in ECG (Wonnink & Bonestroo, 2013).

Dry Electrodes

Bij dry elektrodes hoeft er geen geleidende gel worden gebruikt en worden de elektrodes niet vastgeplakt. In principe geleiden dit soort elektrodes aanzienlijk minder goed en leveren daardoor een slechter signaal op met een slechtere signaal-ruis verhouding. Hoffmann en Ruff (2007) laten zien dat het signaal van “droge” elektroden van vergelijkbare kwaliteit kan zijn als dat van “natte” sensoren. De sensoren van Hoffmann en Ruff zijn ontwikkeld door het Fraunhofer Institute for Biomedical Engineering en kunnen in textiel worden verweven, ze zijn comfortabel voor de gebruiker en zijn wasbaar. De onderzoekers noemen de sensoren “biocompatible” en “biostable”.

Er zijn verschillende technieken voor droge elektroden. InOh et al. (2013) vergeleken twee verschillende “electrospun conductive nanofiber webs” en drie verschillende “metal plated fabrics” en vergeleken die met conventionele “natte” elektroden. Zij concludeerden dat de nanofiber webs vergelijkbaar zijn met natte elektroden. De Ag plated PVDF had daarbij de beste eigenschappen. De auteurs raden textiele nanofiber web elektrodes aan voor toepassingen waarbij niet alleen goede meetresultaten, maar ook flexibiliteit, comfort en duurzaamheid belangrijk zijn. Een andere techniek is die van geleidend rubber. Mulsteff en Such (2004) lieten goede resultaten zien met geleidend rubber. Bouwstra, Chen, Feijs en Oetomo vergeleken silver plated en gold printed en vonden dat silver plated elektroden de beste eigenschappen hadden. Vooral na wassen gaan gouden elektroden beduidend slechter geleiden (2010). Op basis van de hierboven beschreven artikelen blijft het lastig om te bepalen wat nu echt de meest geschikte elektroden zijn voor SaxShirt.

Er zijn drie zaken van belang bij de weerstand tussen een elektrode en de huid: temperatuur, druk op de sensor, vochtigheid. Door deze zaken te meten kan je ze meenemen in de filters voor de elektroden (Kim, Oliveira, Roethlingshoefer, & Leonhardt, 2010).

Coosemans, Hermans en Puers (2006) en Catryssea, Puers, Hertleer, Van Langenhove, van Egmond en Matthys (2003) gebruikten zogenaamde “textrodes”. Dit zijn droge elektrodes van geleidend textiel. Omdat textrodes een veel slechtere signal-to-noise ratio hebben raden de onderzoekers aan om een ECG met 3 elektroden en niet met 2 elektroden te doen. Als producten van textrodes worden BekinTex en Textronic genoemd.



Capacitieve elektroden

Naast de hiervoor beschreven elektroden waarbij direct contact met de huid wordt gemaakt, zijn er ook elektroden die geen direct contact met de huid hebben. Chi en Cauenberg (2010) en Arcelus, Sarar en Mihailidis (2013) beschrijven capacitieve sensoren die op een Printed Circuit Board (PCB) zijn geplaatst. De PCBs kunnen op het textiel worden geplaatst en kunnen ook door het textiel heen meten. Dergelijke sensoren worden vaak op een stoel of bed vastgemaakt. Andere studies richten zich meer op de draagbaarheid van dergelijke sensoren. Nemati, Deen en Mondal (2012) plaatsten bijvoorbeeld kleine capacitieve elektroden in een katoenen T-shirt, samen met een PCB voor de signal-processing. Zij concluderen dat het systeem vergelijkbaar is met conventionele methoden. Wang et al. (2013) beschrijft flexibele capacitieve elektroden gebaseerd op MEMS technologie. Zij concluderen dat de door hen ontwikkelde elektroden vergelijkbaar zijn met conventionele natte elektroden en dat de techniek een kwalitatief hoogwaardig ECG signaal op kan leveren.

Een andere studie beschrijft, volgens eigen zeggen, een “ultra-wearable” systeem waarbij elektroden geïsoleerd in textiel zijn opgenomen en dus geen direct contact maken met de huid (Komensky, Jurcisin, Ruman, Kovac, Laqua, & Husar, 2012). Ook deze studie liet zien dat de resultaten vergelijkbaar zijn met conventionele methoden. Daarnaast hebben ze laten zien dat ze ook ECG signalen konden meten terwijl de proefpersoon aan het lopen was. Uit de verschillende studies komt het algemene beeld naar voren dat capacitieve sensoren comfortabel in het gebruik zijn en vergelijkbare resultaten kunnen hebben als conventionele systemen. Om dergelijke sensoren wasbaar te maken kunnen ze worden “ingepakt”, omdat ze geen direct contact met de huid nodig hebben.

Geluid

Het geluid van de hartslag is te meten met bijvoorbeeld een klein microfoontje. In een wat oudere studie werd bijvoorbeeld een piezoelement als microfoon op de huid geplakt (Torres-Pereira, Ruivo, Torres-Pereira, & Couto, 1997). Om het signaal te verbeteren gebruikten de onderzoekers analoge bandpass filters en een versterker met feedback-loop. De versterker die ze gebruikten past zichzelf dus aan op basis van de signaalsterkte die hij meet. Ook werd de drempelwaarde om een hartslag te detecteren door het systeem zelf aangepast op basis van het signaal. In de conclusie beschrijven de onderzoekers expliciet dat het systeem mooie meetwaarden oplevert bij “patients at rest”. Ondanks dat het niet expliciet wordt genoemd, is de verwachting dat het systeem minder goed werkt wanneer personen gaan bewegen.

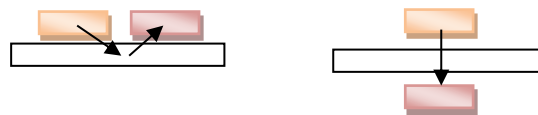


Beweging

Een balistocardiogram toont de bewegingen of trillingen van het lichaam veroorzaakt door de mechanische hartslag (Brueser, Stadlthanner, de Waele, & Leonhardt, 2011). Een dergelijke sensor kan je bijvoorbeeld in een bed plaatsen, maar je kan hem ook aan het lichaam bevestigen. Twee Saxion studenten hebben bijvoorbeeld geëxperimenteerd met een bewegingssensor op de borst (Bakker & Oosterlaar, 2013). Zij konden wel een hartslag bepalen wanneer iemand niet bewoog. Zodra een persoon begon te bewegen werd het signaal dusdanig verstoord, dat er geen hartslag meer te meten is. Ook door optische vezels (glasvezels) in stof te verweven kan je de beweging van de borst meten (D'Angelo, Weber, Honda, Thiel, Narbonneau, & Lüth, 2008; Dziuda, Lewandowski, Skibniewski, & Nowicki, 2010). Het grote voordeel van deze technologie is dat er geen verstoring door elektromagnetische velden en door het schuiven van de stof over de huid is. Dit is vooral van belang als een patiënt bijvoorbeeld in een MRI scanner ligt.

Optische Sensoren

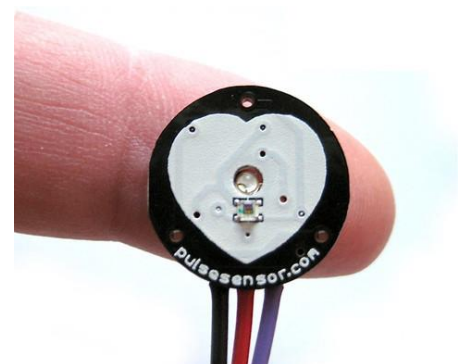
De hartslag kan ook worden bepaald door naar de saturatie van het bloed te “kijken”. In het ziekenhuis wordt dit gedaan door een soort wasknijper op je vinger te zetten. Het principe achter deze sensoren is dat de reflectie en adsorptie van licht van bepaalde golflengtes verandert met de hoeveelheid bloed in het weefsel en met de hoeveelheid zuurstof in dat bloed. Meestal kan een dergelijke sensor dan ook verschillende kleuren licht meten. Er zijn twee manieren waarop je de meting uit kan voeren: reflectief en transitief. Bij reflectief plaats je de lichtbron en de sensor aan dezelfde kant van het weefsel en meet je de reflectie. Bij transitief laat je het licht door het weefsel heen gaan.



Figuur 3 Reflectief en Transitieve metingen

Voor een shirt lijkt de meeste geschikte methode de reflectieve, omdat je bij de transitieve methode voldoende licht moet produceren om door het weefsel heen te kunnen “kijken”.

Het meten kan met behulp van een eenvoudige optische sensor, maar het kan ook met een standaard camera, bijvoorbeeld van een mobiele telefoon. Verschillende onderzoeksresultaten laten bijvoorbeeld zien dat het goed mogelijk is om met een standaard mobiele telefoon de hartslag te bepalen (Pelegris, Banitsas, Orbach, & Marias, 2010). Om tot goede meetgegevens te kunnen komen, gebruikten ook deze onderzoekers een methode waarbij de noise levels en de ruis automatisch worden aangepast op basis van de binnenkomende meetgegevens. Er zijn ook kant-en-klare optische sensoren te koop, zoals bijvoorbeeld de Pulse sensor, zoals in de afbeelding hiernaast te zien is.



Figuur 4 Pulse optische sensor



(UWB) Radar

Met behulp van radiogolven is het mogelijk om het signaal van de hartslag en ademhaling te detecteren. Dergelijke systemen worden over het algemeen niet op het lichaam geplaatst, maar ze worden in een ruimte geplaatst. Dit kan bijvoorbeeld in een kamer van een zieken- of verzorgingstehuis. Het is zelfs mogelijk om met een enkele radaropstelling zowel hartslag als ademhaling door een muur heen te meten (Chia, Leong, Sim, & Chan, 2005). Ondanks dat de resultaten indrukwekkend zijn, hebben we geen draagbaar versie van dergelijke systemen gevonden en is deze techniek niet relevant voor het huidige project.

Data Processing & Sensor Fusion

Een van de grote problemen bij het meten van de hartslag is dat het signaal heel erg zwak is en daarom flink moet worden versterkt. Een belangrijk onderdeel van de elektronica is dan ook de signaalversterking. Sriraam, Bharath Balaji, Elshin Joel en Prasanna (2010) gebruikten twee versterkers om tot een versterking van 58 dB te komen. Ook de artikelen van Choi en Jiang (Choi & Jiang, 2006) en Catryssea et al. (2003) geven gedetailleerde beschrijvingen van de gebruikte versterkers en filters. Omdat het signaal heel zwak is, heb je ook veel last van storing en ruis. Coosemans, Hermans en Puers (2006) benadrukken het belang van een goede analoge schakeling om het signaal te verbeteren.

Een tweede probleem bij contactloos meten van de hartslag is dat het signaal verstoord wordt door bewegingen van de gebruiker. Wartzek, Brueser, Walter en Leonhardt (2013) hebben laten zien dat je met sensor fusion van twee bronnen een robuuste schatting van de hartslag kan geven. Zij gebruikten capacitieve ECG sensoren, gecombineerd met optische pulse sensoren. Als de ene sensor geen goed signaal geeft, kan de andere sensor het overnemen. Op basis van de sensor fusion konden ze de verstoring in het signaal oplossen. In een veel gerefereerd artikel van Bouwstra, Chen, Feijs en Oetomo wordt een "Smart Jacket" voor baby's beschreven, waarmee ECG metingen gedaan kunnen worden op basis van droge elektroden (2010). Ze hebben als oplossing voor het slechte contact van een elektrode een groot aantal elektrodes in het systeem opgenomen. Zodra een elektrode dan geen goed contact maakt, kan het systeem op zoek naar een andere elektrode die dat op dat moment beter contact maakt. Hiermee introduceren ze een soort van redundantie in het systeem.

Overzicht Hartslag

Tabel 1 Overzicht Hartslag

Techniek	Resultaten	Draagbaar	Comfortabel	Wasbaar
Klassiek ECG	+	+	-	+
Droge ECG	+	+	+	+
Capacitieve ECG	+	+	+	+
Geluid	+/-	+	+	-
Beweging	+/-	+	+	-
Optisch	+	+	+	+/-
UWB Radar	+	-	n.v.t.	n.v.t.



2.4 Beschikbare Technieken Ademhaling

De meest betrouwbare methode (gouden standaard) voor het meten van ademhaling is het gebruik van een spirometer. Bij een spirometer adem je door een apparaat heen dat de luchtstroom meet.

Ook kan je met een sensor in de buurt van de neus naar de luchtstroom kijken. Dit kan bijvoorbeeld met een plastic optische fiber (Mohantyand & Kuang, 2010). Dergelijke methoden gebruiken bijvoorbeeld een fiber waarin een flapje heen en weer kan bewegen. Met dit principe is het mogelijk de luchtstroom te detecteren. Beide methoden zijn tamelijk ingrijpend voor de gebruiker en vallen daarom niet onder de noemen Zero-Effort Technology.



Figuur 5 Spirometer (Bron: Wikipedia)

Pulse-Oximeter

Hiervoor hebben we al beschreven dat je met pulse-oximeters de hartslag kan bepalen. Een pulse-oximeter meet je de verzadiging in het bloed. Door met geavanceerde algoritmes naar patronen in de verzadiging te kijken kan je naast uitspraken over de hartslag, ook uitspraken over de ademhaling doen (Johnston & Mendelson, 2004). Met pulse-oxi metingen is het dus theoretisch mogelijk om tegelijkertijd de hartslag en de ademhaling bepalen. De onderzoekers vonden dan metingen op het voorhoofd beduidend beter waren dan metingen op de vinger.

Beweging

Wanneer je ademt verandert de vorm van je borst en deze verandering kan je meten. In het Industrial Electronics Magazine van IEEE in de categorie "From Mind to Market" staat het artikel "Flat Knitted Sensors for Respiration Monitoring" (Loriga, Taccini, Pacelli, & Paradiso, 2007). De onderzoekers wilden hartslag, ademhaling en temperatuur meten met behulp van textiele sensoren. Het onderzoek vond plaats binnen het Europese FP6 project "Proetex". Bij de ontwikkeling waren draadbaarheid en gebruikersgemak belangrijke aspecten. Binnen het project werden twee prototypes ontwikkeld op basis van de verschillende principes: 1) weerstand in piezo-resistive weerstanden die uitrekken en 2) veranderende weerstand van de borst zelf bij ademen. De onderzoekers concluderen dat je met beide systemen de ademhaling kunt bepalen.



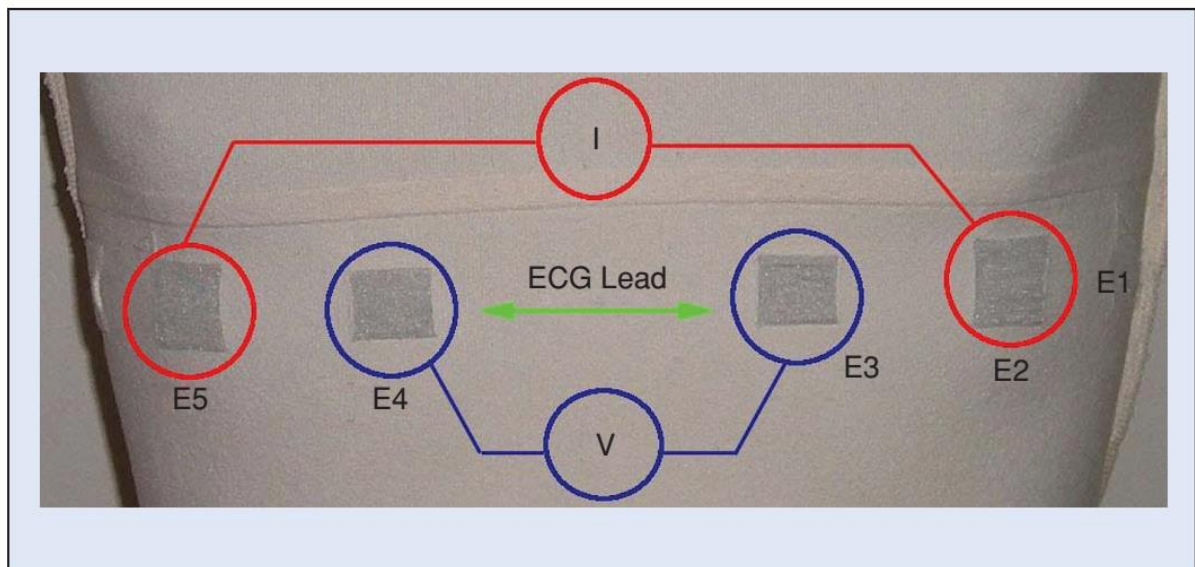
Figuur 6 Shimmer Platform (www.shimmersensing.com)

De methode met piezo weerstanden wordt veel gebruikt in recente studies. Polyvinylidene fluoride is bijvoorbeeld een piezo-elektrisch polymeer waarvan de weerstand verandert



zodra je kracht op het materiaal uitoefent (Choi & Jiang, 2006; Chiu, Lin, Wangb, Huang, & Wua, 2013). In een andere studie werden verschillende piezo-resistive sensoren met elkaar vergeleken (Rovira, Coyle, Corcoran, Diamond, Stroiescu, & Daly, 2011). De onderzoekers gebruikten het Shimmer platform om de weerstand van de sensoren te meten. Uit hun onderzoek kwam naar voren dat alle geteste piezo-resistive materialen gevoelig genoeg waren om de ademhaling te meten.

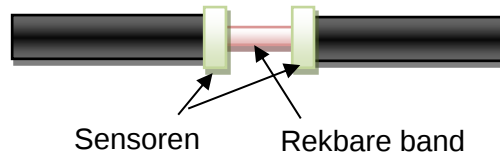
Het meten van de weerstand van de borst wordt Impedance Pneumography genoemd en kan met 2 of met 4 elektroden gebeuren. De typische weerstand van een borst is 500 Ohm en deze varieert met ongeveer 1 Ohm wanneer iemand inademt. In Figuur 7 is te zien dat op basis van 4 elektroden zowel een ECG meting als een meting van de ademhaling kan worden gedaan.



Figuur 7 Textile Integrated Sensors (Loriga, Taccini, Pacelli, & Paradiso, 2007)

Ook door optische vezels (glasvezels) in stof te verweven kan je de beweging van de borst meten (D'Angelo, Weber, Honda, Thiel, Narbonne, & Lüth, 2008; Dziuda, Lewandowski, Skibniewski, & Nowicki, 2010). Het grote voordeel van deze technologie is dat er geen verstoring door elektromagnetische velden is. Dit is vooral van belang als een patiënt bijvoorbeeld in een MRI scanner ligt.

Stretch kan ook met capacitieve sensoren worden gemeten. Dit kan bijvoorbeeld door een band met zowel strekbare en niet-strekbare gedeelten te maken. De capacitieve sensoren kunnen bepalen hoe ver ze van elkaar af staan. Door capacitieve sensoren op de niet-strekbare gedeelten te plaatsen, kan je dus detecteren hoe ver het strekbare gedeelte is uitgerekt (Merritt, Nagle, & Grant, 2009)



Figuur 8 Stretch sensor met capacitieve sensoren

Catryssea, Puers, Hertleer, Van Langenhove, van Egmond en Matthys (2003) plaatsten een brede band om de proefpersonen. Die band vormt aan soort van spoel waarvan zowel de diameter als de lengte veranderd bij ademhaling. Door dit slim te meten kan zowel de weerstand als de impedantie van de band worden gemeten. De onderzoekers namen de spoel op in een schakeling met oscilloscopen, waardoor met één meting zowel de weerstand als de impedantie kon worden meten. Een andere interessante vinding van de onderzoekers is dat “for long term monitoring, when one is only interested in respiration rate, there is no significant difference between the strain gauges measurements and inductance plethysmography.” (p. 306) Met andere woorden: het maakt niet zoveel uit welke techniek je kiest.

Overzicht Ademhaling

Tabel 2 Overzicht Ademhaling

Techniek	Resultaten	Draagbaar	Comfortabel	Wasbaar
Pulse Oxio	+	+	+	+/-
Strech piezo	+	+	+/-	+
Strech capacitief	+	+	+/-	+
Weerstand	+	+	+	+
Optisch	+	+	+	+/-

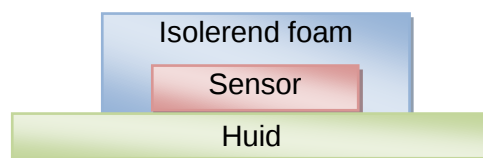


2.5 Beschikbare Technieken Temperatuur

Het bepalen van de lichaamstemperatuur lijkt heel gemakkelijk, maar het bepalen van de kerntemperatuur blijkt een bijzonder lastig proces. In zijn proefschrift beschrijft Lennart Teunissen (2012) gedetailleerd de voor- en nadelen van 4 verschillende technieken: Zero Heat Flux, Infrarood beelden, meten in oorkanaal, meten met een inslikbare temperatuurpil. Eén van zijn conclusies is dat er niet één enkele kerntemperatuur bestaat en dat er geen universele meetmethode is. Zero Heat Flux wordt beschreven als een veelbelovende techniek die niet veel impact voor de gebruiker heeft.

Er zijn verschillende principes waarmee je een temperatuurmeting kan doen. Een aantal daarvan zijn minder toepasbaar voor SaxShirt. Nosek en Zelenka (2001) gebruikten bijvoorbeeld een trillende kwarts-strip. Een dergelijke sensor werkt niet in de range van lichaamstemperaturen. Ook met optische sensoren kan je temperatuur meten. In een studie werd een fiber Bragg grating (FBG) sensor getest en de onderzoekers concludeerden dat het wel mogelijk was, maar dat de resolutie niet goed was (Lee, Hung, Chan, Wu, Choy, & Kwok, 2011).

Twee veelgebruikte technieken voor het meten van de temperatuur aan de oppervlakte van de huid zijn: 1) het thermokoppel en 2) de thermistor (Boetcher, Sparrow, & Dugay, 2009). De onderzoekers keken naar de effecten van verschillende behuizingen en materialen bij dergelijke sensoren. Een opvallende vinding van de onderzoekers was dat een betere isolerende laag resulteerde in slechtere meetresultaten.



Figuur 9 Isolerend Foam

Giansanti en Maccioni gebruikten een aantal eenvoudige sensoren die contact maakten met de huid (2007). Ze vonden dat ze met de sensoren de huidtemperatuur met een maximale error van 0.14 °C.

Zero Heat Flux / Flow

Het idee achter Zero Heat Flux (ZHF) is om een stukje huid isoleren, vervolgens wordt de huid verwarmt tot aan de kerntemperatuur, waardoor er een gebiedje ontstaat waarin geen temperatuur van de kern naar de huid “stroomt”. Hierdoor kan je de kerntemperatuur meten op de huid. Het grote nadeel van ZHF is dat je de huid actief moet verwarmen en dat kost relatief veel energie. Vooral voor draagbare en draadloze systemen is dat een groot probleem. Er is ook een variant waarbij geen verwarmers worden gebruikt, maar waarbij de temperatuur van het lichaam zelf wordt gebruikt in combinatie met een slimme meetmethoden (Kitamura, Zhu, Chen, & Nemoto, 2010). Deze methode heeft als voordeel dat het veel minder energie gebruikt, maar de onderzoekers concluderen dat het ongeveer 20 minuten duurt voordat je de eerste goede metingen kan doen.

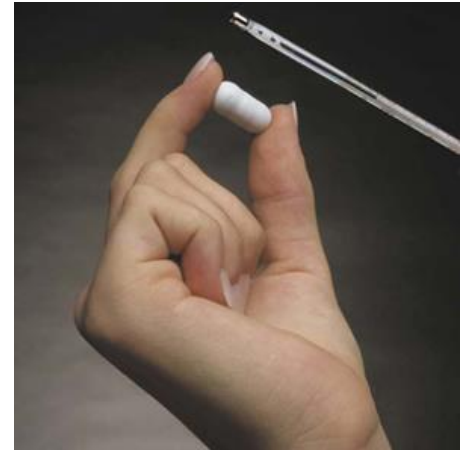


Infrarood

Door met een infrarood camera of sensor naar een persoon te kijken kan je de oppervlaktetemperatuur van de persoon waarnemen. De relatie tussen de meetwaarden van infrarood apparatuur en de kerntemperatuur is erg zwak (Teunissen, 2012). Daarnaast moet de meetapparatuur op enige afstand van de het lichaam worden geplaatst en is lastig te verwerken in textiel.

Oor

Metingen in het oor zijn erg gevoelig voor omgevingsvariabelen. Zelfs na het afschermen van het oor is het lastig om een goede betrouwbare meting in het oor te doen (Teunissen, 2012). Daarnaast is de methode voor de proefpersoon tamelijk ongemakkelijk als je voor langere tijd wilt meten.



Figuur 10 Temperatuurpil
(http://spinoff.nasa.gov/Spinoff2006/hm_1.html)

Temperatuurpil

Een temperatuurpil is een kleine temperatuursensor met een radio. De gehele sensor is inslikbaar en stuurt vanuit het lichaam de temperatuur naar buiten. Door een ontvanger op het lichaam te plaatsen kan de verstuurde waarde worden uitgelezen. De temperatuurpil is een methode die tamelijk betrouwbare en nauwkeurige methode om de temperatuur te bepalen (Teunissen, 2012).

Algoritmen en filters

Er zijn verschillende algoritmen te vinden waarmee temperaturen kunnen worden voorspeld. Het doel van dergelijke voorspellingen is dat je bijvoorbeeld 20 minuten voordat iemand oververhit raakt dit al kan voorspellen (Gribok, Buller, Hoyt, & Reifman, 2007). Het bijzondere is dat deze artikelen zich op de wiskunde achter de voorspellingen richten en zich niet bezighouden met het meten van die temperatuur.

Overzicht Temperatuur

De kerntemperatuur is erg lastig te bepalen, omdat metingen door de omgeving worden beïnvloed. ZHF en de “koude” ZHF lijken de beste methoden.

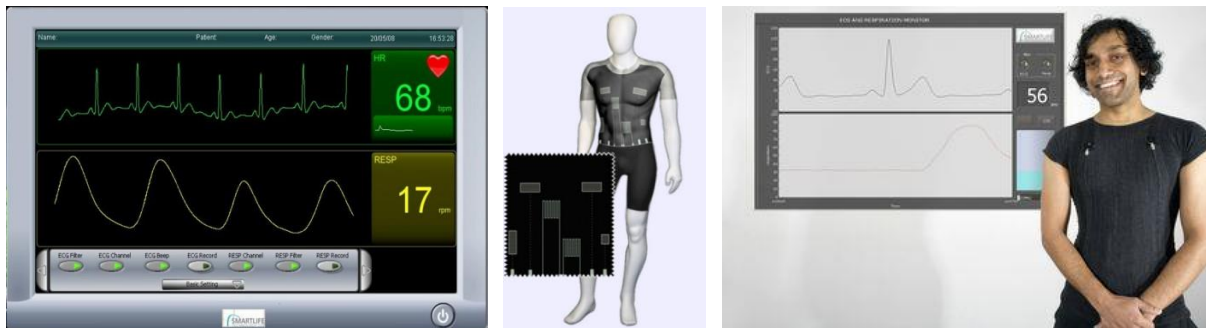
Tabel 3 Overzicht temperatuur

Techniek	Resultaten	Draagbaar	Comfortabel	Wasbaar
ZHF	+	+/-	+	+/-
Koude ZHF	+	+	+	+/-
Oor	-	+/-	-	n.v.t.
Infrarood	+/-	-	+	n.v.t.
Pil	+	+	+/-	n.v.t.



2.6 Commerciele Producten

De term “Smart Shirt” heeft inmiddels zijn eigen entry in Wikipedia en er zijn ook al enkele producten die je kan bestellen. Vanuit de literatuur wordt er regelmatig verwezen naar het SmartLife HealthVest. Volgens eigen zeggen richt het Engelse bedrijf SmartLife zich op “true textile integration”, waarbij sensoren volledig in textiel worden opgenomen. Hun website laat foto's van producten zien, maar geeft geen prijzen. Op mails over de kosten en leverbaarheid werd niet gereageerd. (<http://www.smartlifetech.com/technology/Health-Vest>)



Figuur 11 SmartLife (r) HealthVest (Bron: www.smartlifetech.com)

LifeShirt

LifeShirt is een product van Vivonoetics. Het is een soort harnas waarin ademhalingssensoren en ECG elektroden in de stof zijn verweven. Volgens de fabrikant is het shirt wasbaar. De data uit de sensoren wordt verwerkt en opgeslagen op een los device (LifeShirt Recorder), die met een draad aan het shirt verbonden is. Op de site staan geen prijzen genoemd. Op een vraag voor offerte kwam de reactie dat LifeShirt niet meer in productie is en als alternatief wordt Equivalat genoemd. Dit is echter een systeem met losse sensoren en een harnas. (www.vivometrics.com/site/index.html)

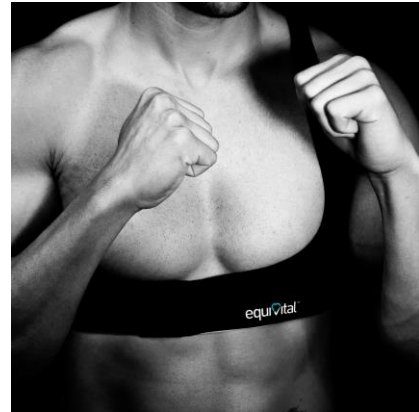


Figuur 12 LifeShirt (Bron: vivometrics.com)



Equivital

Equivital is een bekend bedrijf op het gebied van het meten van fysiologische aspecten. Het bedrijf richt zich in mindere mate op draagbaarheid en op de integratie van sensoren. Ze bieden een grote hoeveelheid aan sensoren als accessoire waarmee je extra metingen kan doen.



Figuur 13 Equivital Sensor
(Bron: www.equivital.co.uk)

Hexoskin

Hexoskin is een product dat op dit moment wordt ontwikkeld. Volgens de makers is het “The first wearable movement, respiration, and heart activity tracker”. Het project wordt op basis van crowd funding uitgevoerd en de producten kunnen nu al worden gepre-ordered voor 745 dollar (oktober 2013, www.hexoskin.com). Het product meet: Heart rate (HR), RR Intervals, Heart Rate Variability (HRV), Breathing rate, Breathing volume, Step count and cadence, Activity intensity and calories burned, calculated from 3-axis acceleration metrics, Heart rate recovery (HR2), en Estimated VO2 max.

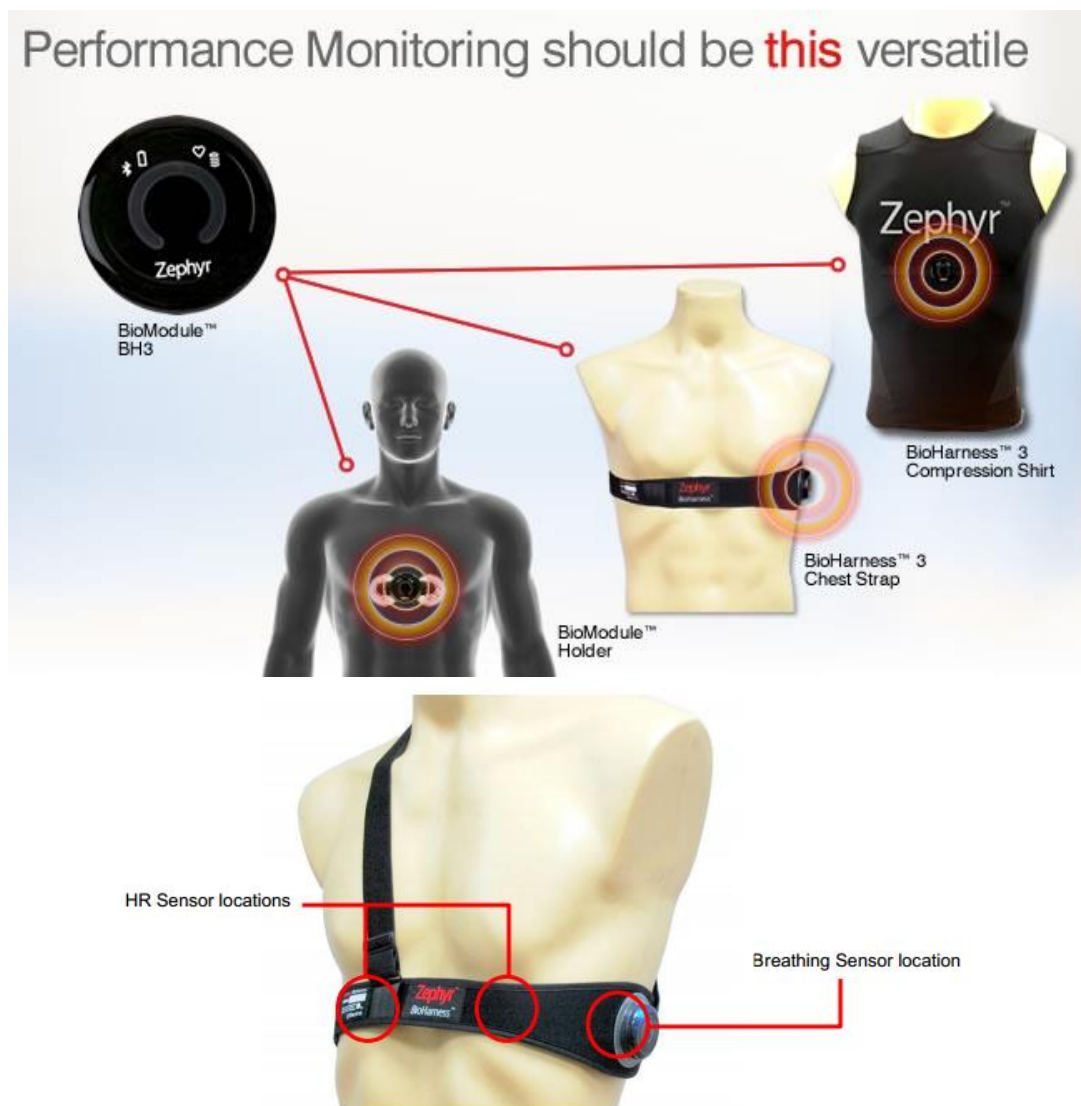


Figuur 14 Hexoskin (Bron: Hexoskin.com)



Zephyr

Een aantal producten van Zephyr is direct leverbaar. Eén van die producten is een strak t-shirt: het Zephyr Bioharness 3 Compression Shirt. Het nadeel van dat shirt is dat er geen ademhaling wordt gemeten. Er zijn wel verschillende losse componenten beschikbaar om dat te doen, maar het is dus geen volledig geïntegreerd geheel. Een shirt kost 109 euro (november 2013). De prijzen voor een losse Bioharness 3 sensor module staat niet op de site en de modules zijn “out of stock”. Er is wel een Integrator Kit ter waarde van \$549.95 en een Assessment Kit ter waarde van \$1099.95. beschikbaar. Los van het shirt heeft Zephyr wel een harnas waarmee de ademhaling kan worden gemeten.

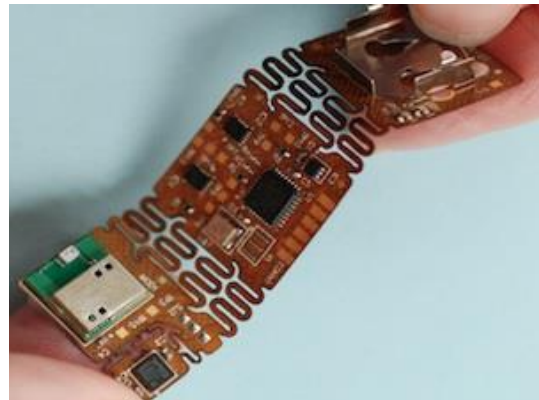


Figuur 15 Zephyr systeem



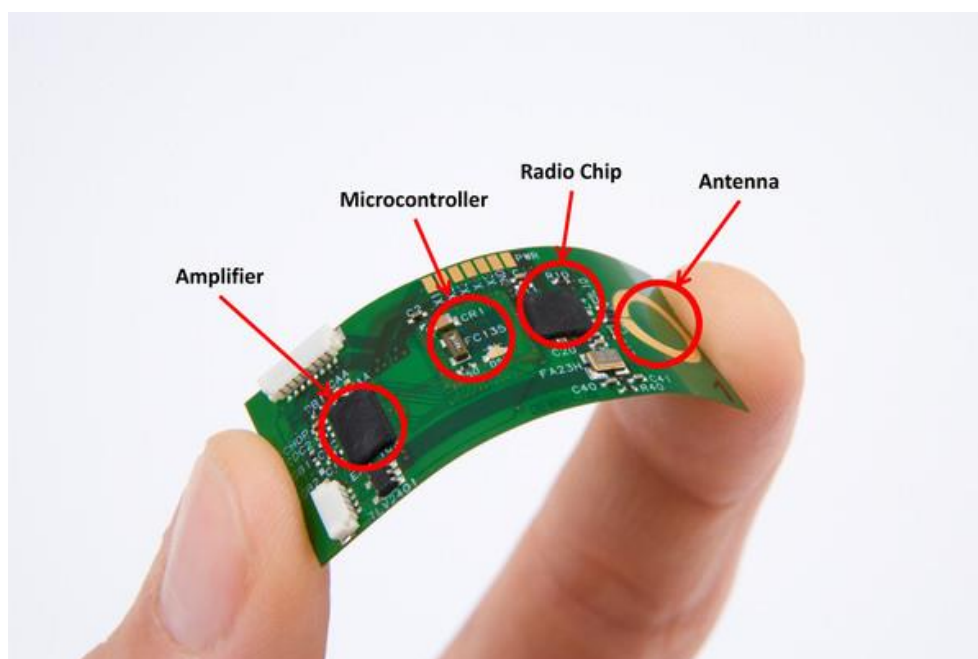
Processing

Voor het verwerken van de sensordata zal er een microcontroller in het shirt moeten worden verwerkt. Er zijn verschillende flexibele borden zoals LIMBERboard en Seeeduino Film Flexible Arduino Compatible Microcontroller. LIMBERboard is een project waarin een flexibele microcontroller wordt ontwikkeld. In Figuur 16 is een voorbeeld van een dergelijk "bordje" te zien.



Figuur 16 LIMBERboard

Daarnaast zijn verscheidene andere fabrikanten zoals Philips en Holst Centre actief bezig met de ontwikkeling van flexibele printplaten. Op de conferentie "Flexible & Stretchable Electronics" conferentie (<http://www.flexstretch2013.eu/>) zijn deze bedrijven vertegenwoordigd. Ze nemen deel aan verscheidene Europese FP7 projecten op het gebied van draagbare en flexibele elektronica: PLACE-it, PASTA en i-TeX.



Figuur 17 Flexible microcontroller (Bron: IMEC)



3. Conclusie

Op het gebied van Smart Shirts is de afgelopen jaren veel onderzoek gedaan en ontwikkeling geweest. Er zijn enkele academische onderzoeksgroepen die shirts hebben ontwikkeld waar goede resultaten uitkomen. Het is dus technisch mogelijk om hartslag, ademhaling en temperatuur te meten. De uitdaging blijft om dit op een comfortabele manier te doen. Opvallend is dat er zelfs al enkele commerciële aanbieders van Smart Shirts zijn, maar daar wordt vooral gebruik gemaakt van lossen sensoren en harnessen.



4. Geciteerde werken

- Arcelus, A., Sardar, M., & Mihailidis, A. (2013). Design of a capacitive ECG sensor for unobtrusive heart rate measurements. IEEE International Instrumentation and Measurement Technology Conference, (pp. 407 - 410). Minneapolis, MN.
- Baecker, R. (2011). Zero-Effort Technologies: Considerations, Challenges and Use in Health, Wellness, and Rehabilitation. Toronto: Morgan & Claypool Publishers.
- Bakker, E., & Oosterlaar, K. (2013). Project Sensorshirt: Eindrapport minor Omgevingsintelligentie en Interactie. Enschede: Saxion Kenniscentrum Design en Technologie.
- Boetcher, S., Sparrow, E., & Dugay, M. (2009). Characteristics of direct-contact, skin-surface temperature sensors. International Journal of Heat and Mass Transfer, 3799 - 3804.
- Bouwstra, S., Chen, W., Feijs, L., & Oetomo, S. (2010). Smart Jacket Design for Neonatal Monitoring with Wearable Sensors. Wearable and Implantable Body Sensor Networks, (pp. 162 - 167). Berkeley, CA.
- Brueser, C., Stadlthanner, K., de Waele, S., & Leonhardt, S. (2011). Adaptive Beat-to-Beat Heart Rate Estimation in Ballistocardiograms. Information Technology in Biomedicine, 778 - 786.
- Catryssea, M., Puers, R., Hertleer, C., Van Langenhove, L., Van Egmond, H., & Matthys, D. (2003). Towards the integration of textile sensors in a wireless monitoring suit. Sensors and Actuators, 302-311.
- Chi, Y., & Cauenberghe, G. (2010). Wireless Non-contact EEG/ECG Electrodes for Body Sensor Networks. Body Sensor Networks (pp. 297 - 301). Singapore: IEEE Explore.
- Chia, M. Y., Leong, S., Sim, C., & Chan, K. (2005). Through-wall UWB radar operating within FCC's mask for sensing heart beat and breathing rate. European Radar Conference, (pp. 267 - 270). Parijs.
- Chiu, Y., Lin, W., Wangb, H., Huang, S., & Wua, M. (2013). Development of a piezoelectric polyvinylidene fluoride (PVDF) polymer-based sensor patch for simultaneous heartbeat and respiration monitoring. Sensors and Actuators, 328 - 334.
- Choi, S., & Jiang, Z. (2006). A novel wearable sensor device with conductive fabric and PVDF film for monitoring cardiorespiratory signals. Sensors and Actuators, 317 - 326.
- Coosemans, J., Hermans, B., & Puers, R. (2006). Integrating wireless ECG monitoring in textiles. Sensors and Actuators, 48-53.
- D'Angelo, L., Weber, S., Honda, Y., Thiel, T., Narbonneau, F., & Lüth, T. (2008). A system for respiratory motion detection using optical fibers embedded into textiles. Engineering in Medicine and Biology Society, (pp. 3694 - 3697). Vancouver, BC.



- De Rossi, D., & Veltink, P. (2010). wearable technology for biomechanics: e-textile or micromechanical sensors? *Medicine and Biology*, 37 - 43.
- Dziuda, L., Lewandowski, J., Skibniewski, F., & Nowicki, G. (2010). Fibre-optic sensor for respiration and heart rate monitoring in the MRI environment . *Euroensors* (pp. 1291 - 1294). Kraków, Polen: Elsevier.
- Giansanti, D., & Maccioni, G. (2007). Development and testing of a wearable Integrated Thermometer sensor for skin contact thermography. *Medical Engineering & Physics*, 556 - 565.
- Gribok, A. V., Buller, M. J., Hoyt, R. W., & Reifman, J. (2007). Providing Statistical Measures of Reliability for Body Core Temperature Predictions. *EMBS* (pp. 545 - 548). Lyon, Frankrijk: IEEE.
- Gyselinckx, B., Van Hoof, C., Ryckaert, J., Yazicioglu, R., Fiorini, P., & Leonov, V. (2005). Human++: Autonomous Wireless Sensors for Body Area Networks. *Custom Integrated Circuits*, (pp. 13-19).
- Hoffmann, K.-P., & Ruff, R. (2007). Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring. *Engineering in Medicine and Biology Society*, (pp. 5739-5742). Lyon.
- InOh, T., Yoon, S., Kim, T. E., Wi, H., Kim, K. J., Woo, E. J., et al. (2013). Nanofiber Web Textile Dry Electrodes for Long-Term Biopotential Recording. *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 204-211.
- Johnston, W. S., & Mendelson, Y. (2004). Extracting Breathing Rate Information from a Wearable Reflectance Pulse Oximeter Sensor. *EMBS*, (pp. 5388 - 5391). San Francisco.
- Kim, S., Oliveira, J., Roethlingshoefer, L., & Leonhardt, S. (2010). Development of a System to Measure Local Measurement Conditions Around Textile Electrodes. *EBMS* (pp. 4975 - 4978). Buenos Aires, Argentina: IEEE.
- Kitamura, K., Zhu, X., Chen, W., & Nemoto, T. (2010). Development of a new method for the noninvasive measurement of deep body temperature without a heater. *Medical Engineering & Physics*, 1-6.
- Komensky, T., Jurcisin, M., Ruman, K., Kovac, O., Laqua, D., & Husar, P. (2012). Ultra-wearable capacitive coupled and common electrode-free ECG monitoring system. *Engineering in Medicine and Biology Society*, (pp. 1594 - 1597). San Diego, CA.
- Lee, c., Hung, K., Chan, W., Wu, Y., Choy, S., & Kwok, P. (2011). FBG sensor for physiologic monitoring in M-health application. *Asia Communications and Photonics Conference and Exhibition*.
- Loriga, G., Taccini, N., Pacelli, M., & Paradiso, R. (2007). Flat Knitted Sensors for Respiration Monitoring. *Industrial Electronics Magazine*, 5 - 8.
- Merritt, C., Nagle, H., & Grant, E. (2009). Textile-Based Capacitive Sensors for Respiration Monitoring. *IEEE Sensors*, 71 - 78.
- Mohantyand, L., & Kuang, K. (2010). A breathing rate sensor with plastic optical fiber. *Applied Physics Letters*.



- Muhlsteff, J., & Such, O. (2004). Dry electrodes for monitoring of vital signs in functional textiles. *Engineering in Medicine and Biology Society*, (pp. 2212 - 2215). San Fransisco, CA.
- Nemati, E., Deen, M., & Mondal, T. (2012). A wireless wearable ECG sensor for long-term applications. *IEEE Communications Magazine*, 36 - 43.
- Nosek, J., & Zelenka, J. (2001). Quartz strip resonators as a temperature sensor. *Ultrasonic*, 465-468.
- Paradiso, R., Loriga, G., & Taccini, N. (2005). A wearable health care system based on knitted integrated sensors. *Information Technology in Biomedicine*, 337 - 344.
- Pelegris, P., Banitsas, K., Orbach, T., & Marias, K. (2010). A Novel Method to Detect Heart Beat Rate Using a Mobile Phone. *EMBS* (pp. 5488 - 5491). Buenos Aires, Argentina: IEEE.
- Rovira, C., Coyle, S., Corcoran, B., Diamond, D., Stroiescu, F., & Daly, K. (2011). Integration of textile-based sensors and Shimmer for breathing rate and volume measurement. *Pervasive Computing Technologies for Healthcare*, (pp. 238 - 241). Dublin.
- Sriraam, N., Bharath Balaji, T., Elshin Joel, M., & Prasanna, S. (2010). An ubiquitous healthcare system using a wearable shirt for a smart home-a pilot study. *Biomedical Engineering & Sciences* (pp. 205 - 209). Kuala Lumpur: IEEE.
- Teunissen, L. (2012). Measurement and manipulation of body temperature in rest and exercise. Enschede.
- Torres-Pcreira, L., Ruivo, P., Torres-Pereira, C., & Couto, C. (1997). A Non-invasive Telemetric Heart Rate Monitoring System based on Phonocardiography. *ISIE'97* (pp. 856 - 859). Guimarks, Portugal: IEEE.
- Wang, I.-F., Liu, J.-Q., Peng, H.-L., Yang, B., Zhu, H.-Y., & Yang, C.-S. (2013). MEMS-based flexible capacitive electrode for ECG measurement. *Electronics Letters* , 730 - 740.
- Wartzek, T., Brueser, C., Walter, M., & Leonhardt, S. (2013). Robust Sensor Fusion of Unobtrusively Measured Heart Rate. *Biomedical and Health Informatics*.
- Wonnink, D., & Bonestroo, W. J. (2013). Project Heartbeat: Automatische Analyse en Interpretatie van ECG. Enschede: Saxion, Kenniscentrum Design en Technologie.