

MASTER

Een ademhalingsfrequentiemeter voor duursporters

Haagen, E.J.H.J.

Award date:
1992

[Link to publication](#)

Disclaimer

This document contains a student thesis (bachelor's or master's), as authored by a student at Eindhoven University of Technology. Student theses are made available in the TU/e repository upon obtaining the required degree. The grade received is not published on the document as presented in the repository. The required complexity or quality of research of student theses may vary by program, and the required minimum study period may vary in duration.

General rights

Copyright and moral rights for the publications made accessible in the public portal are retained by the authors and/or other copyright owners and it is a condition of accessing publications that users recognise and abide by the legal requirements associated with these rights.

- Users may download and print one copy of any publication from the public portal for the purpose of private study or research.
- You may not further distribute the material or use it for any profit-making activity or commercial gain

Take down policy

If you believe that this document breaches copyright please contact us providing details, and we will remove access to the work immediately and investigate your claim.

5956

FACULTEIT ELEKTROTECHNIEK
TECHNISCHE UNIVERSITEIT EINDHOVEN
VAKGROEP MEDISCHE ELEKTROTECHNIEK

EEN ADEMHALINGSFREQUENTIEMETER
VOOR DUURSPORTERS

door E.J.H.J. Haagen

Rapport van het afstudeerwerk

uitgevoerd van 01-12-1991 tot 27-08-1992

in opdracht van : prof. dr. ir. J.E.W. Beneken

onder leiding van : ir. W.H. Leliveld

met medebegeleiding van : dhr. H.J.M. Ossevoort

dr. ir. R.P. Waterham

DE FACULTEIT DER ELEKTROTECHNIEK VAN DE TECHNISCHE
UNIVERSITEIT EINDHOVEN AANVAARDT GEEN AANSPRAKE-
LIJKHEID VOOR DE INHOUD VAN STAGE- EN AFSTUDEERVER-
SLAGEN

Voorwoord

Ik heb in een verslag nog nooit een voorwoord geplaatst. Deze keer kom ik er echter niet onderuit. Dit mede omdat ik tijdens mijn afstuderen hulp van collega-studenten heb gehad. Ook is er door Peter Walraven op gewezen dat een boek (of verslag) pas waardevol is als er een voorwoord in staat. Vandaar dit voorwoord.

Allereerst wil ik prof. dr. ir. J.E.W. Beneken bedanken, omdat hij mij in staat heeft gesteld bij de vakgroep EME af te studeren. Ook mijn begeleiders, ir. W.H. Leliveld, H.J.M. Ossevoort en dr. ir. R.P. Waterham, wil ik bedanken voor de begeleiding tijdens mijn afstudeerperiode.

Verder bedank ik alle andere medewerkers en collega-studenten van de vakgroep EME voor hun steun, belangstelling en prettige samenwerking. Met name Peter Cornelissen, die heeft meegeholpen bij het ontwikkelen van software die voor mijn onderzoek zeer nuttig bleek te zijn. Als dank hiervoor een eervolle vermelding in dit voorwoord. Last but not least, Bart Freriks, Walter Lagerwerf en nogmaals Herman Ossevoort die een bijdrage aan het onderzoek hebben geleverd door in het revalidatiecentrum Blixembosch te komen ademen.

Edwin Haagen

Samenvatting

In de vakgroep Medische Elektrotechniek van de Technische Universiteit Eindhoven wordt onder andere onderzoek gedaan naar een draagbare ademhalingsfrequentiemeter voor duursporters. De ademhalingsfrequentiemeter kan door duursporters gebruikt worden om hiermee de lichamelijke prestatie van zichzelf te optimaliseren. Aan de Rijksuniversiteit Limburg is door onder andere prof. dr. H. Kuipers aangetoond dat dit mogelijk is door de ademhalingsfrequentie van de betreffende sporter te meten.

In dit verslag zal de meting van de ademhalingsfrequentie aan de orde komen. Als sensor wordt een zogenaamde 'respiratieband' gebruikt. Deze band meet de borstkasomvang. Uit dit signaal moet vervolgens de ademhalingsfrequentie bepaald worden. In dit verslag zijn in hoofdzaak de volgende punten onderzocht:

- Kan uit het signaal van de respiratieband de ademhalingsfrequentie bepaald worden? En als dit mogelijk is,
- hoe kan de ademhalingsfrequentie uit het signaal van de respiratieband bepaald worden?

Om de twee punten te kunnen onderzoeken zijn ademhalingsignalen bij vier proefpersonen opgenomen. Vervolgens zijn drie meetmethoden bekeken die uit de opgenomen respiratiesignalen de ademhalingsfrequentie bepalen. Deze meetmethoden zijn:

- Frequentiemeting met behulp van een Phase Locked Loop (PLL).
- Frequentiemeting met behulp van de Fouriertransformatie.
- Frequentiemeting met behulp van de Hilberttransformatie.

Uit de resultaten van het in dit verslag beschreven onderzoek blijkt dat:

- De ademhalingsfrequentie gemeten kan worden met de respiratieband.
- De ademhalingsfrequentie **niet** uit het ademhalingssignaal bepaald kan worden door gebruik te maken van een Phase Locked Loop als fase-detector.
- De ademhalingsfrequentie **wel** uit het ademhalingssignaal bepaald kan worden door gebruik te maken van een meetmethode die gebaseerd is op de Fouriertransformatie of de Hilberttransformatie.

Als laatste wordt de hardware en bijbehorende software van een experimentele ademhalingsfrequentiemeter besproken. Het doel van deze draagbare ademhalingsfrequentiemeter is om buiten het laboratorium metingen aan sporters te kunnen doen.

Summary

In the division of Medical Electrical Engineering of the Eindhoven University of Technology research is done on a portable device for measuring the breathing frequency of sportsmen. This measurement device may be used by sportsmen to improve their physical performance. It is proven that measuring the breathing frequency of a person gives information about the physical effort of that person. On this topic research is going on by Prof. dr. H. Kuipers and others at the state university of Limburg.

In this report the measurement of the breathing frequency will be discussed in detail. As a sensor, a respiratory effort belt is used. This belt measures changes in chest circumference. The signal from this sensor will be used to determine the breathing frequency. In this report the next topics will be discussed:

- Is it possible to determine the breathing frequency by using the respiratory effort belt? And if so,
- how can the breathing frequency be determined from the signal derived from this belt?

To investigate these two topics, breathing signals from four subjects have been recorded on disc. After that, three measurement methods, determining the breathing frequency from these recorded signals, have been investigated. These measurement methods are:

- Frequency detection with a Phase Locked Loop (PLL).
- Frequency detection with the Fourier transform.
- Frequency detection with the Hilbert transform.

The results from the research described in this report show that:

- It is possible to measure the breathing frequency with the respiratory effort belt.
- A Phase Locked Loop **cannot** be used to determine the breathing frequency from the breathing signal.
- The Fourier transform as well as the Hilbert transform **can** be used to determine the breathing frequency from the breathing signal.

Finally, the hardware and the supporting software of an experimental breathing frequency measurement device is described. The goal of this portable device is to do measurements on sportsmen outside the laboratory.

Inhoudsopgave

Voorwoord	i
Samenvatting	ii
Summary	iii
Inhoudsopgave	iv
Figurenlijst	vi
Tabellenlijst	viii
1. Inleiding	1
1.1 Doel van de opdracht	1
1.2 De opdracht	3
1.3 Ontwerp-eisen, eigenschappen	4
2. Ademhalingsfrequentiemeting	7
2.1 Meetmethoden	7
2.2 Waarom de PLL niet kan werken.	9
2.3 Fouriertransformatiemethode	12
2.3.1 De Fouriertransformatie	12
2.3.2 De Hartleytransformatie	14
2.3.3 Frequentiemeting met de Fouriertransformatie	15
2.4 Hilberttransformatiemethode	18
2.4.1 De Hilberttransformatie	19
2.4.2 Frequentiemeting met de Hilberttransformatie	21
3 Onderzoeksresultaten	23
3.1 De meetopstelling	23
3.2 Het verwerken van de meetresultaten	25
3.2.1 Metingen met de Fouriertransformatie	31
3.2.2 Metingen met de Hilberttransformatie	35
3.3 Referentie metingen	37
3.4 Keuze en aanpassing van de te gebruiken methode	41
3.4.1 Keuze van de methode	41

3.4.2 Aanpassing van de methode	43
4. Systeem beschrijving	45
4.1 Software voor de PC	45
4.2 Hardware & bijbehorende software	46
4.2.1 Filter en versterker	47
4.2.2 De microcontroller met geheugen	49
4.2.3 De A/D-omzetter	51
4.2.4 Het display	54
4.2.5 RS-232C	55
5. Conclusies en aanbevelingen	58
Literatuurlijst	60
Bijlage A - Het schema van de ademhalingsfrequentiemeter	62

Figurenlijst

Fig. 1.1	Hoe het uithoudingsvermogen bepaald kan worden.	2
Fig. 1.2	Grafiek van het ademhalingsfrequentiesignaal.	5
Fig. 1.3	Opzet van de ademhalingsfrequentiemeter.	5
Fig. 2.1	Voorbeeld van een signaal van de respiratieband.	7
Fig. 2.2	Blokschema van de PLL.	9
Fig. 2.3	Frequentiezwaai van de gemoduleerde VCO.	10
Fig. 3.1	Blokschema van de meetopstelling.	23
Fig. 3.2	Grafieken van de gemeten ademhalingsignalen.	25
Fig. 3.3	Grafieken van de ademhalingsfrequentiesignalen.	27
Fig. 3.4	Amplitudespectrum van het moving average filter.	29
Fig. 3.5	Fasespectrum van het moving average filter.	30
Fig. 3.6	Grafieken van de gefilterde ademhalingsfrequentiesignalen.	31
Fig. 3.7	Het verwijderen van pieken op het ademhalingsignaal.	33
Fig. 3.8	Frequentiebepaling met de Fouriermethode.	33
Fig. 3.9	Grafieken van de frequentiemeting met de Fouriermethode.	35
Fig. 3.10	Grafieken van de frequentiemeting met de Hilbertmethode.	37
Fig. 3.11	Grafieken van de ademhalingsfrequentiesignalen.	39
Fig. 3.12	Grafieken van de frequentiebepaling met de Fouriermethode.	40
Fig. 3.13	Grafieken van de frequentiebepaling met de Hilbertmethode.	40
Fig. 3.14	Grafieken van de Fourier- en Hilbertmethode.	41
Fig. 3.15	Grafieken van de Fourier- en Hilbertmethode.	42
Fig. 4.1	Blokschema van de hardware.	47
Fig. 4.2	Het schema van het 2 ^e -orde hoogdoorlaat filter.	48
Fig. 4.3	Het schema van de lineaire versterker.	49
Fig. 4.4	Het schema van het 2 ^e -orde laagdoorlaat filter.	49
Fig. 4.5	De microprocessor met ROM en RAM geheugen.	50
Fig. 4.6	Het schema van de A/D-omzetter.	52
Fig. 4.7	Schematische opbouw van de huidige A/D-omzetter configuratie.	54
Fig. 4.8	Schematische opbouw van de gewenste A/D-omzetter configuratie.	54
Fig. 4.9	Het schema van de displaydriver voor de eenheden.	55
Fig. 4.10	Het schema van de RS-232C interface.	56
Fig. B1	Schema van de ademhalingsfrequentiemeter.	63

Fig. B2	Komponenten-opstelling van de ademhalingsfrequentiemeter - hoofdprint.	64
Fig. B3	Komponenten-opstelling van de ademhalingsfrequentiemeter - displayprint.	64

Tabellenlijst

Tabel 2.1	Tabel van de filterorde, bemonsterfrequentie en aantal bemonsteringen.	17
Tabel 3.1	Tabel van het gevolgde protocol bij de fietstest.	25
Tabel 3.2	Tabel van de afsnijfrequentie, afsnijperiode en aantal bemonsteringen.	29
Tabel 4.1	De commando's voor het calibreren en het starten van een conversie.	52

1. Inleiding

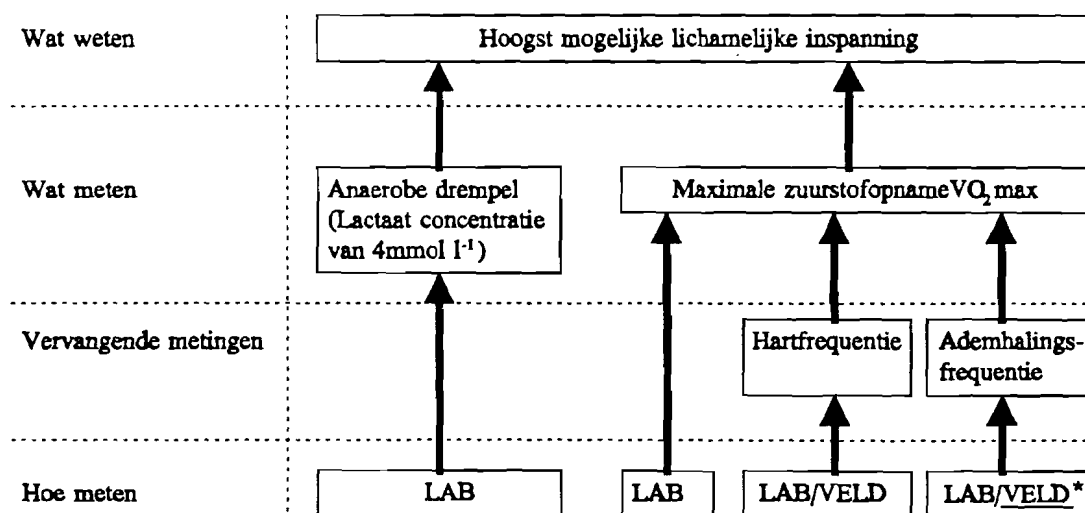
1.1 Doel van de opdracht

Vanaf 1977 is in het laboratorium voor inspanningsfysiologie bij de vakgroep fysiologie aan de Rijksuniversiteit Limburg onderzoek gedaan naar het verband tussen lichamelijke inspanningen en sommige fysiologische variabelen zoals hartslag, ademhalingsfrequentie en melkzuurgehalte van het bloed. Dit onderzoek wordt onder andere door prof. Kuipers uitgevoerd. Op dit moment houdt prof. Kuipers zich bezig met een onderzoek naar het verband tussen de lichamelijke inspanning en de ademhalingsfrequentie van duursporters. Hierbij is de relatie tussen een geleidelijk toenemende arbeidsintensiteit en de ademhalingsfrequentie onderzocht. Met name is gezocht naar het vinden van die belastingsintensiteit waarbij de ademhalingsfrequentie een sterkere toename vertoont dan bij lagere belastingsintensiteiten. Tijdens mijn afstudeerperiode heeft hij het verband tussen de ademhalingsfrequentie en de lichamelijke inspanning in een laboratorium aangetoond [Cheng,1992]. Is bovengenoemd verband algemeen aantoonbaar, dan kan deze methode gebruikt worden door sporters en trainers om hiermee de prestatie van zichzelf, respectievelijk zijn pupil te verbeteren teneinde uit te blinken in zijn sportonderdeel. Een optimale prestatie kan bereikt worden door de lichamelijke inspanning van de sporter zodanig in te stellen (regelen) dat hij net niet oververmoeid raakt. Deze vorm van sporten kan alleen een positieve uitwerking hebben op de uiteindelijke prestatie van de sporter als de lichamelijke inspanning op een adequate manier gemeten kan worden. De sporter bezit namelijk niet over de mogelijkheid zijn inspanningsniveau op een dusdanige manier te 'voelen' dat deze reproduceerbaar is, met als gevolg dat hij zich te veel of te weinig inspant en dus niet maximaal presteert, respectievelijk voortijdig moet afhaken door oververmoeidheid. Heeft de sporter wel inzicht in zijn momentane inspanningsniveau, dan kan hij hiermee zijn inspanningsniveau zodanig instellen dat hij net onder zijn uitputtingsniveau blijft. Dit uitputtingsniveau dient wel van tevoren door meting vastgesteld te worden. Het zal duidelijk zijn dat dit niveau kan, en zal, verlopen. Geen enkele fysiologische grootte is tenslotte een constante. De sporter zal bij het instellen van zijn inspanningsniveau hiermee rekening moeten houden.

Omwillen van het hierboven genoemde is aan de Rijksuniversiteit Limburg door onder andere prof. Kuipers reeds onderzoek gedaan naar mogelijkheden om de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning bij duursporters te schatten. Een belangrijke voorwaarde voor een zo hoog mogelijke lichamelijke inspanning is een optimaal functionerende energieproductie. Terwijl het meten van de anaërobe (zuurstofloze) energieproductie moeilijk is, kan de aërobe (zuurstofrijke) energieproductie relatief gemakkelijk gemeten worden. Het is bekend hoeveel energie het lichaam met behulp van één liter zuurstof kan vrijmaken. Hoe hoger het

vermogen om zuurstof op te nemen is, hoe meer energie geleverd kan worden, en hoe hoger de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning van de duursporter zal zijn. Daarom wordt de maximale zuurstofopname ($VO_2\text{max}$) als belangrijke parameter (maat) voor de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning van duursporters gebruikt. Het meten van $VO_2\text{max}$ vraagt echter een goed geoutilleerd laboratorium, zodat gezocht is naar methoden om de $VO_2\text{max}$ bij duursporters te schatten, bijvoorbeeld uit de hartfrequentie die bij submaximale belasting bereikt wordt [Kuipers,1983] en [Kuipers,1988]. Een andere methode om de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning van duursporters te schatten is het bepalen van de belasting waarbij het lactaat in het bloed 4 mmol.l^{-1} is, omdat verondersteld wordt dat deze concentratie de grens aangeeft waarbij de stofwisseling van aëroob naar anaëroob overgaat [Mader,1976].

Tot voor kort was het moeilijk om de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning van duursporters op een andere manier te meten dan met de reeds genoemde variabelen. Het resultaat van het onderzoek van prof. Kuipers heeft hier mogelijk verandering in gebracht [Cheng, 1992]. De nieuwe meetmethode berust op het schatten van de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning door de ademhalingsfrequentie te meten. Bij deze meetmethode wordt ervan uitgegaan dat door de hoge lichamelijke belasting van de sporter het teugvolume constant (en nagenoeg maximaal) is. In dat geval kan de hoeveelheid opgenomen zuurstof (VO_2) bepaald worden door het aantal teugen dat per minuut genomen wordt (de ademhalingsfre-



Figuur 1.1 Hoe het uithoudingsvermogen bepaald kan worden.

quentie) te meten. Bij een bepaalde ademhalingsfrequentie zal de zuurstofopname gelijk zijn

^{*)} Dit onderdeel moet nog onderzocht worden. Voor dit onderzoek is een draagbare ademhalingsfrequentiemeter nodig. Dit is mijn afstudeeropdracht (zie volgende paragraaf).

aan $VO_2\text{max}$, waarbij $VO_2\text{max}$ een maat is voor de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning bij een duursporter. De ademhalingsfrequentie waarbij de opgenomen hoeveelheid zuurstof gelijk is aan $VO_2\text{max}$ is voor ieder sporter anders, en moet vooraf bepaald worden. Deze meting is een vervangende meting voor de $VO_2\text{max}$ -meting. In figuur 1.1 zijn alle bovengenoemde meetmethoden schematisch weergegeven.

1.2 De opdracht

Zoals in de vorige paragraaf beschreven is, kan de hoogst mogelijke lichamelijke inspanning die langdurig kan worden volgehouden van een sporter bepaald worden uit de ademhalingsfrequentie. De proeven die hebben geleid tot het vinden van deze nieuwe meetmethode zijn uitgevoerd in een laboratorium. Het is het doel van prof. Kuipers om na te gaan of deze methode blijft voldoen als de proeven niet in het laboratorium afgenomen worden, maar in een meer natuurlijke omgeving voor de sporters: het sportveld. In een laboratorium is het mogelijk variabelen zoals temperatuur, vochtigheid, licht, enz. constant te houden. Op het sportveld is dit niet het geval, zodat het niet zeker is of de gevonden meetmethode hier blijft voldoen. Voor dit onderzoek heeft prof. Kuipers een apparaat nodig waarmee de ademhalingsfrequentie van een sporter gedurende zijn inspanningsperiode gemeten en geregistreerd kan worden zodat deze gegevens later met behulp van een computer geanalyseerd kunnen worden.

Het probleem waar prof. Kuipers tegenaan gelopen is, is het feit dat er geen apparatuur te krijgen is waarmee de ademhalingsfrequentie van sporters in actie buiten een laboratorium gemeten kan worden. De huidige meetmethoden bestaan nog hoofdzakelijk uit frequentiemeting via een slang die in de mond wordt gehouden. Uit de luchtstroom in de slang kan dan de ademhalingsfrequentie bepaald worden. Het nadeel van deze methode ten aanzien van het gebruik door sporters is dat de benodigde apparaten zwaar en omvangrijk zijn zodat er naar een andere oplossing gezocht is.

Enige tijd geleden is er contact geweest tussen prof. Kuipers en P. Peters. P. Peters is logopedist en heeft de vakgroep Medische Elektrotechniek van de Technische Universiteit Eindhoven gevraagd een apparaat te ontwikkelen waarmee de beweging van de borstkas kan worden gemeten. Deze zogenaamde ademfasemeter bestaat uit een band die om 'de borstkas gebonden wordt en waarbij de borstkasomvang zowel visueel als auditief waarneembaar wordt gemaakt. prof. Kuipers heeft met de vakgroep contact gezocht en gevraagd of de ademfasemeter zodanig kon worden aangepast dat de ademhalingsfrequentie hiermee op een eenvoudige manier kon worden gemeten en geregistreerd, dit gedurende een langere periode.

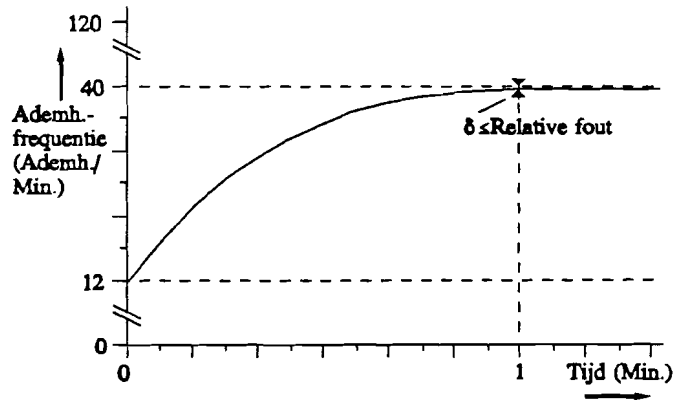
Mijn opdracht is: een apparaat te ontwikkelen dat de ademhalingsfrequentie van sporters in actie kan meten en registreren. De ademhalingsfrequentie wordt gemeten via een elastische band om de borstkas. Een stuk geleidend rubber (rekstrookje) in deze band zorgt voor de omzetting van de borstkasomvang naar een weerstandswaarde. Voorafgaande studies naar de haalbaarheid van een ademhalingsfrequentiemeter hebben aangetoond dat dit mogelijk moet zijn [Jeurissen,1989] en [Sibering,1990].

1.3 Ontwerp-eisen, eigenschappen

Bij het opstellen van de eisen waaraan een apparaat voor het meten van de ademhalingsfrequentie moet gaan voldoen, wordt uitgegaan van de gegevens die door prof. Kuipers verstrekt zijn. Omdat de ademhalingsfrequentiemeter voornamelijk voor sporters bedoeld is moet het apparaat klein, licht, vocht- en schokbestendig zijn. Via de rek van het rekstrookje in de elastische band om de borstkas wordt de ademhalingsfrequentie bepaald en op een display zichtbaar gemaakt. Omdat de sporter niet constant op het display kan (wil) kijken moet er een mogelijkheid zijn om de sporter te waarschuwen in hoeverre hij zich te veel of te weinig inspant. Hiervoor worden in de frequentiemeter twee frequentiegrenzen (een boven- en een ondergrens) ingebracht die door de sporter afzonderlijk ingesteld worden. De ademhalingsfrequentiemeter zal een signaal afgeven wanneer de ademhalingsfrequentie buiten het ingestelde gebied komt. De ademhalingsfrequentiemeter is in eerste instantie voor duursporters bedoeld. Om het ademhalingsgedrag van de sporter te kunnen analyseren moeten de ademhalingsfrequentiewaarden gedurende de inspanning bewaard kunnen worden. Een computer kan de opgeslagen gegevens na afloop uit de frequentiemeter halen en verwerken. Dit zijn in het kort de functionele eisen (eigenschappen). De meer specifieke eisen van prof. Kuipers zijn:

- Bereik:** Volgens prof. Kuipers zal de ademhalingsfrequentie van sporters zich in de meeste gevallen tussen de 12 (0.2) en de 40 (0.7) ademhalingen per minuut (Hz) bevinden. Frequenties buiten dit gebied moeten echter ook te detecteren zijn. De frequenties die redelijkerwijs te halen zijn, liggen tussen de 6 (0.1) en de 120 (2) ademhalingen per minuut (Hz).
- Signaalvorm:** In figuur 1.2 is een grafiek getekend waarbij de ademhalingsfrequentie is uitgezet tegen de tijd. Volgens de gegevens die door prof. Kuipers zijn verstrekt, zal de ademhalingsfrequentie volgens deze grafiek toenemen wanneer een sporter vanuit rust ineens maximaal belast wordt. Ook als de stapvormige belastingstoename minder groot is, zal de ademhalingsfrequentie de vorm van een dergelijke e-macht volgen. De toenamesnel-

heid van de ademhalingsfrequentie zal in dat geval minder groot zijn.

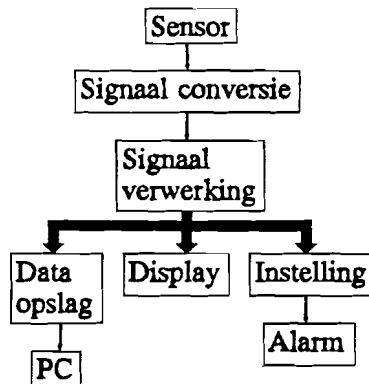


Figuur 1.2 Grafiek van het ademhalingsfrequentiesignaal.

Nauwkeurigheid: Er moet onderscheid gemaakt kunnen worden tussen 12 en 15 ademhalingen per minuut (dit komt neer op een maximale relatieve onnauwkeurigheid van $\pm 10\%$).

Data opslag: De ademhalingsfrequentiemeter moet over een datageheugen beschikken waarmee de gegevens van minimaal 10 uur onafgebroken sporten bewaard kunnen worden.

Door gebruik te maken van bovengenoemde gegevens kan een eerste globale opzet van de ademhalingsfrequentiemeter worden gegeven. De opzet is in figuur 1.3 gegeven.



Figuur 1.3 Opzet van de ademhalingsfrequentiemeter.

In deze figuur wordt met 'sensor' de elastische band om de borstkas bedoeld. Gegevens over deze sensor zijn te vinden in het verslag van R. van der Ven [Ven,1991]. Het blok aangeduid met 'signaal conversie' zet het signaal van de sensor om in een voor de signaalverwerker te begrijpen signaal. De signaalverwerker zal uit het aangeboden signaal de ademhalingsfrequentie destilleren. De ademhalingsfrequentie wordt vervolgens in het geheugen opgesla-

gen en zichtbaar gemaakt op het display. Het alarm zal af gaan als de berekende ademhalingsfrequentie een van de ingestelde grenzen overschrijdt.

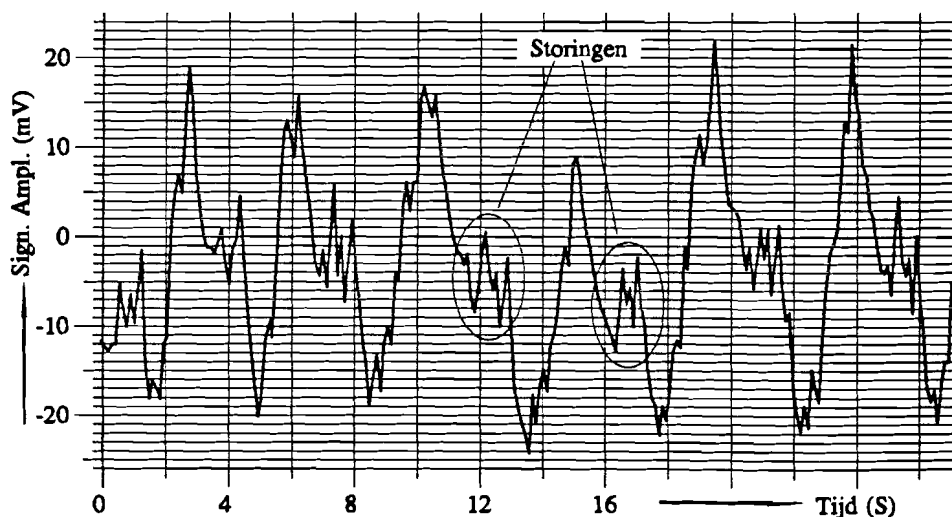
In het verdere verloop van dit verslag zal het hierboven gegeven blokschema verder uitgewerkt worden. Begonnen is met het zoeken naar meetmethoden waarmee uit het ademhalingssignaal de ademhalingsfrequentie bepaald kan worden. Hoofdstuk 2 geeft een beschrijving van de gevonden methoden. In dit hoofdstuk zijn de meetmethoden uitgewerkt en is aangegeven welke meetmethode wel/niet voldoet. Aan de hand van een aantal metingen wordt in hoofdstuk 3 nagegaan welke meetmethode de voorkeur heeft. Hiervoor zijn ademhalingssignalen van een aantal proefpersonen opgenomen. Deze signalen zijn vervolgens met de in hoofdstuk 2 beschreven meetmethoden verwerkt. De resultaten van deze bewerking zijn ook in hoofdstuk 3 opgenomen. In hoofdstuk 4 komt de hardware van de ademhalingsfrequentiemeter aan de orde. Omdat het hier een experimentele versie betreft, is bij het ontwerpen van de ademhalingsfrequentiemeter niet gekeken naar eigenschappen zoals: klein, licht van gewicht, enz. Ook is in dit ontwerp het alarm, zoals hierboven beschreven is, niet meegenomen. In hoofdstuk 5 zijn conclusies en aanbevelingen opgenomen.

2. Ademhalingsfrequentiemeting

In dit hoofdstuk worden twee meetmethoden besproken waarvan verwacht wordt dat hiermee de ademhalingsfrequentie uit het ademhalingssignaal bepaald kan worden. Eén methode maakt gebruik van de Fouriertransformatie (paragraaf 2.3), terwijl de andere methode gebruik maakt van de Hilberttransformatie (paragraaf 2.4). In hoeverre de ademhalingsfrequentie met de twee meetmethoden bepaald kan worden wordt in hoofdstuk 3 besproken. Hoofdstuk 2 bespreekt de theoretische achtergrond van de twee meetmethoden. In dit hoofdstuk wordt bovendien aangetoond dat het niet mogelijk is de ademhalingsfrequentie te meten door gebruik te maken van een PLL (zie paragraaf 2.2).

2.1 Meetmethoden

De meetmethode hangt sterk af van onder andere de sensor waarmee de ademhalingsfrequentie gemeten wordt en de kwaliteit van de gemeten signalen. De sensor die gebruikt is wordt aangeduid met 'respiratieband' en is te koop bij het bedrijf Sensor Medics in De Bilt. De respiratieband is opgebouwd rond een 20 cm lang stuk geleidend rubber, het sensorelement. Aan de uiteinden van het geleidend rubber zijn elastische banden bevestigd. Met klitteband aan de uiteinden van de elastische banden kan de respiratieband stevig om de borstkas gebonden worden, zodanig dat de weerstand van het geleidend rubber verandert met de ademhalingsbeweging. De weerstandswaarde van het geleidend rubber kan worden omgezet in een spanningssignaal. Een uitgebreide beschrijving van de respiratieband is te vinden in [Ven,1991].



Figuur 2.1 Voorbeeld van een signaal van de respiratieband.

Door bewegingsartefacten en niet-lineaire effecten van het geleidend rubber kunnen de met de respiratieband gemeten signalen sterk verstoord zijn. De oorzaak van de niet-lineaire effecten van de sensor in de respiratieband zijn niet geheel duidelijk. In figuur 2.1 is een voorbeeld gegeven van een ademhalingssignaal dat afkomstig is van de respiratieband. Het gegeven signaal is het ademhalingssignaal van een proefpersoon die onderworpen is aan een fietsergometertest. In deze figuur zijn de storingen op het ademhalingssignaal te herkennen.

Door R. van der Ven (zie [Ven,1991]) is gezocht naar een mogelijke oplossing voor het bepalen van de ademhalingsfrequentie uit het respiratiesignaal. De mogelijkheden die hij genoemd heeft zijn:

- Nuldoorgangsdetectie of niveau detectie.
- Phase Locked Loop (PLL).
- A/D-omzetter.

Wordt het signaal van figuur 2.1 gezien, dan is het duidelijk dat het niet mogelijk is de ademhalingsfrequentie te bepalen met de eerst genoemde mogelijkheid. Volgens R. van der Ven is dit wel mogelijk met zowel de PLL als met de A/D-omzetter methode. De PLL zou volgens hem het beste resultaat geven. Na bestudering van de PLL bleek echter dat deze oplossing theoretisch (en dus ook praktisch) nooit kan werken (zie paragraaf 2.2). Daarom is besloten de ademhalingsfrequentie met behulp van de derde methode te bepalen. Hiervoor wordt het signaal met behulp van een A/D-omzetter eerst omgezet in digitale waarden. De signaalverwerker zal uit deze gegevens de ademhalingsfrequentie bepalen.

De betrouwbaarheid en nauwkeurigheid van de frequentiebepaling zal afhangen van de methode die door de signaalverwerker gebruikt wordt om de ademhalingsfrequentie te bepalen. In de literatuur zijn twee methoden gevonden waarmee de (basis) frequentie uit een tijdsignaal bepaald kan worden. De twee methoden zijn:

- Fouriertransformatie
- Hilberttransformatie

Bij de eerste methode wordt door de signaalverwerker het frequentiespectrum van het tijdsignaal berekend. Het frequentiespectrum wordt berekend door gebruik te maken van de Fourieranalyse. Uit het frequentieplaatje wordt vervolgens de frequentiecomponent bepaald met de hoogste spectrale energie. Deze frequentie wordt de ademhalingsfrequentie genoemd. Deze methode zal worden besproken in paragraaf 2.3. De tweede methode maakt gebruik van een breedbandige fasedraaier. Eerst wordt de fase van het ademhalingssignaal 90 graden

vermenigvuldigen in de fasedetector) onderdrukken.

- Bandbreedte van de PLL instellen.
- Ruis op hetingangssignaal onderdrukken.
- Geheugenwerking voor de spanningsgestuurde oscillator.

De overdracht van het filter wordt aangeduid met: $F(j\omega)$.

Wordt op de ingang van de PLL geen signaal aangeboden, dan zal zowel $U_d(t) \equiv 0$ als $U_f(t) \equiv 0$ zijn. De VCO zal hierdoor op zijn vrijloop frequentie (ω_c) oscilleren.

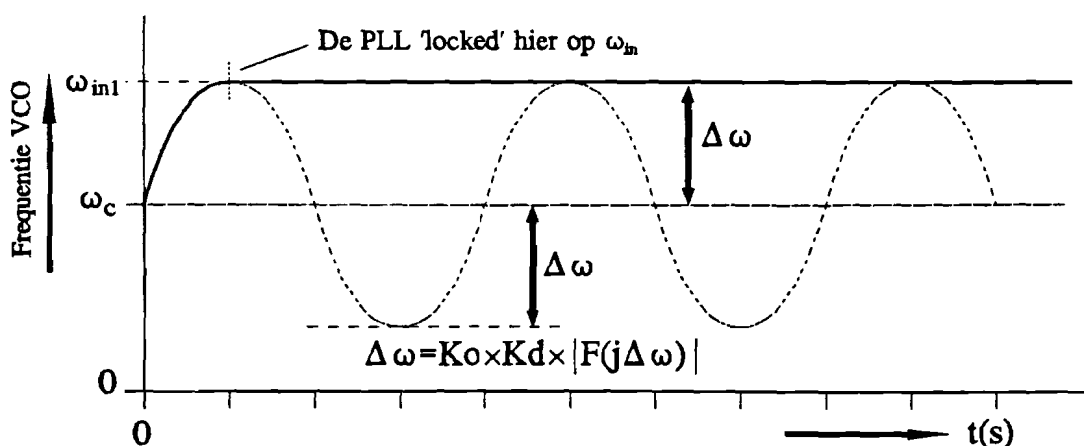
Wordt aan de ingang van de PLL wel een signaal aangeboden, dan zal de PLL regellus de oscillator naar deze frequentie moeten sturen. We nemen aan dat het ingangssignaal een frequentie van $\omega_{in} = \omega_c + \Delta\omega$ ($\frac{Rad}{Sec}$) heeft. De fasedetector zal dit ingangssignaal vermenigvuldigen met het signaal van de oscillator. Er ontstaat hierdoor een som- en een verschilfrequentie:

$$U_d(t) = K_d [\sin(\Delta\omega t) + \sin((2\omega_c + \Delta\omega)t)] \quad (V) \quad (2.1)$$

Het filter zal de tweede sinus term uit $U_d(t)$ verwijderen. Voor het signaal $U_f(t)$ geldt:

$$U_f(t) \approx K_d |F(j\Delta\omega)| \sin(\Delta\omega t) \quad (V) \quad (2.2)$$

Het signaal U_f is dus een spanning met een frequentie van $\Delta\omega$ en met een amplitude van $K_d \cdot |F(j\Delta\omega)|$. Dit signaal stuurt de VCO aan en zorgt ervoor dat de VCO een frequentie gemoduleerd signaal afgeeft met een frequentiezwaai van $K_o \cdot K_d \cdot |F(j\Delta\omega)|$ (zie figuur 2.3). Als



Figuur 2.3 Frequentiezwaai van de gemoduleerde VCO.

de PLL binnen één periode gesynchroniseerd moet zijn, dan zal de frequentiezwaai zo groot

moeten zijn dat de oscillator frequentie overeen kan komen met de ingangsfrequentie ω_{in} . Alleen dan kan de ingangsfrequentie en de oscillatorfrequentie gelijk worden en kan synchronisatie optreden. Is de frequentiezwaai van de VCO niet groot genoeg dan zal geen synchronisatie optreden.

Het zal duidelijk zijn dat het filter zodanig ontworpen moet worden dat signalen met een frequentie van $\Delta\omega$ niet door het filter gedempd worden. Zou dit toch het geval zijn, dan neemt de frequentiezwaai van de VCO af en hiermee het frequentiegebied waarbinnen de PLL kan synchroniseren. De amplitude van U_f bepaalt dus in feite het vanggebied van de PLL.

Is de PLL wel gesynchroniseerd, dan heeft hetingangssignaal dezelfde frequentie als het signaal van de oscillator. In dit geval kan voor de fasedetectorspanning de volgende vergelijking worden opgesteld:

$$U_d(t) = K_d [\sin(\varphi) + \sin(2\omega_{in}t - \varphi)] \quad (V) \quad (2.3)$$

Wil de PLL gesynchroniseerd blijven, dan moet de tweede sinus-term in deze formule door het filter voldoende sterk gedempd worden zodat geen instabiliteiten in de PLL kunnen ontstaan. Het filter moet signalen met een frequentie van $2\omega_{in}$ wegfilteren.

Wordt de PLL ontworpen voor het ademhalings signaal, dan moeten waarden worden ingevuld zoals gesteld in de ontwerpeisen in paragraaf 1.3. Dit levert dan het volgende resultaat op:

$$\begin{aligned} \omega_{\min} &= 2\pi \times 0,1 \left(\frac{Rad}{Sec} \right) \\ \omega_{\max} &= 2\pi \times 2,0 \left(\frac{Rad}{Sec} \right) \\ \omega_c &= \frac{1}{2}(\omega_{\min} + \omega_{\max}) = 2\pi \times 1,05 \left(\frac{Rad}{Sec} \right) \\ \Delta\omega &= |\omega_c - \omega_{in}| \left(\frac{Rad}{Sec} \right) \end{aligned}$$

Aangenomen dat de PLL volgens bovenstaande gegevens ontworpen is, kunnen we de PLL een signaal met een frequentie van ω_{\min} aanbieden. De PLL is nog niet op hetingangssignaal gelocked zodat we mogen aannemen dat $\Delta\omega = 2\pi \times 0,95 \left(\frac{Rad}{Sec} \right)$. Is de PLL wel gesynchroniseerd, dan wordt door de fasedetector een somfrequentie van $2\omega_{\min} = 2\pi \times 0,2 \left(\frac{Rad}{Sec} \right)$ gegenereerd. Hieruit blijkt al dat het niet mogelijk is voor deze signalen een filter te ontwerpen die in alle omstandigheden juist gedimensioneerd is. Er kan geen laag doorlaat filter ontworpen worden dat signalen met een frequentie van $2\omega_{\min}$ wegfiltert en tegelijkertijd signalen met een frequentie van $\Delta\omega$ ongedempt doorlaat.

- Gevolg:** De PLL is instabiel of synchroniseert niet op het ingangssignaal.
- Voorwaarde voor locken:** Invangbandbreedte = $|\omega_c - \omega_{\min}| = |\omega_c - \omega_{\max}| \ll 2\omega_{\min} = 2 \times \text{minimale frequentie van het ingangssignaal}$.
- Conclusie:** De PLL kan voor signalen met deze frequenties niet gebruikt worden.

2.3 De Fouriertransformatiemethode

Door R. van der Ven zijn een aantal metingen verricht aan het frequentiespectrum van het ademhalings signaal. Hij heeft hiervoor bij een aantal proefpersonen het ademhalings signaal via de respiratieband gemeten en deze signalen vervolgens met een spectrum analyzer (Hewlett Packard 3582A) naar het frequentiedomein getransformeerd. De resultaten van deze metingen zijn in zijn verslag opgenomen en rechtvaardigen het vermoeden dat de ademhalingsfrequentie met deze methode op een betrouwbare manier te bepalen is.

In deze paragraaf (2.3) wordt besproken hoe deze methode uitgewerkt, geïmplementeerd en beproefd is. Ook komen de voor- en nadelen van deze methode (ten opzichte van de tweede methode) aan bod. Begonnen wordt met een beschrijving van de Fouriertransformatie (paragraaf 2.3.1) en varianten hierop (paragraaf 2.3.2). Vervolgens wordt deze Fouriermethode voor het ademhalings signaal uitgewerkt (paragraaf 2.3.3).

2.3.1. De Fouriertransformatie.

In (2.4) zijn de formules van de Discrete Fourier Transformatie (DFT) en de Inverse Discrete Fourier Transformatie (IDFT) gegeven.

$$\begin{aligned} X[k] &= \sum_{n=0}^{N-1} x[n] e^{-j\left(\frac{2\pi nk}{N}\right)} \\ x[n] &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} X[k] e^{j\left(\frac{2\pi nk}{N}\right)} \end{aligned} \quad (2.4)$$

In deze formules is $x[n]$ een tijdreeks met $n=0,1,2,\dots,(N-1)$ die periodiek is met periode N , zodat $x[n]=x[n+rN]$ voor alle gehele waarden van r . $X[k]$ is de Fourier coëfficiënten reeks van $x[n]$ met $k=0,1,2,\dots,(N-1)$ en heeft dezelfde periode als $x[n]$. In de reeks $X[k]$ bepaald de coëfficiënt $X[0]$ de DC-component in het signaal $x[n]$. De overige componenten vertegenwoordigen signalen van de reeks $x[n]$ met een periode die k keer in het bemonsterde interval

(N bemonsteringen) past. Dus, $X[3]$ is de Fourier coëfficiënt die overeen komt met het signaal dat precies drie perioden in de reeks $x[n]$ heeft. De amplitude van $X[3]$ geeft aan hoe sterk dit signaal in de reeks $x[n]$ aanwezig is. Is k groter dan $N/2$, dan gaat bovengenoemde eigenschap niet meer op. In dat geval kan gebruik worden gemaakt van de eigenschap dat $X[-k]=X[N-k]$. Hieruit volgt dat k , voor k groter dan $N/2$, negatieve frequenties voorstelt.

Wordt de reeks $x[n]$ met behulp van de DFT naar het frequentiedomein getransformeerd, dan heeft de Fourier coëfficiënten reeks $X[k]$ een bepaalde maximale resolutie die van N afhangt. De resolutie van $X[k]$ kan kunstmatig vergroot worden door de tijdreeks $x[n]$ uit te breiden met nullen. Deze langere tijdreeks moet dan gebruikt worden om de Fouriercoëfficiënten reeks $X[k]$ te berekenen. Een reeks die in lengte is verdubbeld geeft in het frequentiespectrum een twee keer zo hoge resolutie.

In het geval dat N groot is, zal het berekenen van de DFT en de IDFT veel bewerkingen (en tijd) kosten. Daarom kan in plaats van de DFT ook gebruik gemaakt worden van de Fast Fourier Transform (FFT). De FFT is een methode om de DFT op een snellere manier uit te rekenen [Verkroost]. Het resultaat van de FFT is gelijk aan het resultaat van de DFT. Het algoritme gaat uit van de definitie van de DFT in (2.4). $X[k]$ kan opgesplitst worden in de som van de even componenten en de oneven componenten van $x[n]$:

$$\begin{aligned} X[k] &= \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2n] e^{-j\left(\frac{2\pi 2nk}{N}\right)} + e^{-j\left(\frac{2\pi k}{N}\right)} \sum_{n=0}^{\frac{N}{2}-1} x[2n+1] e^{-j\left(\frac{2\pi 2nk}{N}\right)} \\ &= A[k] + e^{-j\left(\frac{2\pi k}{N}\right)} B[k] \end{aligned} \quad (2.5)$$

Hierin is $A[k]$ de $N/2$ -punts DFT van de even genummerde bemonsteringen en $B[k]$ de $N/2$ -punts DFT van de oneven genummerde bemonsteringen van $x[n]$. Aangezien $A[k]$ en $B[k]$ periodiek zijn met periode $N/2$ kan voor $X[k+N/2]$ afgeleid worden dat geldt:

$$X\left[k+\frac{N}{2}\right] = A[k] - e^{-j\left(\frac{2\pi k}{N}\right)} B[k] \quad (2.6)$$

Op deze manier kunnen we $A[k]$ en $B[k]$ weer opsplitsen in $N/4$ -punts DFT's enz. Uiteindelijk blijven er alleen 2-punts DFT's over. Een voorwaarde is dan wel dat N een macht van twee is.

Omdat $x[n]$ telkens verder gesplitst wordt in twee rijen, één met de even en één met de

oneven elementen, is de volgorde van het resultaat $X[k]$ bit reversed¹⁾. Om $X[k]$ in de juiste volgorde te krijgen moet $x[n]$ in de bit reversed volgorde aangeboden worden.

Het aantal bewerkingen is op deze manier teruggelopen van N^2 voor de DFT naar $N^2 \log N$ voor de FFT. Voor grote N kan dit een aanzienlijke snelheidswinst opleveren.

2.3.2 De Hartleytransformatie

Tot nu toe is er bij zowel de DFT als de FFT vanuit gegaan dat de reeks $x[n]$ een complexe reeks is. Als de reeks $x[n]$ reëel is, kan aan de DFT een aantal vereenvoudigen worden aangebracht die het aantal bewerkingen om de DFT te berekenen verminderen.

In (2.4) is de definitie gegeven van de DFT. Wordt de complexe e-macht uitgewerkt in een sinus- en een cosinusterm en wordt aangenomen dat $x[n]$ een reële reeks is, dan vormt de som van de sinus-termen het imaginaire deel van $X[k]$ en de som van de cosinus-termen het reële deel van $X[k]$:

$$\begin{aligned} \operatorname{Re}\{X(k)\} &= \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \cos\left(\frac{2\pi nk}{N}\right) \\ \operatorname{Im}\{X(k)\} &= -\sum_{n=0}^{N-1} x(n) \sin\left(\frac{2\pi nk}{N}\right) \end{aligned} \quad (2.7)$$

In deze formule is het reële deel van $X[k]$ een even functie en het imaginaire deel van $X[k]$ een oneven functie. Hierdoor kan met de helft van het reële deel en de helft van het imaginaire deel van de Fouriertransformatie volstaan worden om de DFT van $x[n]$ volledig te berekenen.

Een transformatie die gebruik maakt van deze eigenschap is de Hartleytransformatie. De Discrete Hartley Transformatie (DHT) is gedefinieerd als:

¹⁾ Met bit reversed wordt bedoeld: Schrijf de index n van $x[n]$ binair op. Keer bij deze binaire schrijfwijze de bitvolgorde om. Het binaire getal dat zo ontstaat geeft de nieuwe index van $x[n]$ weer. Bijvoorbeeld voor $N=8$ wordt $x[3]=x[011b]$ op plaats $110b=6$ aangeboden [Verkroost].

$$\begin{aligned}
 H[k] &= \sum_{n=0}^{N-1} x[n] \left[\cos\left(\frac{2\pi nk}{N}\right) + \sin\left(\frac{2\pi nk}{N}\right) \right] \\
 x[n] &= \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} H[k] \left[\cos\left(\frac{2\pi nk}{N}\right) + \sin\left(\frac{2\pi nk}{N}\right) \right]
 \end{aligned} \tag{2.8}$$

Tussen de Fouriertransformatie en de Hartleytransformatie blijkt het volgende verband te bestaan:

$$(2.9) \quad (1+j)X[k] = H[k] + jH[-k]$$

Geheel analoog aan de Fouriertransformatie kan de Hartleytransformatie in een even reeks $A[k]$ en een oneven reeks $B[k]$ gesplitst worden. Dit kan dan weer net zolang herhaald worden totdat er alleen nog maar 2-punts DHT's overblijven. Het algoritme dat op deze manier de Hartleytransformatie berekent staat bekend als de Fast Hartley Transform (FHT).

2.3.3 Frequentiemeting met de Fouriertransformatie

Wordt deze methode geïmplementeerd, dan zijn de volgende twee eigenschappen van belang:

- **Frequentieresolutie:** De frequentieresolutie is afhankelijk van het aantal bemonsteringen en de laagste frequentie die in het signaal voorkomt. De bemonsteringsfrequentie houdt weer verband met het anti-aliasing-filter.
- **Verwerkingssnelheid:** De verwerkingssnelheid bepaalt hoe snel het frequentiesignaal bemonsterd kan worden en wordt bepaald door het aantal bemonsteringen.

Het aantal bemonsteringen (N) dat genomen moet worden is afhankelijk van de laagste frequentie die in het ademhalings signaal voorkomt en van de bemonsterfrequentie.

$$T_{max} = N \times T_s \iff N = \frac{T_{max}}{T_s} = \frac{f_s}{f_{min}} \tag{2.10}$$

hierin is,

f_s : De bemonsterfrequentie met een periodetijd T_s .

f_{min} : De laagste frequentie die in het ademhalings signaal voorkomt met een periodetijd T_{max} .

Dit betekent dat N opeenvolgende bemonsteringen alle informatie van het ademhalings signaal bevatten. Echter, omdat uit het frequentiespectrum de frequentie van het ademhalings-

signaal bepaald moet worden, zal de resolutie van het frequentiespectrum de beperkende factor zijn met betrekking tot de resolutie van het ademhalingsfrequentiesignaal. De relatieve onnauwkeurigheid (μ) van het frequentiespectrum als functie van de n-de frequentiecomponent kan worden bepaald met:

$$\mu = \frac{\Delta f}{f_n} = \frac{f_s}{f_n \times N} \leq 10\% \quad (2.11)$$

hierin is,

f_n : De n-de frequentiecomponent uit het discrete Fourierspectrum.

Δf : De absolute frequentieonnauwkeurigheid: $\Delta f = f_{n+1} - f_n$ met $f_n = n(f_s \cdot N^{-1})$.

De relatieve onnauwkeurigheid mag in het slechtste geval niet boven de 10% uitkomen zoals in paragraaf 1.3 in de ontwerpisen gesteld is. De laagste onnauwkeurigheid treed op als f_n minimaal is: $f_n = f_{\min} = 0.1$ Hz. Invullen van formule (2.10) en $f_n = f_{\min}$ in formule (2.11) laat zien dat de resolutie van een $\left(\frac{f_s}{f_{\min}}\right)$ -punts FFT niet groot genoeg is om aan de ontwerpisen te kunnen voldoen.

Zoals in paragraaf 2.3.1 is besproken kan de resolutie van het spectrum verhoogd worden door meer bemonsteringen te nemen. Het aantal bemonsteringen dat genomen moet worden om de resolutie aan de ontwerpisen te laten voldoen is:

$$N_{\min} \geq \frac{f_s}{10\% \times f_n} \quad (2.12)$$

Aangezien alleen f_s variabel is, wordt de resolutie van het Fourierspectrum volledig bepaald door de bemonsterfrequentie. Omdat de snelheid van de Fouriertransformatie meer dan lineair afhankelijk is van N_{\min} (namelijk $N^2 \log N$) moet de bemonsterfrequentie zo laag mogelijk gekozen worden.

Om te voorkomen dat bij het bemonsteren van het ademhalingsignaal de hogere orde spectra¹⁾ in het basisbandspectrum¹⁾ komen, moet het ademhalingsignaal met een anti-aliasing filter gefilterd worden voordat het ademhalingsignaal bemonsterd wordt. Volgens Nyquist moet de bemonsterfrequentie minimaal twee keer de maximale frequentie in het te bemonsteren tijdsignaal zijn. Een oneindig strak filter is echter niet te construeren zodat de

¹⁾ Het spectrum van het bemonsterde ademhalingsignaal bestaat uit periodieke uitbereidingen (hogere orde spectra) van het spectrum van het originele tijdcontinue ademhalingsignaal (basisband spectrum) [Baher,1990].

bemonsterfrequentie hoger zal komen te liggen zodat er ruimte in het spectrum is om het signaal voldoende te dempen. Gaan we ervan uit dat de invloed van de hogere orde spectra minder dan 5% moet bedragen en dat de hoogste frequentie in het ademhalingssignaal 2 Hz bedraagt, dan staan hiervoor in tabel 2.1 de overeenkomstige waarden voor de orde van het filter, de bemonsterfrequentie (f_s) en het aantal bemonsteringen (N_{\min}). Voor wat betreft het aantal bemonsteringen geldt bovendien nog dat N_{\min} een macht van twee moet zijn zodat we de Fast Fourier Transformatie kunnen toepassen in plaats van de Discrete Fourier Transformatie.

Orde van het filter	f_s (Hz)	N_{\min}	Orde van het filter	f_s (Hz)	N_{\min}
1	79,8	8192	4	8,5	1024
2	17,9	2048	5	7,2	1024
3	10,8	2048	6	6,5	1024

Tabel 2.1 Tabel van filterorde, bemonsterfrequentie en aantal bemonsteringen.

Ik heb gekozen voor een filter van de vierde orde en een bemonsterfrequentie van 10 Hz. Met deze keuze is zowel voor het aantal bemonsteringen als voor de orde van het filter de kleinst mogelijke waarde genomen.

De snelheid van de frequentiemeting is zoals gezegd afhankelijk van het aantal bemonsteringen. Nu het aantal bemonsteringen bekend is, is hiermee de snelheid van de frequentiemeting alleen nog te beïnvloeden door de snelheid van de rekenprocessor.

In paragraaf 1.3 is een grafiek gegeven van de ademhalingsfrequentie als functie van de tijd (figuur 1.2). Deze grafiek geeft de grootst mogelijke stijging van de ademhalingsfrequentie weer. Om te bepalen hoe vaak we dit signaal minimaal moeten bemonsteren om het in grote lijnen te kunnen reconstrueren moeten we het frequentiespectrum van dit signaal weten. Aan de hand van het frequentiespectrum kan dan bepaald worden welke frequenties van het ademhalingsfrequentiesignaal wel en welke frequenties niet relevant zijn.

Voor het ademhalingsfrequentiesignaal van figuur 1.2 kan de volgende formule worden opgesteld:

$$f_{AF}(t) = 0.2 + 0.5[1 - e^{-0.05t}] \quad (2.13)$$

Hierin is voor relatieve fout δ de waarde 5% ingevuld. Het amplitudespectrum van dit

signaal wordt voorgesteld door:

$$|F(\omega)| = \frac{0.5}{\sqrt{\omega^2 + 0.07^2}} \quad (2.14)$$

Wordt ervan uit gegaan dat alleen de frequenties tot het -3db punt belangrijk zijn (dit is de bandbreedte van het ademhalingsfrequentiesignaal), dan kan hieruit berekend worden hoe snel een nieuwe frequentiewaarde berekend moet zijn. Het -3db punt ligt bij een frequentie van $0.07 \left(\frac{\text{Rad}}{\text{Sec}} \right) = 0.011 \text{ Hz}$. De bemonsterfrequentie van het ademhalingsfrequentiesignaal zal het dubbele hiervan moeten zijn zodat hieruit volgt dat minimaal één keer per 45 seconden een nieuwe frequentiewaarde berekend moet zijn.

Deze berekening geldt natuurlijk ook voor de tweede methode en zal daar niet herhaald worden. In hoofdstuk 3 is aan de hand van een aantal metingen beschreven hoe deze methode is geïmplementeerd. In dat hoofdstuk komt het gebruikte algoritme en de doeltreffendheid van het algoritme aan de orde.

Als laatste in deze paragraaf nog het een en ander over de te verwachten voor- en nadelen van de Fouriermethode. Zoals gezegd wordt bij het bepalen van de ademhalingsfrequentie uit het frequentiespectrum de frequentiecomponent gehaald met de hoogste spectrale dichtheid. Zolang de amplitude van storingen en ruis op het ademhalings signaal niet groter zijn dan de amplitude van het ademhalings signaal zelf, zullen deze storingen en ruis geen invloed hebben op het resultaat van de frequentiemeting. Om deze reden mag verwacht worden dat deze methode ongevoelig is voor ruis en storingen. Voor het berekenen van het amplitudespectrum is echter een algoritme nodig dat de 1024-punts DFT van het ademhalings signaal berekent. Het berekenen van een 1024-punts DFT vergt veel rekentijd, terwijl voor de opslag van (tussen) resultaten een groot (RAM) geheugen nodig is. Samenvattend kan opgeschreven worden:

Voordelen : Ongevoelig voor ruis en storingen

Nadelen : Rekenintensief, groot geheugen nodig, ingewikkeld algoritme

2.4 De Hilberttransformatiemethode

In het artikel 'Möglichkeiten des Einsatzes der Diskreten Hilberttransformation in der Biosignalanalyse - Nachweis der Effizienz durch Signalmodelle' wordt gesproken over de mogelijkheid de diskreten Hilberttransformatie te gebruiken bij biosignalen [Witte,1989].

Mijn interesse in deze methode is gelegen in het feit dat hiermee rechtstreeks de frequentie van een tijdsignaal bepaald kan worden. Ook wordt in dit artikel de ademhalingsfrequentie als mogelijk signaal voor de Hilberttransformatie aangeduid. Ondanks het feit dat deze methode gebruik maakt van zowel de Fouriertransformatie als de inverse-Fouriertransformatie is deze methode toch sneller dan de vorige methode. De oorzaak hiervoor is dat de resolutie van het ademhalingsfrequentiesignaal niet afhankelijk is van de resolutie van het frequentiespectrum.

In deze paragraaf (2.4) wordt besproken hoe deze methode is uitgewerkt en geïmplementeerd. Begonnen wordt met het beschrijven van de Hilberttransformatie (paragraaf 2.4.1), waarna de frequentiemeting met de Hilberttransformatie aan de orde komt (paragraaf 2.4.2). Ook komen de te verwachten voor- en nadelen van deze methode ten opzichte van de Fouriertransformatie methode aan de orde.

2.4.1 De Hilberttransformatie

Ieder signaal kan worden voorgesteld door de som van een even signaal en een oneven signaal. Meer specifiek, met $x_e[n]$ en $x_o[n]$ respectievelijk het even en het oneven deel van $x[n]$, kan het signaal $x[n]$ voorgesteld worden door:

$$x[n] = x_e[n] + x_o[n] \quad (2.15)$$

waarin:

$$\begin{aligned} x_e[n] &= \frac{x[n] + x[-n]}{2} \\ x_o[n] &= \frac{x[n] - x[-n]}{2} \end{aligned} \quad (2.16)$$

Voldoet het signaal $x[n]$ aan de eigenschap dat $x[n]=0$ voor $n<0$, dus ook $x[-n]=0$ voor $n>0$, dan wordt het signaal causaal genoemd. Voor het ademhalingssignaal geldt dat het ooit is begonnen, zodat mag worden aangenomen dat het ademhalingssignaal een causaal signaal is. Is het signaal $x[n]$ een causaal signaal, dan kan voor de signalen $x_e[n]$ en $x_o[n]$ geschreven worden:

$$\left. \begin{aligned} x_e[n] &= \frac{1}{2}x[n] & n > 0 \\ x_o[n] &= \frac{1}{2}x[n] & n > 0 \end{aligned} \right\} \rightarrow x_e[n] = x_o[n] \quad n > 0 \quad (2.17)$$

Als $X_i(e^{j\omega})$ de Fouriergetransformeerde van het signaal $x_e[n]$ en $jX_i(e^{j\omega})$ de Fouriergetrans-

formeerde van het signaal $x_o[n]$ is, dan wordt de Fouriergetransformeerde van $x[n]$ gegeven door:

$$X(e^{j\omega}) = X_r(e^{j\omega}) + jX_i(e^{j\omega}) \quad (2.18)$$

Voor de Fouriertransformatie gelden de volgende twee eigenschappen met betrekking tot het reële en het imaginaire spectrum van $X(e^{j\omega})$:

$$\begin{aligned} X_r(e^{-j\omega}) &= X_r(e^{j\omega}) \\ jX_i(e^{-j\omega}) &= -jX_i(e^{j\omega}) \end{aligned} \quad (2.19)$$

Uit formules (2.17), (2.18) en (2.19) volgt dat voor $X(e^{j\omega})$ geldt:

$$X(e^{j\omega}) = \begin{cases} 2X_r(e^{j\omega}) & 0 \leq \omega < \pi \\ 0 & -\pi \leq \omega < 0 \end{cases} \quad (2.20)$$

en:

$$X(e^{j\omega}) = \begin{cases} 2jX_i(e^{j\omega}) & 0 \leq \omega < \pi \\ 0 & -\pi \leq \omega < 0 \end{cases} \quad (2.21)$$

Hieruit kunnen we direct een relatie tussen $X_r(e^{j\omega})$ en $X_i(e^{j\omega})$ halen:

$$X_i(e^{j\omega}) = \begin{cases} -jX_r(e^{j\omega}) & 0 \leq \omega < \pi \\ jX_r(e^{j\omega}) & -\pi \leq \omega < 0 \end{cases} \quad (2.22)$$

of ook:

$$X_i(e^{j\omega}) = H(e^{j\omega})X_r(e^{j\omega}) \quad (2.23)$$

met:

$$H(e^{j\omega}) = \begin{cases} -j & 0 \leq \omega < \pi \\ j & -\pi \leq \omega < 0 \end{cases} \quad (2.24)$$

De frequentieoverdrachtsfunctie $H(e^{j\omega})$ heeft een amplitude van één, een fase van: -90° voor $0 \leq \omega < \pi$ en een fase van $+90^\circ$ voor $-\pi \leq \omega < 0$. Een systeem met deze eigenschappen wordt een ideale 90-graden fasedraaier genoemd en staat bekend onder de naam Hilbert transformator.

2.4.2 Frequentiemeting met de Hilberttransformatie

Uit het bovengenoemde volgt dat een causaal signaal met behulp van de Hilberttransformatie 90° in fase verschoven kan worden. Voor een causaal signaal kan een complex tijdsignaal (ook wel analytisch signaal of reeks genoemd) opgesteld worden met $0 \leq n < N$ en n geheel:

$$x[n] = x_r[n] + jx_i[n] \quad (2.25)$$

Hierin zijn $x_r[n]$ en $x_i[n]$ reële getallen, met:

$$\begin{aligned} x_r[n] = 2x_e[n] = 2x_o[n] &\iff X_r(e^{j\omega}) \\ x_i[n] &\iff X_i(e^{j\omega}) \end{aligned} \quad (2.26)$$

Een alternatieve representatie van het complexe signaal is mogelijk door gebruik te maken van de amplitude $A(n)$ en de fase $\Phi(n)$ als mede de frequentie $F(n)$ van $x[n]$:

$$x[n] = A[n]e^{j\Phi[n]} \quad (2.27)$$

waarin:

$$\begin{aligned} A[n] &= \sqrt{x_r^2[n] + x_i^2[n]} \\ \Phi[n] &= \arctan\left(\frac{x_i[n]}{x_r[n]}\right) = \omega_n n + \varphi_0 \\ F[n] &= \frac{d\Phi[n]}{dt} = \omega_n \end{aligned}$$

Omdat de met biosignalen aangeduide tijdssignalen reële signalen zijn, is alleen het signaal $x_r[n]$ door meting beschikbaar. Wordt de overdrachtsfunctie $H(e^{j\omega})$ met behulp van een rekenalgoritme (operator-HT) gerealiseerd, dan kan met behulp van de Fouriertransformatie en de inverse Fouriertransformatie het imaginaire deel berekend worden door:

$$x_i[n] = \mathcal{F}^{-1}\{HT[\mathcal{F}\{x_r[n]\}]\} \quad (2.28)$$

Waarin $x_i[n]$ het Hilbertgetransformeerde reële deel is.

Via $F[n]$ kan rechtstreeks de frequentie uit een tijdsignaal berekend worden. Het nadeel is dat door de differentiator het signaal $F[n]$ veel last van ruis en hoogfrequente stoorsignalen heeft. Een mogelijke oplossing voor dit probleem is het signaal $F[n]$ te filteren, bijvoorbeeld door alle bemonsteringen te middelen (Maximum Likelihood Estimation filter) of gebruik te maken van een Moving Average filter.

In het geval van de Hilberttransformatiemethode wordt de frequentie van het signaal $x[n]$ niet via het frequentiespectrum bepaald, maar in het tijdsdomein. In dit geval is de resolutie van het frequentiespectrum ook geen criterium meer voor de nauwkeurigheid van de gemeten frequentie. De resolutie wordt hier voornamelijk bepaald door de nauwkeurigheid waarmee de arctan berekend wordt. De Fourieranalyse moet bij de Hilberttransformatie zodanig worden toegepast dat in ieder geval geen relevante informatie verloren gaat, maar het oplossend vermogen van het spectrum hoeft ook niet onnodig vergroot te worden. Bij een bemonsterfrequentie van 10 Hz en een minimaal te meten frequentie van 0.1 Hz betekent dit dat een reeks met 100 opeenvolgende bemonsteringen alle informatie van het te meten signaal bevat. Omdat we bovendien nog gebruik willen maken van de Fast Fourier Transform, zal het aantal bemonsteringen een macht van twee moeten zijn. Voor het aantal bemonsteringen is daarom 128 gekozen. Voor de Fouriertransformaties betekent dit een behoorlijke snelheidswinst ten opzichte van de vorige methode.

Ook voor deze methode geldt dat het gebruikte algoritme aan de hand van metingen in hoofdstuk 3 beschreven is. Doordat bij de Hilbertmethode een 128-punts DFT en IDFT gebruikt wordt, is voor het berekenen van de Hilberttransformatie minder tijd nodig dan voor het berekenen van een 1024-punts DFT bij de Fouriermethode. Bovendien heeft een 128-punts DFT minder (RAM) geheugen nodig voor de opslag van (tussen) resultaten. Omdat bij de Hilbertmethode alle frequenties in het ademhalingssignaal worden meegenomen bij het bepalen van de momentane frequentie kan verwacht worden dat storingen en ruis een grotere invloed op het uiteindelijke resultaat zullen hebben dan bij de Fouriermethode. Voor de te verwachten voor en nadelen kan het volgende rijtje worden opgeschreven:

Voordelen : Snel (minder rekenintensief ten opzichte van de eerste methode), Weinig geheugen nodig

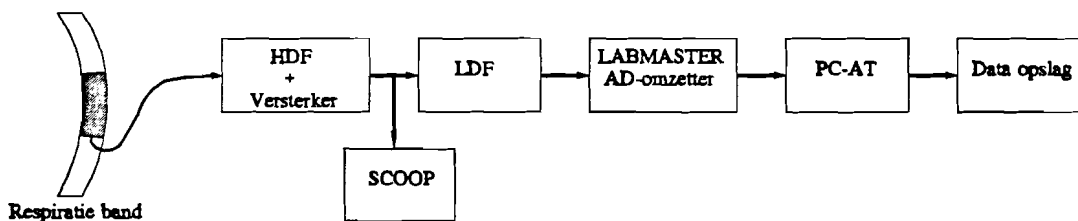
Nadelen : Gevoelig voor ruis en storingen, zeer ingewikkeld algoritme

3. Onderzoeksresultaten

In het vorige hoofdstuk zijn een aantal methoden besproken waarvan verwacht wordt dat hiermee de frequentie van het ademhalingssignaal bepaald kan worden. Om de methoden afzonderlijk te kunnen testen en onderling op hun doeltreffendheid te kunnen vergelijken, zijn ademhalingssignalen met de twee meetmethoden verwerkt. Hiervoor zijn in het revalidatiecentrum Blixembosch een aantal opnamen gemaakt van ademhalingssignalen (paragraaf 3.1). Deze opnamen zijn gemaakt bij proefpersonen die onderworpen waren aan een looptest en/of fietstest. De metingen zijn vervolgens verwerkt (paragraaf 3.2) en de resultaten van de twee methoden zijn vergeleken (paragraaf 3.4). Om na te gaan of met de respiratieband ook daadwerkelijk de ademhalingsfrequentie gemeten kan worden zijn een aantal referentiemetingen verricht (paragraaf 3.3).

3.1 De meetopstelling

De meetopstelling die gebruikt is voor zowel de loop- als de fietstesten is in figuur 3.1 gegeven.



Figuur 3.1 Blokschema van de meetopstelling.

In deze meetopstelling zijn de volgende onderdelen aanwezig:

- de respiratieband die het ademhalingssignaal van de proefpersoon meet.
- Een hoogdoorlaat filter (HDF) dat de DC-component uit het ademhalingssignaal filtert. Dit is nodig om het resterende signaal voldoende te kunnen versterken, zonder dat de signalen aan begrenzings van de elektronica vastloopt. Het HDF is een tweede orde filter en heeft een afsnijfrequentie van 0.1 Hz.
- Een versterker die het signaal van de respiratieband versterkt zodat de amplitude van het gemeten signaal groot genoeg is om de A/D-omzetter voldoende uit te sturen. De versterking is instelbaar gemaakt van 50 tot 500 keer.
- Een laagdoorlaat filter (LDF) dat functioneert als anti-aliasing filter. Dit filter voorkomt dat mogelijke hoogfrequente storingen en ruis in het basisbandspectrum

- terug komen door het bemonsteren van het ademhalingssignaal. Het LDF is een vierde orde filter met een kantelfrequentie van 6.5 Hz.
- Een A/D-omzetter die het ademhalingssignaal bemonstert met 30 Hz. Deze frequentie kan softwarematig worden ingesteld. Bij alle metingen is echter dezelfde bemonsterfrequentie toegepast.
 - Een AT computer die de sturing van de A/D-omzetter en de data stroom verzorgt. De software die dit verzorgt is geschreven in turbo pascal. In één keer kan met deze software maximaal 25000 bemonsteringen genomen worden. Met een bemonsterfrequentie van 30 Hz komt dit neer op een ononderbroken meettijd van maximaal 13 minuten en 50 seconden.
 - Een Disc Drive waar de bemonsterde data opgeslagen wordt. De gegevens zijn als ASCII naar de disc geschreven. De opslag van de gegeven is als volgt:
 - Het eerste getal geeft de bemonsterfrequentie aan en wordt gevolgd door een <LF> en een <CR>.
 - Vervolgens een rij met 25000 getallen die de bemonsteringen voorstellen. Ieder getal is in het bestand opgeslagen als een ASCII gevolgd door een <LF> en een <CR>.
 - Een scoop waarmee de amplitude van het ademhalingssignaal gemeten kan worden. Dit is nodig om de versterking van de meetopstelling op de juiste waarde te kunnen instellen. De versterking is eenmalig afgeregeld op 150.

In totaal zijn er twee looptesten en drie fietstesten afgenomen bij vier proefpersonen, waarvan één persoon zowel de fietstest als de looptest ondergaan heeft.

Begonnen is met de looptest. Hiervoor hebben de twee proefpersonen na elkaar de respiratieband omgekregen waarna ze zijn gaan lopen met een snelheid van respectievelijk 2,3(m/s) en 2,0(m/s) en dit gedurende 13 minuten en 50 seconden. Deze test heeft geresulteerd in twee databestanden, genaamd:

- BART0001.TST¹⁾
- WALT0001.TST

Bij de eerste meting is experimenteel de versterking van de meetopstelling ingesteld en vervolgens is deze versterking bij de overige metingen niet meer veranderd.

¹⁾ Dit bestand is het resultaat van de eerste meting. Deze meting is gedeeltelijk gebruikt om de versterker in de meetopstelling op de juiste waarde af te regelen. Hierdoor komt de amplitude van de eerste helft van dit signaal niet overeen met de amplitude van de werkelijke ademhaling.

Na de looptest is begonnen met de fietstest. Hiervoor hebben drie proefpersonen na elkaar plaats genomen op de hometrainer en de respiratieband om gekregen. Bij deze metingen is het volgende protocol gevolgd:

Tijd (min)	0.00	1.00	2.00	3.00	4.00	5.00	6.00
P (Watt)	60	100	120	140	160	180	200
Tijd (min)	7.00	8.00	9.00	9.30	10.00	10.15	∞
P (Watt)	220	240	300	400	450	500	0

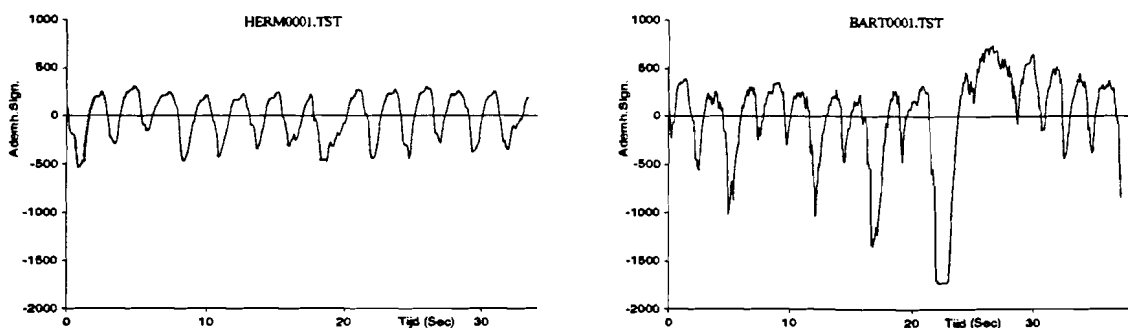
Tabel 3.1 Tabel van het gevolgde protocol bij de fietstest.

De betreffende proefpersonen zijn vervolgens gaan fietsen. Hierbij is de meting gestopt op het moment dat de betreffende proefpersoon uitgeput raakte. Deze test heeft geresulteerd in drie databestanden, namelijk:

- BART0002.TST
- HERM0001.TST
- EDWI0001.TST

3.2 Het verwerken van de meetresultaten

Om de meetresultaten te kunnen verwerken zijn de ademhalingsignalen eerst met behulp van AutoCAD uitgeprint. In figuur 3.2 zijn twee van deze signalen weergegeven. De



Figuur 3.2 Grafiek van de gemeten ademhalingsignalen.

signalen zijn ademhalingsignalen van twee verschillende proefpersonen. Zoals uit de figuren

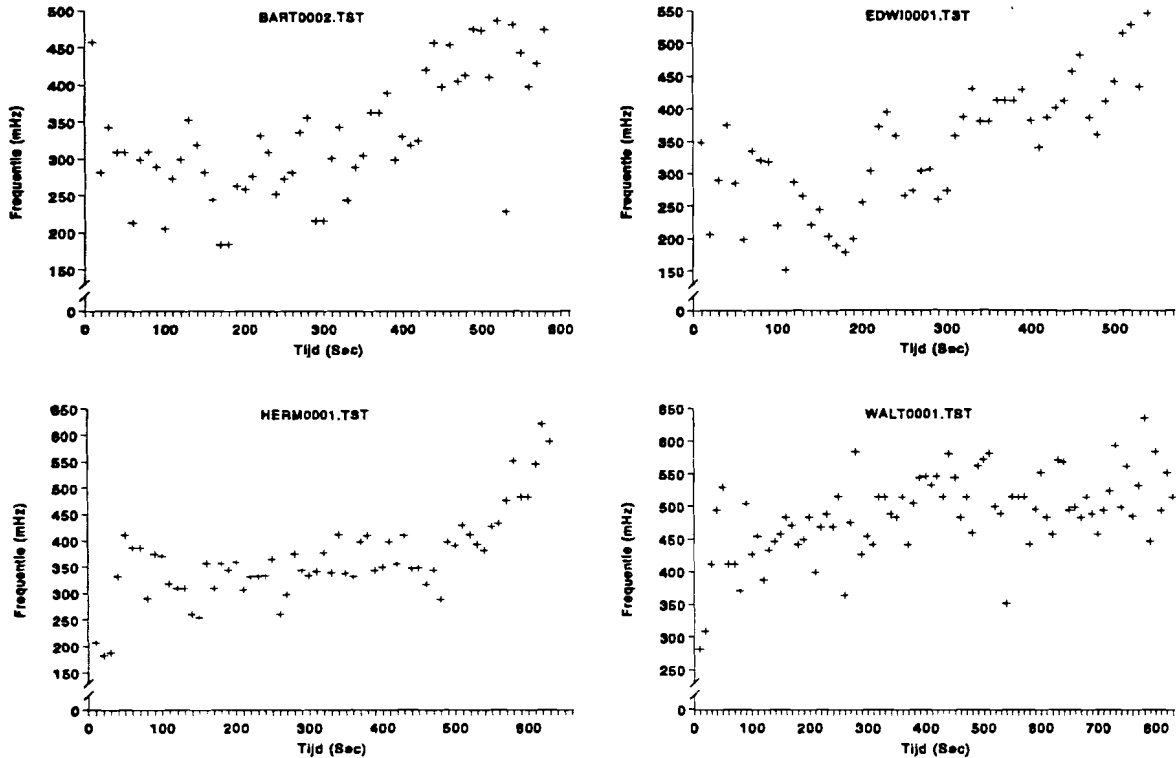
blijkt heeft het tweede signaal meer last van pieken naar beneden (inademingspieken) dan het eerste signaal. Dit ondanks het feit dat de meetopstelling tijdens de metingen niet is veranderd. Uit de metingen kan geconcludeerd worden dat de pieken zeer waarschijnlijk verband houden met de mechanische spanning waarmee de respiratieband om de borstkas bevestigd is. Wordt de respiratieband voldoende strak om de borstkas bevestigd, dan zal het aantal inademingspieken minimaal zijn. Voor de verwerking van de signalen zijn de inademingspieken minder van belang, omdat deze pieken de meetresultaten nauwelijks beïnvloeden. Bovendien kunnen de pieken, in gebieden waar de meetresultaten wel beïnvloed worden door de inademingspieken, op een eenvoudige manier verwijderd worden. Dit wordt in paragraaf 3.2.1 besproken.

De uitgeprinte signalen zijn vervolgens in tijdsintervallen van 10 seconden verdeeld. Van ieder interval is de gemiddelde frequentie bepaald door het aantal perioden in het tijdsinterval te schatten. Er is gekozen voor tijdsintervallen van 10 seconden omdat op deze manier de tijd tussen twee frequentiewaarden minimaal is. Zoals in het vorige hoofdstuk besproken is, bevat 10 seconden ademhalings signaal alle relevante informatie die het signaal rijk is, mits de bemonsterfrequentie hoog genoeg is. Langere intervaltijden kunnen gerealiseerd worden door de frequenties van meerdere tijdsintervallen te middelen. Er wordt bij de overige paragrafen van uitgegaan dat de op deze manier gemeten waarden ook het werkelijke ademhalingsfrequentiesignaal voorstelt. Deze methode is toegepast op de laatste vier databestanden van de vorige paragraaf. De eerste meting is niet meegenomen om te voorkomen dat door de foutieve opname de betrouwbaarheid van de resultaten achteruit gaat.

In figuur 3.3 zijn de vier grafieken van de meetresultaten gegeven. In deze grafieken stelt ieder kruisje de over 10 seconden gemiddelde ademhalingsfrequentie van de betreffende proefpersoon voor. Worden deze resultaten bezien, dan vallen de volgende eigenschappen op:

- Er blijkt een grote spreiding in kort na elkaar volgende frequentiebemonsteringen te zijn. De spreiding is het gevolg van handelingen van de proefpersoon, zoals praten (actieve ademhalingsbeïnvloeding). Er blijft echter een duidelijke trend in het ademhalingsfrequentiesignaal zichtbaar.
- De spreiding neemt af naarmate de tijd vordert. Dit is het gevolg van het feit dat de ademhalingsamplitude (borstkasomvangveranderingen) toeneemt als de proefpersoon meer vermoeid raakt.
- De gemeten ademhalingsfrequenties liggen tussen 0.15 Hz en 0.7 Hz. Dit zou erop kunnen wijzen dat de in paragraaf 1.3 gestelde eis over de maximaal te detecteren frequentie van 2 Hz te hoog ligt. De hier gevonden meetresultaten, samen met de

gegevens van prof. Kuipers, die aangaf dat de ademhalingsfrequentie bij duursporters tussen 0.2 Hz en 0.7 Hz kan variëren, kan aanleiding zijn de gestelde eis over de maximaal te detecteren frequentie te herzien.



+++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de respiratieband.

Figuur 3.3 Grafieken van de ademhalingsfrequentiesignalen.

Gezien de ademhalingsfrequentiesignalen van figuur 3.3 zal het duidelijk zijn dat het weinig zin heeft de geproduceerde waarden zonder meer op een display te tonen. De waarden op zich zeggen niets over de trend in het ademhalingsfrequentiesignaal en de sporter zal in de afzonderlijke waarden geen trend kunnen herkennen. De beste oplossing voor dit probleem is de geproduceerde data zodanig te verwerken dat de trend in het verwerkte ademhalingsfrequentiesignaal duidelijk te herkennen is. Dit signaal kan dan vervolgens wel op het display getoond worden.

Er is met een combinatie van twee filters geprobeerd de trend van het ademhalingsfrequentiesignaal te bepalen. De twee gebruikte filters zijn:

- Een Moving Average filter (MAF)
- Een Laag Doorlaat filter (LDF)

De twee in serie geschakelde filters bleken een goed bruikbaar resultaat op te leveren. De overdrachtsfuncties van de filters in het frequentiedomein kunnen een indruk geven over hoe deze filters de aangeboden data verwerken, en welke instellingen de filters moeten krijgen om de data optimaal te kunnen verwerken.

In het discrete tijdsdomein kan het moving average filter als volgt weergegeven worden:

$$y[k] = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x[k-n] \quad (3.1)$$

Het moving average systeem berekent de n-de uitgangswaarde door N ingangswaarden rond de n-de waarde te middelen. De impulsresponsie van dit systeem is:

$$h[k] = \begin{cases} \frac{1}{N} & 0 \leq k < N \\ 0 & \text{anders} \end{cases} \quad (3.2)$$

Hieruit volgt voor de frequentieoverdracht van het moving average filter:

$$H_{MA}(e^{j\omega}) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} e^{-j\omega n T} \quad (3.3)$$

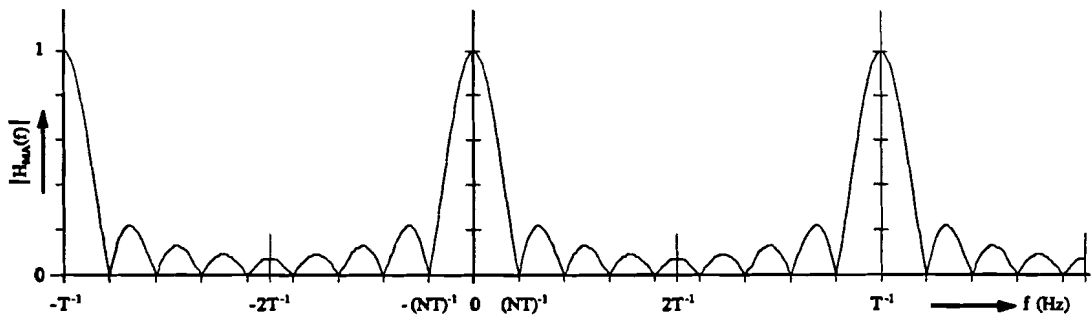
Door gebruik te maken van:

$$\sum_{n=0}^{N-1} \alpha^n = \frac{1-\alpha^N}{1-\alpha} \quad N > 0 \quad (3.4)$$

kan voor het amplitudespectrum van het moving average filter de volgende formule opgesteld worden:

$$|H_{MA}(e^{j\omega})| = \frac{1}{N} \sqrt{\frac{1-\cos(\omega NT)}{1-\cos(\omega T)}} \quad (3.5)$$

In figuur 3.4 is het amplitudespectrum van het moving average filter getekend. Uit deze figuur blijkt dat het amplitudespectrum, zoals te verwachten was, een periodieke functie is. Omdat er geen hogere frequenties dan de halve bemonsterfrequentie ($f_{\max} = (2T)^{-1}$) in het ademhalingsfrequentiesignaal voorkomen, kan dit filter zonder meer gebruikt worden om het ademhalingsfrequentiesignaal te filteren. Er wordt in dit geval geen last ondervonden van aliasing effecten. Het discrete laag doorlaat filter heeft als doel de zijlobben van het amplitudespectrum te dempen. Dit filter is evenals het moving average filter periodiek met T^{-1} .



Figuur 3.4 Amplitudespectrum van het moving average filter.

Het aantal bemonsteringen dat het moving average filter moet middelen is afhankelijk van de afsnijfrequentie (-3db) van dit filter. In tabel 3.2 is de afsnijfrequentie ($f_0=T_0^{-1}$) en het aantal bemonsteringen (N) dat wordt gemiddeld gegeven. Hierbij is aangenomen dat de bemonsterperiode 10 seconden bedraagt. In hoofdstuk 2 is met de gegevens uit paragraaf 1.3 berekend dat frequenties tot 0.011 Hz relevant zijn. Uit de tabel valt op te maken dat hiervoor 5 à 6 bemonsteringen genomen moeten worden.

N	$f_0=T_0^{-1}$ (Hz)	T_0 (Sec)	N	$f_0=T_0^{-1}$ (Hz)	T_0 (Sec)
2	0.0330	30	6	0.0101	99
3	0.0209	48	7	0.00866	115
4	0.0154	65	8	0.00758	132
5	0.0121	82	9	0.00674	148

Tabel 3.2 Tabel van de afsnijfrequentie, afsnijperiode en aantal bemonsteringen.

Doordat het moving average filter een aantal (5 of 6) ingangswaarden middelt, zal er een tijdsvertraging tussen het ingangs- en het uitgangssignaal optreden. Uit het fasespectrum kan bepaald worden hoe groot deze vertragingstijd is. In figuur 3.5 is het fasespectrum van het moving average filter weergegeven. Hieruit blijkt dat het moving average filter een lineaire fase heeft:

$$\varphi_{MA}(f) = -\pi NTf \iff \varphi_{MA}(\omega) = -\left(\frac{NT}{2}\right)\omega \quad (3.6)$$

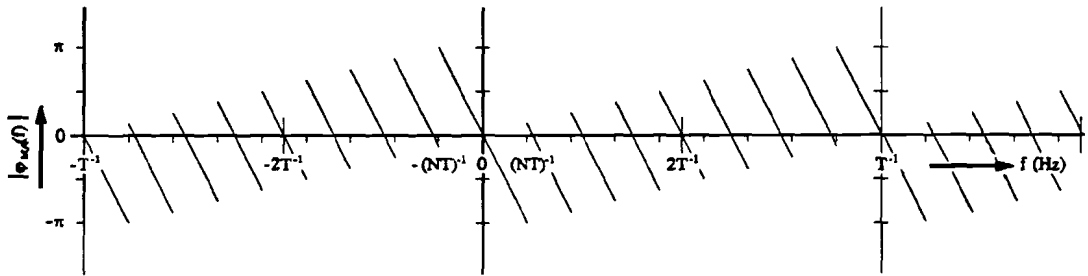
De looptijd (τ) is gedefinieerd als:

$$\tau = -\frac{d\varphi(\omega)}{d\omega} \quad (3.7)$$

Voor de vertragingstijd van het moving average filter (τ_{MA}) betekent dit:

$$\tau_{MA} = -\frac{d\left(-\frac{NT}{2}\omega\right)}{d\omega} = \frac{NT}{2} \quad (3.8)$$

Voor het gekozen aantal bemonsteringen van 5 à 6 betekent dit een vertragingstijd van 25 à 30 seconden.

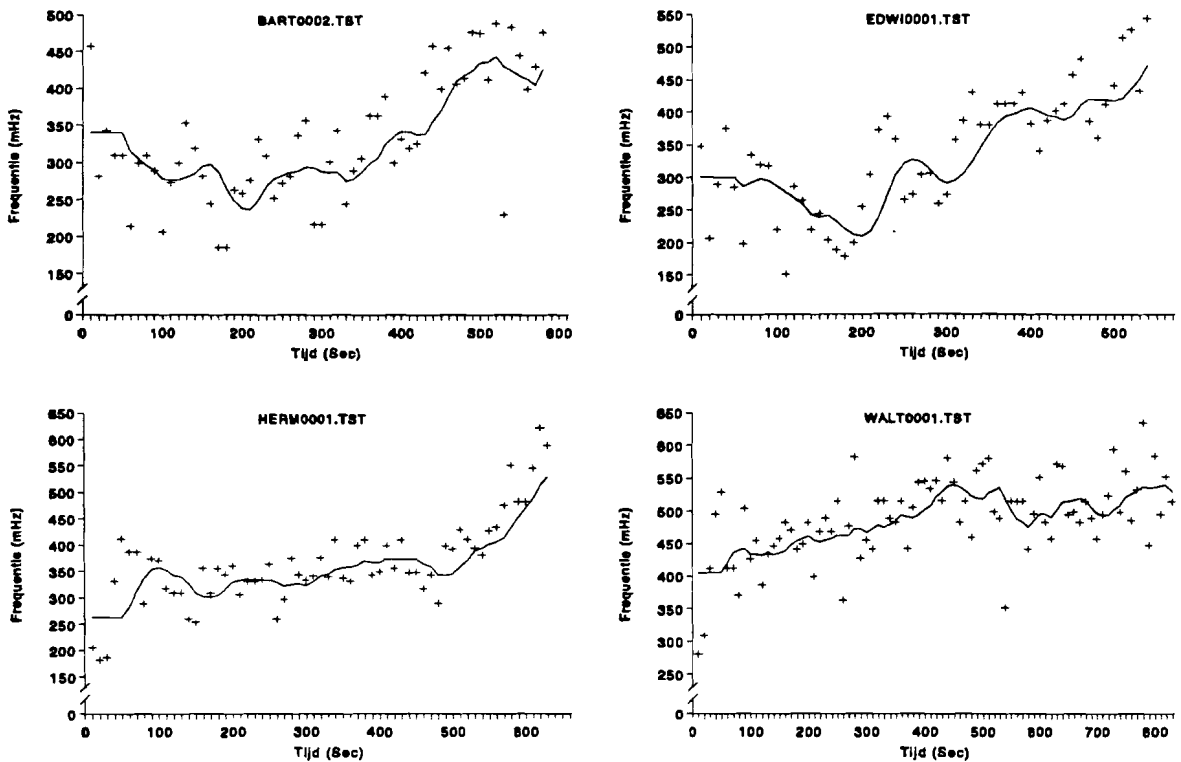


Figuur 3.5 Fasespectrum van het moving average filter.

Met de combinatie van het moving average filter en het laag doorlaat filter zijn de vier metingen in figuur 3.3 verwerkt. Voor het aantal bemonsteringen van het moving average filter is 5 genomen, terwijl de afsnijfrequentie van het laag doorlaat filter op $90^{-1}=0.011$ Hz is ingesteld. De resultaten hiervan zijn in figuur 3.6 weergegeven.

In deze grafieken is zowel het ongefilterde (+++) als het gefilterde (—) ademhalingsfrequentiesignaal getekend. De afzonderlijke waarden van het gefilterde signaal geven een veel betere indruk over het verloop van de trend in het ademhalingsfrequentiesignaal dan de afzonderlijke waarden van het niet gefilterde ademhalingsfrequentiesignaal. Hierbij moet nog opgemerkt worden dat de relatieve nauwkeurigheid van de trendbepaling toeneemt bij toenemende frequenties. Bij 0.5 Hz bijvoorbeeld, is de onnauwkeurigheid al 2% in plaats van de vereiste 10%. Wordt een onnauwkeurigheid van 10% toegepast op de hele schaal van deze grafieken, dan zullen fluctuaties in de trend, die ook in deze grafieken nog zichtbaar zijn, niet meer waarneembaar zijn. Er zal dan een meer 'gladde' grafiek overblijven.

Deze filtermethode wordt toegepast bij zowel de Fouriertransformatie methode als de Hilberttransformatie methode. Bij deze methoden wordt eerst met behulp van de Fouriertransformatie of de Hilberttransformatie de momentane frequentie bepaald, waarna deze frequentie door het moving average filter en het laag doorlaat filter bewerkt wordt. Het resultaat van deze filtering wordt vervolgens gebruikt om op het display te tonen.



+++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de respiratieband
 — : Trend-gefilterde ademhalingsfrequentiesignaal

Figuur 3.6 Grafieken van de gefilterde ademhalingsfrequentiesignalen.

3.2.1 Metingen met de Fouriertransformatie

Bij de Fouriertransformatie methode is op dezelfde manier te werk gegaan als bij het handmatig verwerken van de ademhalingsignalen. Als eerste zal 10 seconden van het ademhalings signaal ingelezen moeten worden. 10 seconden ademhalings signaal bemonsterd met 10 Hz komt neer op 100 waarden. Omdat bij de Fouriertransformatiemethode een 1024-punts DFT gebruikt wordt, blijven 924 punten over die nog geen waarde hebben. Worden deze punten met nullen gevuld, dan ontstaat hierdoor een stap in het te transformeren signaal. Deze stap levert in het frequentiedomein een sinc-functie op, die de meetnauwkeurigheid zal aantasten. Door de reeks van 100 waarden uit te breiden naar 1024 waarden, wordt vermeden dat er in de reeks een stap optreedt. Dit uitbreiden kan onder andere door het kopiëren van de eerste 100 waarden in de overige punten. Wordt dit kopiëren zonder meer gedaan, dan zal het duidelijk zijn dat er bij de overgangen tussen twee gekopieerde reeksen opnieuw sprongen kunnen ontstaan. Deze sprongen zijn er voor verantwoordelijk dat

pieken in het frequentiespectrum 'uitsmeren' (breder worden). Dit kan worden voorkomen door er voor te zorgen dat het ingelezen ademhalings signaal altijd eindigt op een nuldoorgang met een positieve richtingscoëfficiënt. Op deze manier kan het ingelezen signaal wel gekopieerd worden zonder dat er sprongen in het tijdsignaal optreden. Treedt er geen nuldoorgang met een positieve richtingscoëfficiënt op binnen 5 seconden na het inlezen van de eerste 100 bemonsteringen, dan worden de 150 ingelezen bemonsteringen als ingangssignaal gebruikt. Deze inleesmethode bleek goed te functioneren en is bovendien niet rekenintensief.

Zoals in paragraaf 3.2 is gebleken komen op het ademhalings signaal inademingspieken voor. Doordat deze pieken een grote amplitude (energie) hebben is de invloed hiervan op het frequentiespectrum aanzienlijk. Daarom is het nodig deze pieken te verwijderen. Bij het verwijderen van de pieken is er vanuit gegaan dat het ademhalings signaal bij benadering sinusvormig is. In dat geval kan de maximale negatieve waarde van het ademhalings signaal bepaald worden door:

$$U_{adem,dal} = \pi \times U_{gem,neg} \quad (3.9)$$

hierin is,

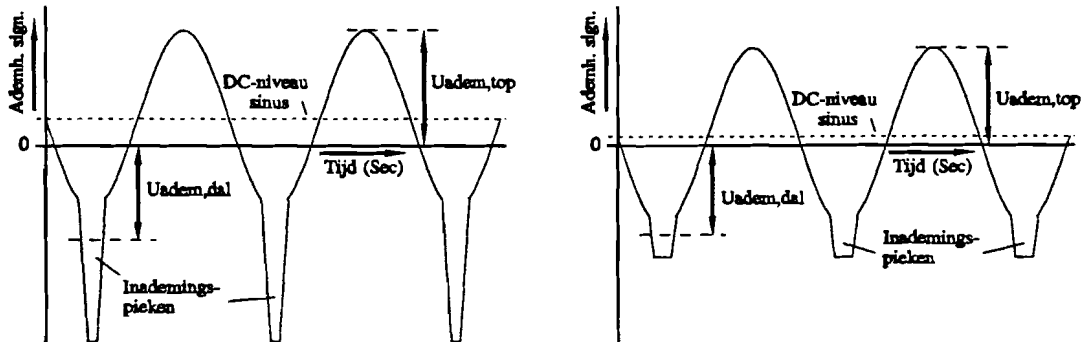
$U_{adem,dal}$: De te verwachten dalwaarde van het ademhalings signaal.

$U_{gem,neg}$: Het gemiddelde van het negatieve deel van het ademhalings signaal.

Alle waarden onder $U_{adem,dal}$ worden vervolgens als pieken geïnterpreteerd en verwijderd. Op dezelfde manier worden de positieve pieken uit het ademhalings signaal verwijderd. Het verwijderen van pieken heeft tot gevolg dat het DC-niveau van het ademhalings signaal verschuift. De oorzaak hiervoor ligt in het feit dat het merendeel van de pieken één richting uitwijzen. Het merendeel van de pieken zijn inademingspieken (pieken naar beneden in figuur 3.2). Worden deze pieken verwijderd, dan zal het DC-niveau naar boven verschuiven. Het DC-niveau wordt daarom aangepast en vervolgens kan bovengenoemde procedure herhaald worden totdat alle pieken verdwenen zijn (zie figuur 3.7). In de praktijk blijkt de energie in de pieken voldoende afgenomen te zijn na bovengenoemde procedure twee maal te hebben doorlopen.

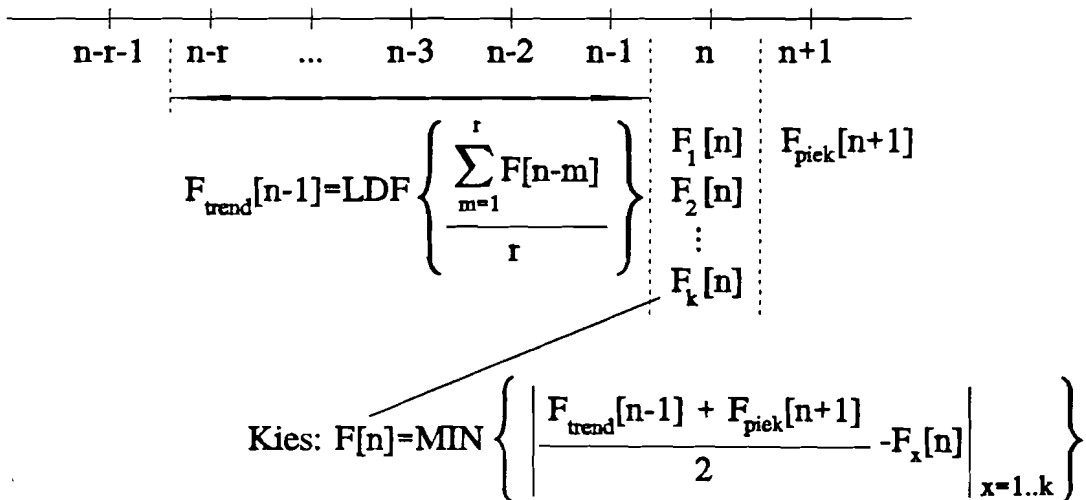
Nadat de pieken uit het ademhalings signaal verwijderd zijn, kan de reeks naar het frequentiedomein getransformeerd worden. Hierbij bleek dat in een aantal gevallen meer dan één dominante piek in het spectrum waargenomen kon worden. Een dominante piek is gedefinieerd als een piek met een energieinhoud die minimaal gelijk is aan 30% van de energieinhoud van de piek met de meeste energie. De grens van 30% is experimenteel bepaald.

Wordt de grens tussen de 30% en 50% ingesteld, dan levert dit in de meeste gevallen dezelfde reeks dominante pieken op.



Figuur 3.7 Het verwijderen van pieken op het ademhalings signaal.

Als laatste moet bepaald worden welke dominante piek in het frequentiespectrum overeen komt met de frequentie van het ademhalings signaal. In paragraaf 1.3 is reeds aangegeven (figuur 1.2) dat de trend in het ademhalingsfrequentiesignaal niet plotseling kan veranderen, zodat de nieuwe frequentiewaarde ($F[n]$) in de buurt van de oude frequentietrendwaarde ($F_{trend}[n-1]$) moet liggen. De nieuwe frequentietrendwaarde ($F_{trend}[n]$) wordt bepaald door de nieuwe frequentiewaarde en een aantal oude frequentiewaarden te filteren. Het gebruikte filter is in paragraaf 3.2 besproken.



Figuur 3.8 Frequentiebepaling met de fouriermethode.

Uit de oude ($n-1$) frequentietrendwaarde en de toekomstige ($n+1$) frequentiewaarde wordt uit de reeks dominante pieken de frequentiewaarde genomen die het dichtst bij het gemiddelde

van deze twee waarden ligt. Deze waarde is de nieuwe (n) frequentiewaarde. Voor de toekomstige frequentiewaarde wordt de piek ($F_{\text{piek}}[n+1]$) in het frequentiespectrum gekozen die de meeste energie heeft. Deze piek bleek in de meeste gevallen ook overeen te komen met de frequentie van het ademhalingssignaal. Het voorgaande wordt door figuur 3.8 weergegeven.

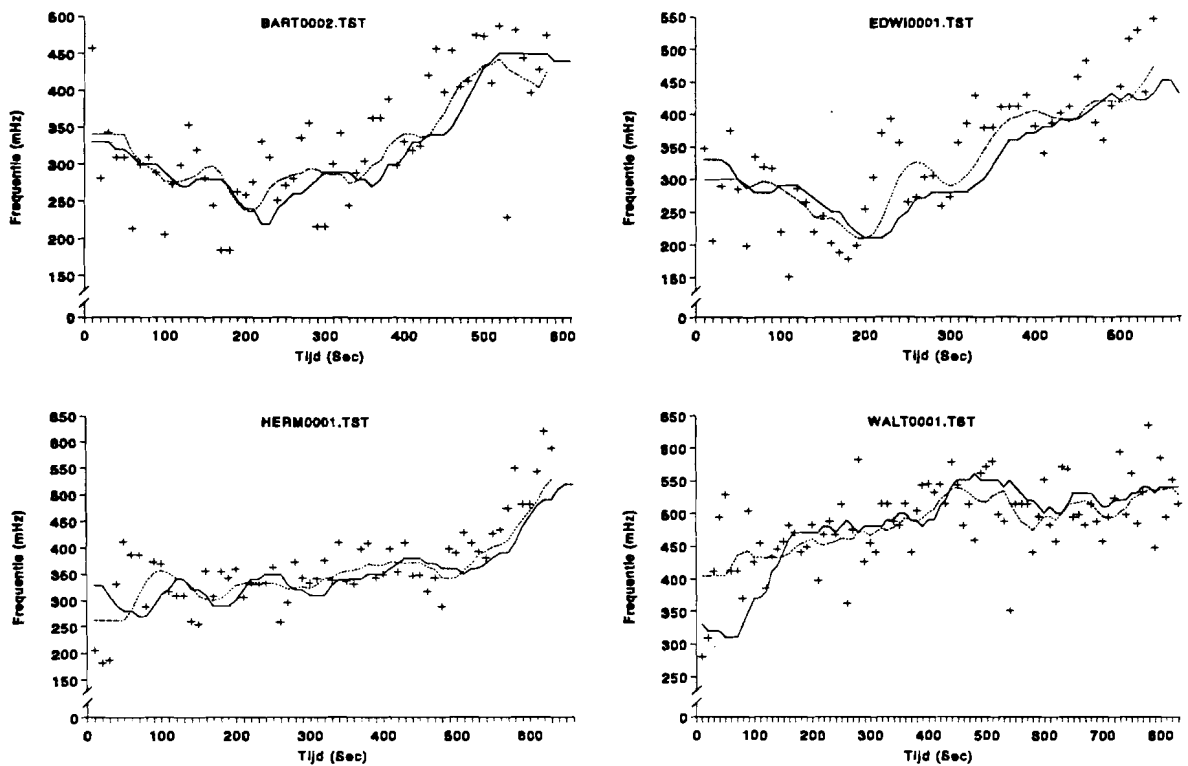
Ligt de nieuwe frequentiewaarde te ver van de oude frequentietrendwaarde, dan kan dit de volgende twee oorzaken hebben:

- In de reeks van dominante pieken komt geen piek voor met een frequentie in de buurt van de oude frequentietrendwaarde. Dit kan het geval zijn als de sporter in dat tijdsinterval bijvoorbeeld even gestopt is met ademen (praten, hoesten, enz.). Hierdoor zal de ademhalingsfrequentie tijdelijk afnemen naar een zeer lage waarde. Deze waarde is echter niet interessant voor de trend van het ademhalingsfrequentiesignaal en zal niet meegenomen moeten worden.
- De toekomstige piek heeft een frequentiewaarde die sterk afwijkt van de oude frequentietrendwaarde. Dit kan dezelfde oorzaken hebben als hierboven beschreven of veroorzaakt worden doordat de piek met de meeste energie niet overeen komt met de frequentie van het ademhalingssignaal.

In beide gevallen wordt ervan uitgegaan dat de nieuwe frequentiewaarde een foutieve waarde is en wordt voor de nieuwe frequentiewaarde de frequentie-trendwaarde genomen: $F[n]=F_{\text{trend}}[n-1]$.

Op deze manier zijn de vier metingen verwerkt. In figuur 3.9 is het resultaat hiervan weergegeven. In deze grafieken is het originele ongefilterde signaal (+++), het gefilterde signaal (----) en het met de Fouriermethode bepaalde signaal (—) weergegeven.

De vertragingstijd van de hierboven beschreven methode is: $T(N/2+1)$. De extra vertraging (T) wordt veroorzaakt doordat deze methode gebruik maakt van één toekomstige bemonstering. Voor het moving average filter zijn 5 bemonsteringen genomen. Omdat het laag doorlaat filter de vertragingstijd ook vergroot, is de totale vertragingstijd van de Fouriermethode ongeveer 40 seconden als aangenomen wordt dat het ademhalingsfrequentiesignaal bemonsterd wordt met 10 seconden ($T=10$ seconden).



- +++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de respiratieband
- : Trend-gefilterde ademhalingsfrequentiesignaal
- : Trend bepaald met de Fouriemethode

Figuur 3.9 Grafieken van de frequentiemeting met de Fouriemethode.

3.2.2 Metingen met de Hilberttransformatie

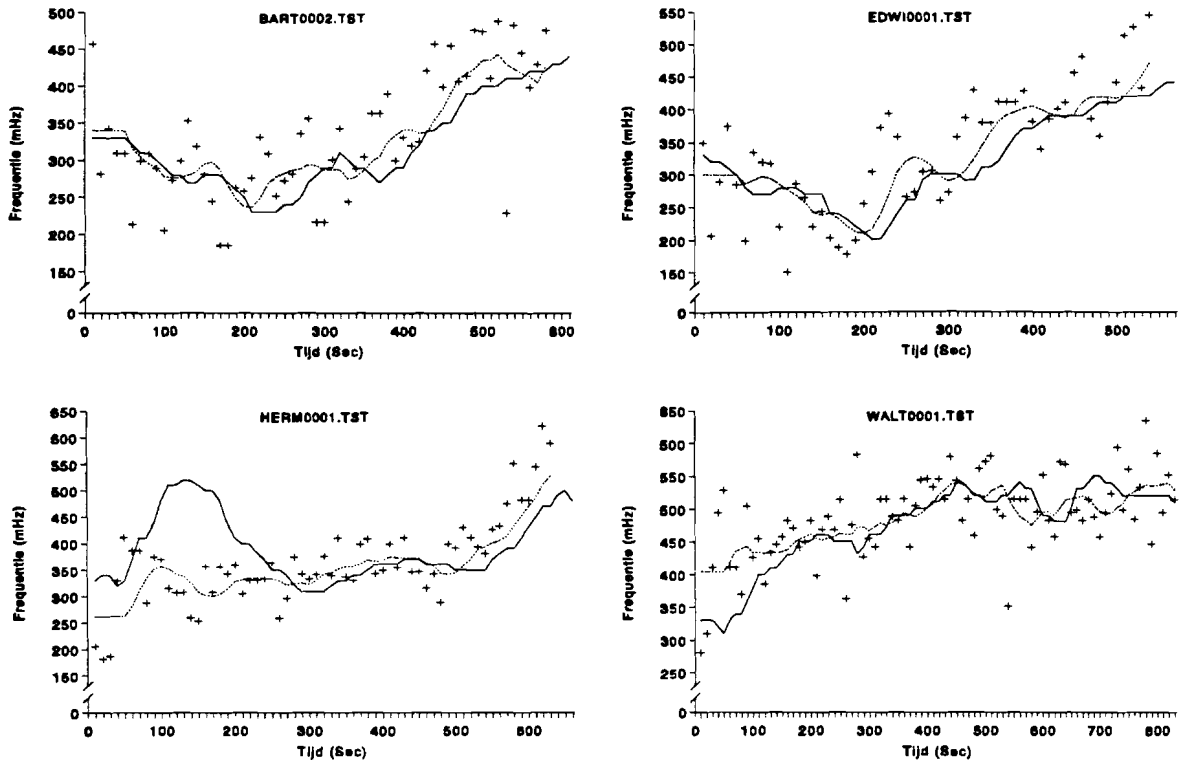
Bij de Hilberttransformatiemethode is weer dezelfde manier als in paragraaf 3.2 toegepast om het ademhalingsignaal te verwerken. Zoals in paragraaf 2.3.2 beschreven is, wordt bij de Hilberttransformatie een 128-punts DFT en een 128-punts IDFT gebruikt. Omdat deze lengte ongeveer overeen komt met 10 seconden (12,8 seconden bij 10 Hz), is het niet nodig de reeksen te kopiëren zoals bij de Fouriemethode. Wel worden bij de Hilbertmethode de pieken op het ademhalingsignaal verwijderd. Deze pieken bleken, net zoals bij de Fouriemethode, een aanzienlijke invloed op de resultaat te hebben. Het verwijderen van de pieken geschiedt op dezelfde manier als in paragraaf 3.2.1 besproken is.

Vervolgens kan het bemonsterde en bewerkte ademhalingsignaal met de Hilberttransformatie faseverschoven worden. Uit deze signalen wordt de momentane amplitude en de momen-

tane frequentie van het ademhalings signaal berekend. We zijn echter niet geïnteresseerd in de momentane ademhalingsfrequentie, maar in de gemiddelde ademhalingsfrequentie in het betreffende tijdsinterval. Vandaar dat de berekende momentane ademhalingsfrequentie gemiddeld is over het tijdsinterval. Hierbij moeten dan twee opmerkingen geplaatst worden:

- In [Witte,1989] is vermeld dat frequentiemeting met de Hilberttransformatie zeer gevoelig voor ruis is. Het artikel wijst er bovendien op dat de signaal-ruis-verhouding van de momentane frequentie afneemt als de momentane amplitude afneemt (signaal-ruis-verhouding is nul bij een momentane amplitude van nul). Hierdoor is bij het middelen van de momentane ademhalingsfrequenties een ondergrens aan de momentane amplitude van het ademhalings signaal gesteld. Hierbij worden alle frequentiewaarden waarbij de momentane ademhalingsamplitude niet boven deze grens uitkomen niet meegenomen bij het middelen. Op deze manier is geprobeerd de grote frequentiefluctuaties die bij lage amplituden voorkomen niet mee te wegen.
- Om te verifiëren of de Hilberttransformatie ook daadwerkelijk de juiste frequentie weergeeft, is begonnen met het aanbieden van ideale sinusvormige signalen met een frequentie tussen de 0.1 Hz en de 2 Hz. Voor sinusvormige ingangssignalen wordt door de hierboven genoemde methoden geen veranderingen aan het signaal aangebracht. Hierbij bleek dat, vooral bij de lage frequenties, de berekende frequentie niet overeen kwam met de aangeboden frequentie. Deze afwijking wordt veroorzaakt door signaalvervormingen aan de randen van zowel de momentane amplitude- als de momentane frequentiereeks. Experimenteel is vastgesteld dat als tussen de 11 en 21 bemonsteringen, zowel aan het begin als aan het einde van de reeks, bij het bepalen van de gemiddelde ademhalingsfrequentie niet worden meegenomen, de berekende frequentiewaarde wel goed overeen komt met de werkelijke frequentiewaarde.

Als laatste moet uit de gegevens nog de ademhalingsfrequentietrend gehaald worden. Dit geschiedt op dezelfde manier als bij de Fouriermethode in paragraaf 3.2.1. Omdat de Hilbertmethode maar één frequentiewaarde berekent, is het niet nodig uit een lijst met frequentiewaarden de juiste frequentie te kiezen. Hier wordt aangenomen dat de berekende ademhalingsfrequentiewaarde overeen komt met de werkelijke ademhalingsfrequentiewaarde. Behalve als de afwijking tussen de nieuwe frequentiewaarde en de oude frequentietrendwaarde te groot is, wordt net zoals bij de Fouriermethode voor de nieuwe frequentiewaarde de oude frequentietrendwaarde genomen. De oorzaken voor een grote afwijking tussen de nieuwe frequentiewaarde en de oude frequentietrendwaarde zijn in paragraaf 3.2.1 besproken.



- +++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de respiratieband
- : Trend-gefilterde ademhalingsfrequentiesignaal
- : Trend bepaald met de Hilbertmethode

Figuur 3.10 Grafieken van de frequentiemeting met de Hilbertmethode.

Op deze manier zijn de vier metingen verwerkt. In figuur 3.10 is hiervan het resultaat weergegeven. In de grafieken is het originele ongefilterde signaal (+++), het gefilterde signaal (----) en het met de Hilbertmethode bepaalde signaal (—) weergegeven. Ook hier geldt dat de totale vertragingstijd gelijk is aan $T(N/2+1)$.

3.3 Referentie metingen

In paragraaf 3.2 is met de hand de periodetijd (frequentie) van de gemeten ademhalingsignalen bepaald. Dit signaal wordt als basis gebruikt om te bepalen welke van de twee methoden het beste presteert. In deze paragraaf is aangenomen dat het signaal dat met de respiratieband gemeten is, ook het werkelijke ademhalings signaal is. Om te verifiëren of dit ook daadwerkelijk het geval is, zijn in het revalidatiecentrum Blixembosch nogmaals een aantal metingen verricht.

Bij deze metingen zijn twee onafhankelijke meetopstellingen gebruikt die het ademhalingsfrequentiesignaal kunnen registreren. De eerste meetopstelling is gelijk aan de meetopstelling zoals die in paragraaf 3.1 besproken is. Bij deze meetopstelling is de respiratieband de sensor die het ademhalings signaal meet. De instellingen van de meetopstelling zijn identiek aan de instellingen die gebruikt zijn tijdens de eerste meetserie. Ook zijn de instellingen bij deze metingen tijdens het meten niet veranderd. De tweede meetopstelling maakt gebruik van een turbine-flowmeter. De turbine-flowmeter bestaat uit een buis waarin een propeller (turbine) is geplaatst. De snelheid van de turbine is een maat van de snelheid van het gas in de buis. De turbine-flowmeter wordt in de mondopening gehouden, zodat de in- en uitgeademde lucht de turbine doet bewegen. Uit de bewegingen van de turbine wordt vervolgens de ademhalingsfrequentie bepaald. Deze meetopstelling registreert niet het ademhalings signaal, zoals bij de eerste meetopstelling, maar levert direct het ademhalingsfrequentiesignaal af. De tijd tussen twee opeenvolgende ademhalingsfrequentiewaarden bedraagt 30 seconden.

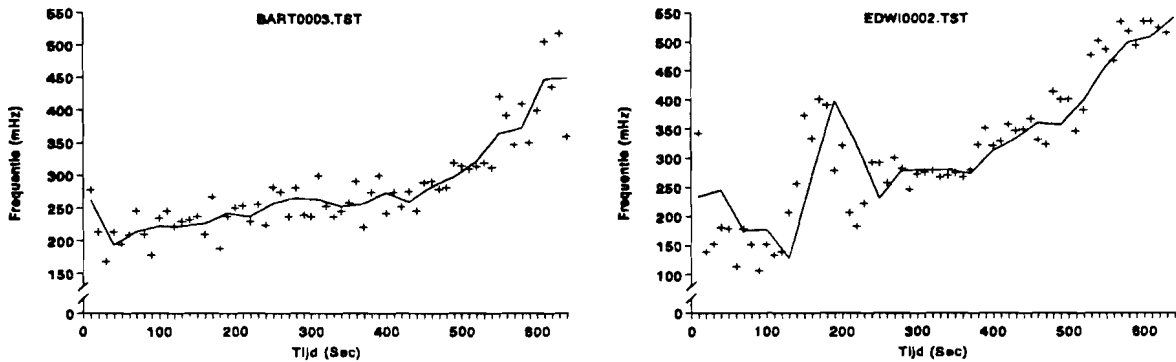
In totaal zijn er bij de tweede meetserie twee metingen verricht door twee proef-personen. Beide metingen zijn fietstesten. De twee proefpersonen hebben na elkaar plaats genomen op de hometrainer, waarna ze de respiratieband om en het masker met de turbine-flowmeter opgezet kregen. Bij deze fietstesten is hetzelfde schema gevolgd als bij de fietstesten tijdens de eerste meetserie (tabel 3.1).

Bij het starten van de registratie is iedere meetopstelling afzonderlijk opgestart, waardoor tussen de twee metingen een tijdsverschil kan optreden. Deze test heeft geresulteerd in twee databestanden, genaamd:

- BART0003.TST
- EDWI0002.TST

De ademhalings signalen zijn vervolgens met AutoCAD uitgeprint en op dezelfde manier verwerkt als in paragraaf 3.2 beschreven is. Om na te gaan of de inademingspieken, zoals in paragraaf 3.2 beschreven is, ook daadwerkelijk veroorzaakt worden door de manier waarop de respiratieband om de borstkas bevestigd is (een te losse bevestiging), is hier speciaal op gelet. Bij de bevestiging is er voor gezorgd dat de respiratieband voldoende strak om de borstkas bevestigd is, zodat bij een volledige uitademing de sensor zich nog altijd in een uitgerekte toestand bevindt. Bij het vergelijken van de ademhalings signalen van de eerste en de tweede meetserie van dezelfde proefpersonen bleek dat de inademingspieken inderdaad minder groot zijn. Toch blijven de pieken, in mindere mate, aanwezig en zijn ze persoons afhankelijk (reproduceerbaar bij bepaalde proefpersonen). De pieken ontstaan consequent bij

dezelfde proefpersonen, terwijl andere proefpersonen duidelijk minder inademingspieken produceren. Hieruit kan geconcludeerd worden dat de inademingspieken in zekere mate afhankelijk zijn van de manier waarop de respiratieband om de borstkas wordt bevestigd, maar in grotere mate afhankelijk zijn van de proefpersoon zelf.



- +++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de respiratieband.
 — : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de turbine-flowmeter.

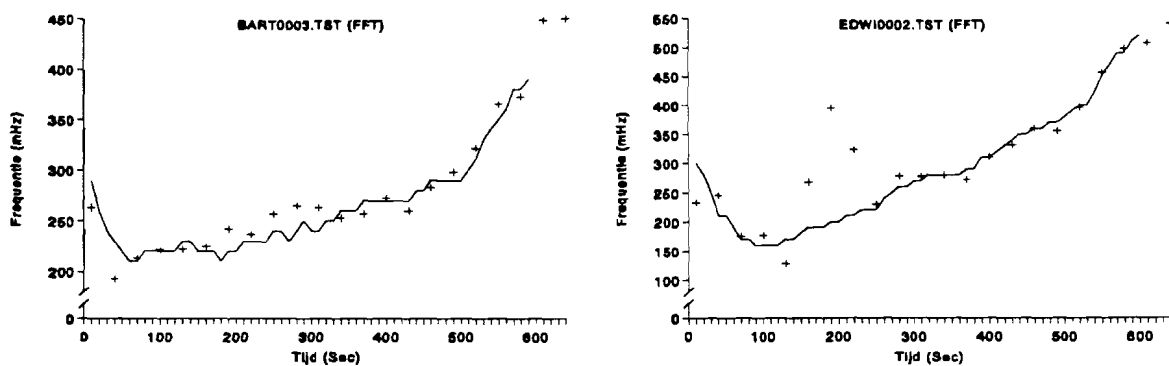
Figuur 3.11 Grafieken van de ademhalingsfrequentiesignalen.

Het resultaat van de meting met de tweede meetopstelling is op een printer uitgedraaid. In figuur 3.11 zijn de grafieken getekend van de twee metingen. In deze grafieken is zowel het resultaat van de meting met de eerste meetopstelling (+++) als het resultaat van de meting met de tweede meetopstelling (—) gegeven. Uit deze grafieken kunnen twee eigenschappen waargenomen worden:

- Als eerste blijkt uit deze grafieken dat de twee meetmethoden dezelfde resultaten opleveren. Gezien dit resultaat mag aangenomen worden dat met de respiratieband de ademhalingsfrequentie op een correctie manier gemeten wordt. Omdat het niet waarschijnlijk is dat beide meetmethoden een foutief signaal afgeven dat exact op elkaar lijkt, mag worden aangenomen dat de gemeten frequentiewaarden overeenkomen met de werkelijke ademhalingsfrequentiewaarden.
- In de tweede grafiek is te zien dat de twee ademhalingsfrequentiesignalen ten opzichte van elkaar in de tijd verschoven zijn (niet in frequentie). Dit is het gevolg van het afzonderlijke starten van de registratie met de twee meetopstellingen.

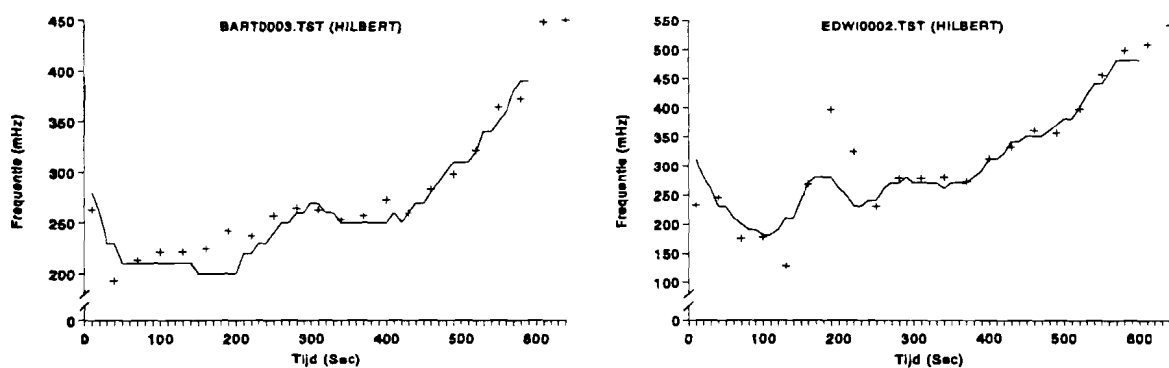
Uit de resultaten van deze meting mag geconcludeerd worden dat de aanname die in paragraaf 3.2 gedaan is correct is.

Als laatste zijn de twee metingen met de Fourier- en Hilbertmethode verwerkt zoals bespro-



+++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de turbine-flowmeter.
 — : Trend bepaald met de Fouriermethode.

Figuur 3.12 Grafieken van de frequentiebepaling met de Fouriermethode.



+++ : Ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de turbine-flowmeter.
 — : Trend bepaald met de Hilbertmethode.

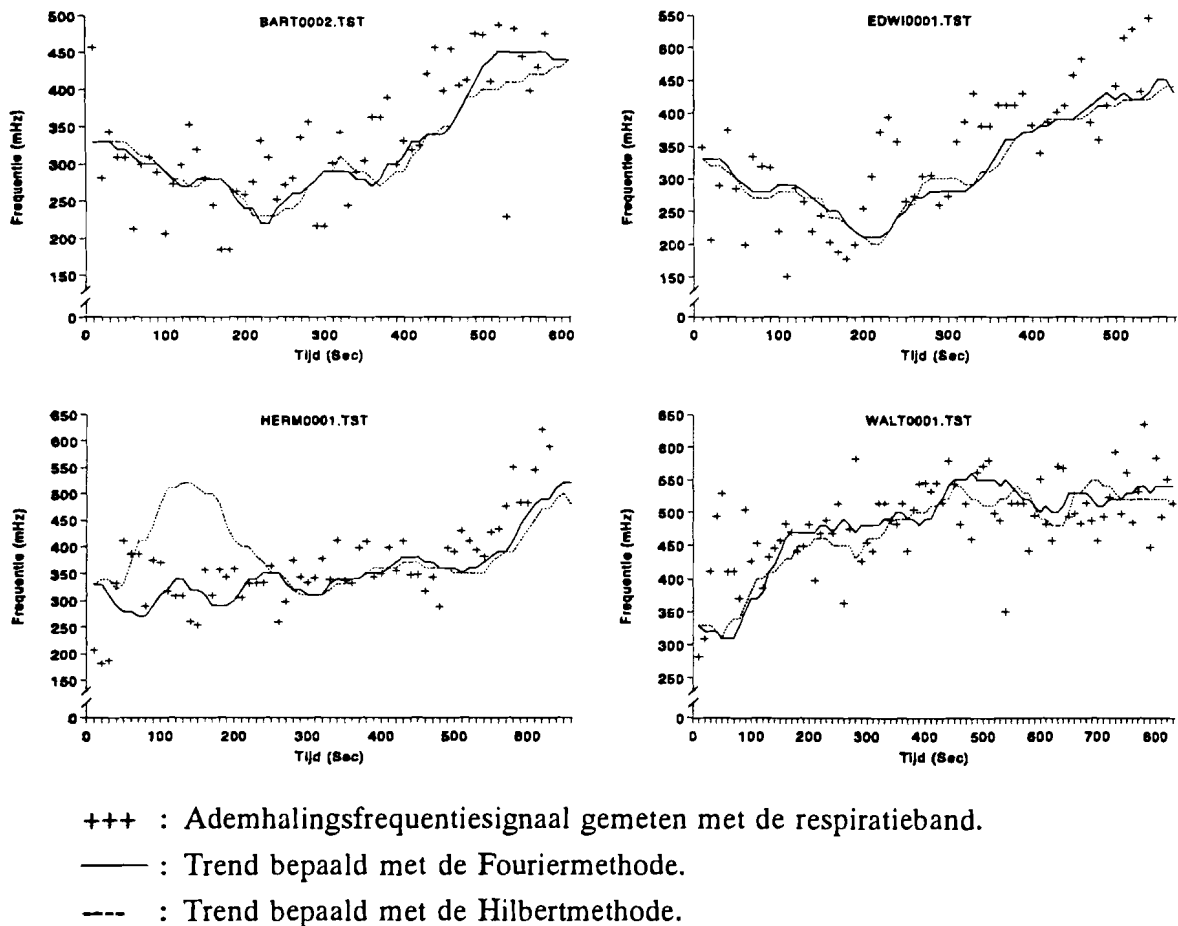
Figuur 3.13 Grafieken van de frequentiebepaling met de Hilbertmethode.

ken is in paragraaf 3.2.1 en paragraaf 3.2.2. De resultaten van deze bewerking zijn in figuur 3.12 respectievelijk figuur 3.13 weergegeven. Figuur 3.12 geeft het resultaat weer van de bewerking met de Fouriermethode, terwijl figuur 3.13 het resultaat weergeeft van de bewerking met de Hilbertmethode. In deze grafieken stelt ieder kruisje (+) de ademhalingsfrequentie gemeten met de turbine-flowmeter voor. De lijn (—) wordt gevormd door het ademhalingsfrequentiesignaal berekend met de Fourier- of Hilbertmethode. De tijdsvertraging tussen de twee signalen in de grafieken is weggelaten, omdat deze niet bekend is (i.v.m. verschillende starttijden van de twee metingen).

3.4 Keuze en aanpassing van de te gebruiken methode

3.4.1 Keuze van de methode

Tot nu toe zijn de twee methoden afzonderlijk bekeken. In deze paragraaf worden de twee methoden met elkaar vergeleken en worden hieruit conclusies getrokken met betrekking tot de te gebruiken methode. In figuur 3.14 en figuur 3.15 zijn zes grafieken opgenomen waarin zowel de trend bepaald met de Fouriermethode (—) als de trend bepaald met de Hilbertmethode (---) is weergegeven. Bovendien is in figuur 3.15 het ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de turbine-flowmeter (+++) en in figuur 3.14 het ademhalingsfrequentiesignaal gemeten met de respiratieband (+++) weergegeven.

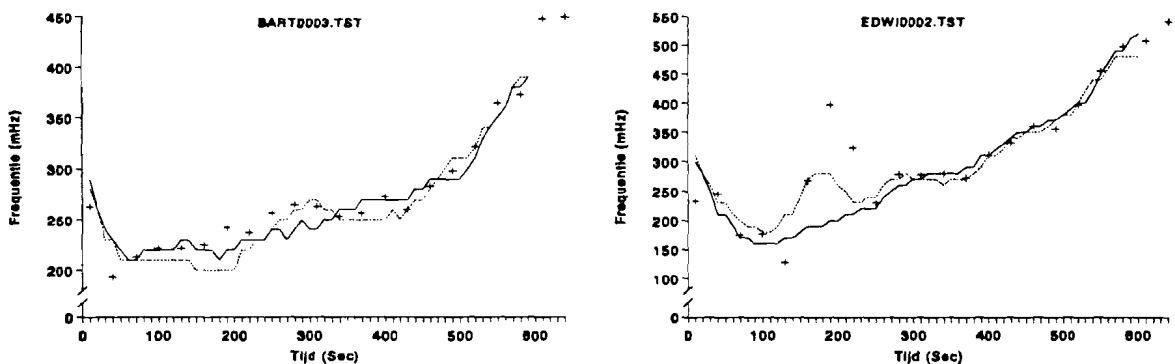


Figuur 3.14 Grafieken van de Fourier- en Hilbertmethode.

Worden de zes grafieken bekeken, dan valt op dat in figuur 3.14 de Fouriermethode bij EDWI0002.TST en in figuur 3.15 de Hilbertmethode bij HERM0001.TST een afwijking ten opzichte van het werkelijke ademhalingsfrequentiesignaal hebben die groter is dan de vereiste

10%. Hieruit zou geconcludeerd kunnen worden dat zowel de Fouriermethode als de Hilbertmethode niet voldoen om de ademhalingsfrequentie te meten. Echter, omdat de hier beschreven ademhalingsfrequentiemeter uitsluitend bedoeld is om de topbelasting van duursporters te bepalen, kan de volgende aanname gedaan worden:

De sporter zal op zijn limiet sporten. In dit geval kan de hoeveelheid opgenomen zuurstof bepaald worden door de ademhalingsfrequentie te meten, omdat het teugvolume (ademhalingsdiepte) nagenoeg maximaal en constant is. Door de grote ademhalingsamplitude zijn storingen als gevolg van bewegingsartefacten relatief minder sterk aanwezig (signaal-ruis-verhouding is groter ten opzichte van de signaal-ruis-verhouding bij een minder diepe ademhaling). Hierdoor zal zowel de Fouriermethode als de Hilbertmethode betere meetresultaten geven bij een hoge lichamelijke belasting van de sporter.



- +++ : Ademhalingsfrequentiesignaal bepaald met de turbine-flowmeter.
- : Trend bepaald met de Fouriermethode.
- : Trend bepaald met de Hilbertmethode.

Figuur 3.15 Grafieken van de Fourier- en Hilbertmethode.

Bij de looptesten (WALT0001.TST en BART0001.TST) is niet naar een maximale belasting van de proefpersoon toegewerkt. Bij deze metingen is de belasting van de proefpersoon constant gehouden en de mate van belasting is onbekend. Bovendien is maar één meting verwerkt, waardoor deze metingen minder geschikt zijn om de twee methoden mee te beoordelen.

Bij de fietstesten die zijn afgenomen is de mate van belasting wel bekend. Bovendien zijn meerdere metingen verricht en verwerkt, waardoor het mogelijk is de metingen onderling te vergelijken. Zoals in tabel 3.1 is weergegeven, was de lichamelijke inspanning van de proefpersonen aan het begin van de metingen laag. De ademhalingsamplitude is hierdoor

klein, waardoor de signaal-ruis-verhouding klein is. In dit gebied hebben storingen en ruis een relatief grote invloed. Dit is te zien in de grafieken van figuur 3.14 en 3.15, waar de met de Fouriermethode en Hilbertmethode gemeten ademhalingsfrequentietrend niet in alle gevallen correct berekend wordt. Vanaf ongeveer 300 seconden is de lichamelijke belasting zodanig toegenomen dat het teugvolume nagenoeg maximaal en constant is. De signaal-ruis-verhouding van het ademhalings signaal is dan maximaal, en zowel de Fouriermethode als de Hilbertmethode leveren in dat geval voor alle metingen een resultaat met een onnauwkeurigheid die kleiner dan 10% is. De Fouriermethode en de Hilbertmethode voldoen in het geval dat de sporter een nagenoeg maximaal en constant teugvolume heeft wel.

De keuze voor één van beide methoden kan dan alleen nog gemaakt worden in het gebied waarbij de proefpersoon laag belast werd. Over het algemeen levert de Fouriermethode bij een lage lichamelijke belasting van de proefpersoon een (iets) beter resultaat op dan de Hilbertmethode. Bovendien levert de Hilbertmethode bij HERM0001.TST een onbruikbaar resultaat op bij een lage lichamelijke belasting van de proefpersoon. Het nadeel van de Fouriermethode is echter dat deze methode aanzienlijk meer rekentijd nodig heeft dan de Hilbertmethode.

3.4.2 Aanpassen van de methode

In paragraaf 3.2 is reeds vermeld dat bij de metingen geen ademhalingsfrequenties boven de 0.7 Hz gemeten zijn. Uit het frequentiespectrum bleek bovendien dat er nauwelijks energie in het spectrum boven de 0.7 Hz aanwezig was, terwijl het ademhalings signaal opgenomen is met een bandbreedte van 6.5 Hz. In het slechtste geval zijn bij een aantal transformaties pieken in het frequentiespectrum boven de 0.7 Hz ontdekt met een energie die kleiner is dan 10% van de piek met de meeste energie. Om deze reden kan zowel de frequentiebovengrens, de bemonsterfrequentie als de orde van het laag doorlaat filter worden aangepast zonder dat hierdoor het resultaat wordt beïnvloed.

Gezien het bovengenoemde gaan we ervan uit dat frequenties tot 0.8 Hz gemeten moeten worden, en dat in het frequentiespectrum boven de 0.8 Hz alleen componenten voorkomen met een energie die maximaal 10% is van de component met de meeste energie. Om deze reden is de bemonsterfrequentie van het ademhalings signaal teruggebracht van 10 Hz naar 2.5 Hz. Zoals gesteld in paragraaf 2.2.3 moet de invloed van de hogere orde spectra minder dan 5% bedragen. Wordt dit voor deze nieuwe situatie uitgerekend, dan blijkt dat een eerste orde laag doorlaat filter voldoende demping geeft.

Omdat in deze situatie het aantal bemonsteringen is teruggebracht naar een kwart van het aantal dat in hoofdstuk 2 berekend is, levert dit voor de Fouriertransformatie een verwerkingssnelheid op die 5 keer hoger ligt.

Uit berekeningen blijkt dat er geen verschil in resultaten optreedt als de metingen met de aangepaste methode verwerkt worden. Dit was ook te verwachten omdat er in principe niets aan de situatie veranderd is. In de vorige situatie werd alleen te veel informatie meegenomen, wat resulteerde in meer rekenwerk, maar niet meer informatie opleverde.

4. Systeem beschrijving

In dit hoofdstuk zullen de volgende punten besproken worden. Ten eerste wordt de software beschreven, die is gebruikt om uit het ademhalings signaal de ademhalingsfrequentie te bepalen (paragraaf 4.1). In het vorige hoofdstuk is al aangegeven hoe de ademhalings signalen verwerkt worden, en hoe hieruit de ademhalingsfrequentie bepaald kan worden. Ook bespreekt dat hoofdstuk de resultaten van deze bewerkingen. In dit hoofdstuk (hoofdstuk 4) zal niet meer op de inhoud van de twee programma's (één voor de Fouriermethode en één voor de Hilbertmethode) worden ingegaan, maar zal besproken worden hoe deze programma's gebruikt moeten worden om tot het resultaat van hoofdstuk 3 te komen.

Het tweede punt dat in dit hoofdstuk aan de orde komt is de hardware van de ademhalingsfrequentiemeter (paragraaf 4.2). Tijdens mijn afstudeerperiode ben ik reeds begonnen met het ontwerpen en bouwen van een experimentele versie van de ademhalingsfrequentiemeter. Bij dit ontwerp stond als belangrijk punt bovenaan een apparaat te ontwikkelen waarmee het mogelijk is de in dit verslag onderzochte meetmethoden bij sporters (in het veld) te toetsen. Hiervoor is een 'draagbaar' apparaatje nodig dat met één van de twee meetmethoden de ademhalingsfrequentie uit het ademhalings signaal kan bepalen. De hardware van de ademhalingsfrequentiemeter is voltooid. De software voor de ademhalingsfrequentiemeter is echter nog niet geschreven. De meetmethoden zijn wel geïmplementeerd in software op een PC onder DOS, maar nog niet voor de ademhalingsfrequentiemeter (zie paragraaf 4.1). In het vervolg op mijn afstuderen kan de in paragraaf 4.1 besproken software omgeschreven worden naar software voor de ademhalingsfrequentiemeter.

Als laatste punt in dit hoofdstuk wordt aangegeven hoe de afzonderlijke onderdelen, zoals de A/D-omzetter, RS-232C enz., softwarematig vanuit de ademhalingsfrequentiemeter en/of vanuit een aangesloten PC bestuurd (geprogrammeerd, getest) kunnen worden. Dit punt wordt gelijktijdig met de hardware besproken (paragraaf 4.2).

4.1 Software voor de PC

Zoals aangegeven zijn er twee programma's geschreven waarmee de ademhalingsfrequentie uit het ademhalings signaal bepaald kan worden. Eén programma berekent de ademhalingsfrequentie uit een ademhalings signaal waarbij de Fouriermethode gebruikt wordt om de ademhalingsfrequentie te bepalen. Het andere programma berekent de ademhalingsfrequentie met behulp van de Hilbertmethode. Deze twee programma's zijn gebruikt bij het onderzoek zoals in hoofdstuk 3 besproken is om na te gaan welke van de twee methoden het beste

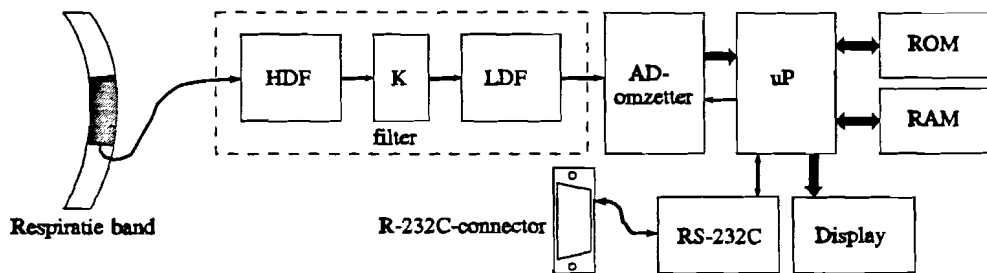
resultaat geeft. Om het onderzoek op dit punt eenvoudig te houden is begonnen met het schrijven van de software in TURBO-PASCAL op een AT-computer onder DOS. Op deze manier is het eenvoudig de ontwikkelde software aan te passen indien dit nodig is. Als de op deze manier ontwikkelde software aan de gestelde eisen voldoet, kan deze omgezet worden naar software voor de ademhalingsfrequentiemeter.

De twee programma's zijn wat opzet betreft identiek. Het enige verschil tussen beide programma's is de manier waarop de frequentie bepaald wordt (methoden volgens hoofdstuk 3). De programma's beginnen met het inlezen van een data-bestand. Dit data-bestand bevat het ademhalingssignaal dat verwerkt moet worden (*.TST-bestand, zie hoofdstuk 3.1). Vervolgens wordt het ingelezen ademhalingssignaal met de Fourier- of de Hilbertmethode verwerkt, afhankelijk van het programma. Als laatste wordt het resultaat van de bewerking (de ademhalingsfrequentie-waarden) in een tweede bestand weggeschreven. De namen van deze twee bestanden kunnen aan het begin van het programma als constanten worden meegegeven. De twee constanten zijn 'leesfile' (voor het inlezen van het ademhalingssignaal) en 'schrijffile' (voor het wegschrijven van de berekende ademhalingsfrequentietrendwaarden) genoemd. De twee hierboven beschreven programma's zijn:

- **FFT.PAS:** Dit programma berekent de ademhalingsfrequentie uit het ademhalingssignaal met behulp van de Fouriermethode.
- **FFTIFFT.PAS:** Dit programma berekent de ademhalingsfrequentie uit het ademhalingssignaal met behulp van de Hilberttransformatie. De Hilberttransformatie is in feite een Fouriertransformatie gevolgd door een inverse Fouriertransformatie met daartussen een routine die de fase breedbandig 90-graden verschuift.

4.2 Hardware & bijbehorende software

In deze paragraaf wordt de hardware en de besturingssoftware van de ademhalingsfrequentiemeter beschreven. De hardware kan in verschillende blokken onderverdeeld worden. Figuur 4.1 geeft het blokschema van de hardware van de ademhalingsfrequentiemeter weer. Wordt dit blokschema vergeleken met het blokschema van figuur 1.3, dan valt op dat de instelling en het alarm niet in het ontwerp meegenomen zijn. Voor een eerste proefexemplaar van de ademhalingsfrequentiemeter is dit onderdeel niet essentieel, en kan in een later stadium alsnog erbij gebouwd worden. In de volgende paragrafen zal ieder onderdeel van het blokschema besproken worden. Het elektronisch schema, de componentenopstelling en een componentenlijst van de ademhalingsfrequentiemeter zijn weergegeven in Bijlage A.



Figuur 4.1 Blokschema van de hardware.

4.2.1 Filter en versterker

Het filter-versterker gedeelte van de ademhalingsfrequentiemeter is gelijk gehouden aan de meetopstelling van paragraaf 3.1, met uitzondering van het laagdoorlaat filter. Zoals in paragraaf 3.4 beschreven is, kan voor dit filter met een 1^e-orde laagdoorlaat filter volstaan worden in plaats van het bij de metingen gebruikte 4^e-orde filter. In verband met afwijkingen in componenten, is voor dit filter echter een 2^e-orde laagdoorlaat filter gekozen. Zodoende is het niet zo erg als de kantelfrequentie van het filter verschuift onder invloed van toleranties van de componenten.

De filter-versterker combinatie bestaat uit de volgende onderdelen:

- Een 2^e-orde hoog doorlaat filter met een kantelfrequentie van 0.1 Hz.
- Een lineaire versterker met een versterking die instelbaar is tussen 50 en 500 keer.
- Een 2^e-orde laag doorlaat filter met een kantelfrequentie van 0.8 Hz.

Voordat het respiratiesignaal gefilterd en versterkt kan worden, moet de weerstandswaarde van de respiratieband, die de borstkasomvang representeert, worden omgezet in een spanningswaarde. Deze weerstand-spanningsomzetting kan gerealiseerd worden door een constante stroom door de respiratieband-weerstand te laten lopen en vervolgens de spanning over de respiratieband-weerstand te meten. Dit levert dan de volgende vergelijking op:

$$U(t) = I(R + \Delta R(t)) = IR + I\Delta R(t) \quad (4.1)$$

hierin is,

$U(t)$: De spanning over de respiratieband-weerstand.

I : De constante stroom door de respiratieband-weerstand.

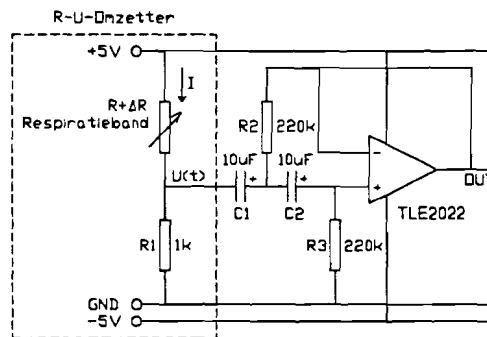
$\Delta R(t)$: De respiratieband-weerstandswaardeverandering ten gevolge van het ademen van de sporter. $\Delta R(t)$ kan zowel positieve als negatieve waarden aannemen, en er geldt

bovendien dat: $|\Delta R(t)| \ll R$.

R : De DC-respiratieband-weerstandswaarde.

Omdat voor de respiratieband geldt dat $|\Delta R(t)| \ll R$, $|\Delta R(t)| \leq 100\Omega$ en $R=1k\Omega$, is in plaats van een stoombron, de respiratieband-weerstand in serie geplaatst met een tweede weerstand (R_1 in figuur 4.2). De invloed van ΔR op de totale weerstand $R+R_1$ is verwaarloosbaar klein, waardoor de stroom door de twee weerstanden bij benadering constant is.

Alleen de spanning die door de weerstand $\Delta R(t)$ veroorzaakt wordt is relevant, terwijl het DC-signaal, veroorzaakt door de weerstanden R en R_1 , uit het spanningssignaal $U(t)$ verwijderd moet worden. Hiervoor is een 2^e-orde hoogdoorlaat filter gebruikt. In figuur 4.2 is het schema van dit filter en de weerstand-spannings-omzetting van de respiratieband gegeven.



Figuur 4.2 Het schema van het 2^e-orde hoogdoorlaat filter.

Als aangenomen wordt dat $C_1=C_2$ en $R_2=R_3$, dan kan de kantelfrequentie van het hoogdoorlaat filter berekend worden met:

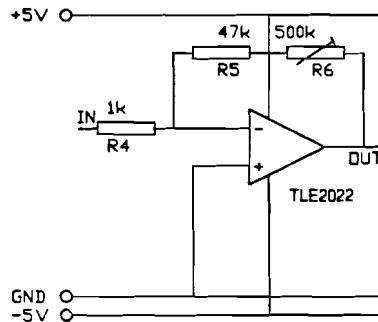
$$f_0 = \frac{\sqrt{\sqrt{2}+1}}{2\pi R_2 C_1} = 0.1 \text{ Hz} \tag{4.2}$$

De versterking van dit filter is één en de ingangsimpedantie is groter dan of gelijk aan $R_2/2$. Omdat de ingangsimpedantie van de weerstand-spanningsomzetter ($= (R + |\Delta R(t)|) / R_1 \leq R + |\Delta R(t)| \approx R$) vele malen kleiner moet zijn dan de ingangsimpedantie van het hoogdoorlaat filter, moet R_2 voldoende groot gekozen worden.

Het spanningssignaal $I\Delta R(t)$ heeft een amplitude die te klein is om de A/D-omzetter voldoende uit te sturen. De maximale amplitude van $I\Delta R$ ligt tussen de $\pm 0.01V$ en de $\pm 0.1V$, terwijl de A/D-omzetter een uitsturing van enkele volt (maximaal ± 5 volt) nodig heeft om een voldoende hoge bitnauwkeurigheid te behalen. Vandaar dat het ademhalingssignaal versterkt moet worden. In figuur 4.3 is het schema van de lineaire versterker gegeven. De versterking van deze versterker wordt bepaald met:

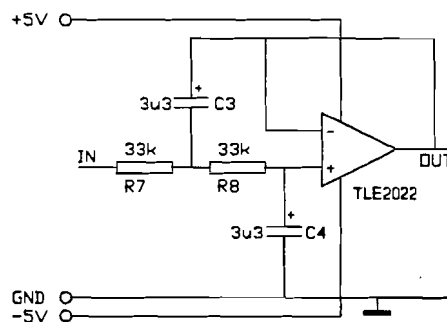
$$K = \frac{R_4}{R_5 + R_6} \tag{4.3}$$

en heeft met de gekozen weerstanden een instelbare versterking tussen de 50 en 500 keer.



Figuur 4.3 Het schema van de lineaire versterker.

Als laatste worden de hoge frequenties uit het ademhalingssignaal gefilterd. Dit filter dient als anti-aliasing filter. In figuur 4.4 is het schema gegeven van dit filter.



Figuur 4.4 Het schema van het 2^e-orde laagdoorlaat filter.

De kantelfrequentie van het 2^e-orde laag doorlaat filter is:

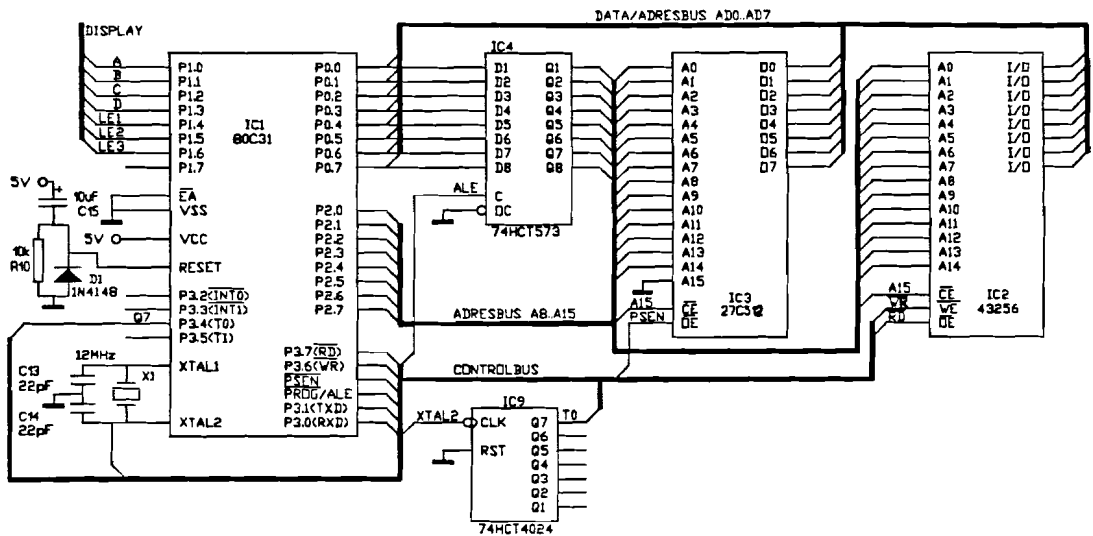
$$f_0 = \frac{\sqrt{\sqrt{2}-1}}{2\pi R_7 C_3} = 0.8 \text{ Hz} \tag{4.4}$$

Hierbij is aangenomen dat $R_7=R_8$ en $C_3=C_4$. De versterking van dit 2^e-orde laag doorlaat filter is één.

4.2.2 De microcontroller met geheugen

De ademhalingsfrequentiemeter is met een 8-bit CMOS microcontroller (80C31) gebouwd. In figuur 4.5 is het schema van de microcontroller met het RAM (μ PD43256) en ROM

(27C512) geheugen gegeven.



Figuur 4.5 De microprocessor met ROM en RAM geheugen.

De microcontroller heeft vier 8-bit bidirectionele I/O poorten plus een aantal andere in- en uitgangen. De I/O poorten worden als volgt gebruikt:

- P0: Fungeert als databus (D0..D7) en als adresbus (A0..A7).
- P2: Wordt gebruikt als adresbus (A8..A15).
- P3: Van deze poort worden de volgende pinnen gebruikt:
 - P3.0,P3.1: Deze twee pinnen zijn met de RS-232C verbonden en stellen respectievelijk de RXD (seriële input poort) en de TXD (seriële output poort) voor.
 - P3.4: Is de telleringang voor een oscillator (met een frequentie van XTAL2+128). De teller wordt gebruikt om een interrupttijd van 0.4 seconden te realiseren. Deze interrupt bepaalt de bemonstertijd van het ademhalingssignaal.
 - P3.5: Wordt als ingang voor het interrupt signaal van de A/D-omzetter gebruikt.
 - P3.6,P3.7: Deze twee pinnen worden gebruikt bij het lezen en/of schrijven van en naar het geheugen (ROM en RAM) en de A/D-omzetter.
 - P3.2,P3.3: Deze pinnen zijn niet gebruikt en kunnen voor andere doeleinden gebruikt worden.
- P1: Deze poort wordt gebruikt om de drie LED displays (zie paragraaf 4.2.4) aan te sturen. De pinbezetting is als volgt:
 - P1.0..P1.3: De waarde die het betreffende display moet weergeven. De

displaykeuze wordt gemaakt door de poortpinnen P1.4, P1.5 en P1.6.

- P1.4: Stuursignaal voor het LED display van de eenheden.
- P1.5: Stuursignaal voor het LED display van de tientallen.
- P1.6: Stuursignaal voor het LED display van de honderdtallen.
- P1.7: Deze pin wordt niet gebruikt.

De overige pinnen zijn aangesloten zoals aangegeven is in de gebruikershandleiding van de 80C31 microcontroller [Intel,1988].

Het ROM wordt gebruikt voor de opslag van de programma-code en conversietabellen. Omdat adreslijn A15 van het ROM (27C512) aan aarde gelegd is, biedt het ROM nog maar ruimte voor 32kbyte aan code in plaats van 64kbyte¹⁾. 32kbyte programmeergeheugen is voldoende om hierin het frequentiedetectiealgoritme te kunnen opslaan. Een voordeel van deze hardware configuratie is, dat bij het lezen en schrijven van en naar de A/D-omzetter minder hardware nodig is (zie hiervoor paragraaf 4.3)

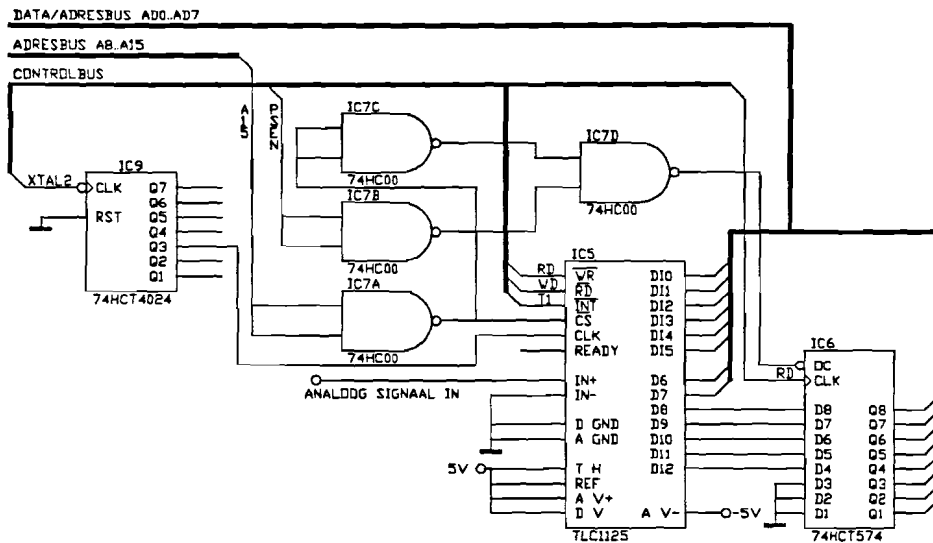
Voor het RAM is gekozen voor de μ PD43256. Dit RAM heeft een capaciteit van 32kbyte. Het RAM wordt gebruikt om de ademhalingsfrequenties tijdens de inspanningsperiode te bewaren. Bovendien biedt het RAM plaats aan de tussenresultaten voor de berekening van de ademhalingsfrequentie. Wordt het RAM geheugen aangesproken dan worden de \overline{RD} - en \overline{WR} -signalen aangestuurd. Wordt het ROM geheugen aangesproken dan wordt dit door \overline{PSEN} duidelijk gemaakt. Door deze drie signalen 'weet' de microcontroller uit welk geheugen of naar welk geheugen de data gehaald respectievelijk geschreven moet worden. Deze drie signalen (\overline{RD} , \overline{WR} en \overline{PSEN}) worden bij de A/D-omzetter gebruikt om aan te geven of data van/naar de A/D-omzetter gelezen/geschreven moet worden (zie hiervoor de volgende paragraaf).

4.2.3 De A/D-omzetter

In figuur 4.6 is het schema van de A/D-omzetter gegeven. Met deze configuratie is het mogelijk met dezelfde MCS51 instructies zowel van en naar het geheugen (ROM en RAM) als van en naar de A/D-omzetter te lezen en te schrijven. De adressen tussen 0000h en 7FFFh zijn gereserveerd voor het lezen van en het schrijven naar het geheugen, terwijl de adressen tussen 8000h en FFFFh het mogelijk maken van en naar de A/D-omzetter te lezen

¹⁾ Er is geen 27C256 gebruikt omdat de 27C512 in voorraad was en de 27C256 niet. De 27C512 is bovendien goedkoper dan de 27C256.

en te schrijven. Bij het lezen uit en schrijven naar het geheugen wordt door iedere adreswaarde één van de 32k bytes afzonderlijk aangesproken. Bij de A/D-omzetter maakt het niet uit naar of van welk adres geschreven of gelezen wordt. De A/D-omzetter bezit één lees- en één schrijf geheugen dat bij het lezen uit en schrijven naar een adres hoger dan 7FFFh wordt aangesproken. Deze keuze ligt vast doordat adreslijn A15 gebruikt is om de \overline{CE} -ingangen van de geheugen IC's en de A/D-omzetter aan te sturen (zie figuur 4.6).



Figuur 4.6 Het schema van de A/D-omzetter.

De A/D-omzetter die hier gebruikt is, is een zelf-calibrerende 12-bit-plus-teken analoog-naar-digitaal-omzetter. Voordat signalen met deze A/D-omzetter geconverteerd kunnen worden, moet de A/D-omzetter gecalibreerd worden. Zowel het starten van het converteren als het starten van het calibreren wordt bij deze A/D-omzetter verzorgd door de overeenkomstige commando's naar de A/D-omzetter te sturen. Deze commando's worden als binaire getallen via de I/O bus (DI0..DI5) aan de A/D-omzetter aangeboden. In tabel 4.1 zijn de commando's voor het calibreren en starten van een conversie weergegeven.

Commando	DI5	DI4	DI3	DI2	DI1	DI0	Aantal klok cycli
Conversie	H	L	X	X	X	L	24
Calibreren	L	X	L	L	L	L	163

Tabel 4.1 De commando's voor het calibreren en het starten van een conversie (X=Don't care, H=High, L=Low).

Nadat de A/D-omzetter gecalibreerd en een signaalwaarde geconverteerd is, kan de

geconverteerde waarde uitgelezen worden. De microcontroller bezit echter een databus van 8-bit breed, terwijl de A/D-omzetter een waarde aflevert die 13-bit groot is. Om dit op te lossen is een flip-flop in het ontwerp meegenomen. Wordt de A/D-omzetter uitgelezen (A15 hoog en een \overline{RD} -signaal), dan wordt het lage orde byte (D0..D7) op de databus gezet, terwijl het hoge orde byte (D8..D12, D13..D15=0) in de flip-flop geklokt wordt. Het inklokken van de data in de flip-flop wordt verzorgd door het \overline{RD} -signaal. Iedere keer als een \overline{RD} -signaal gegenereerd wordt zal het hoge orde byte van de A/D-omzetter ingeklokt worden. Als gevolg hiervan moet eerst het lage orde byte uitgelezen worden. Dit wordt gerealiseerd door een RAM lees-operatie in een adres groter dan 7FFFh uit te voeren. Zoals in paragraaf 4.1 besproken is, wordt hierdoor een \overline{RD} -signaal gegenereerd en zal het hoge orde byte in de flip-flop geklokt worden. Vervolgens kan de flip-flop uitgelezen worden. Dit wordt gerealiseerd door een ROM lees-instructie in een adres groter dan 7FFFh uit te voeren. Deze instructie genereert een \overline{PSEN} -signaal dat ervoor zorgt dat de flip-flop waarde op de databus gezet wordt.

In MCS51 assembler wordt de A/D-omzetter als volgt gec calibreerd:

```
Calibr:  MOV    DPTR,#8000h    ; Kies adres groter dan 7FFFh
         MOV    A,#00000000b  ; Karakter voor calibreren
         MOVX   @DPTR,A      ; Verstuur karakter
         Vervolgens wachten totdat de A/D-omzetter gec calibreerd is.
```

Het starten en uitlezen van de A/D-omzetter gaat als volgt:

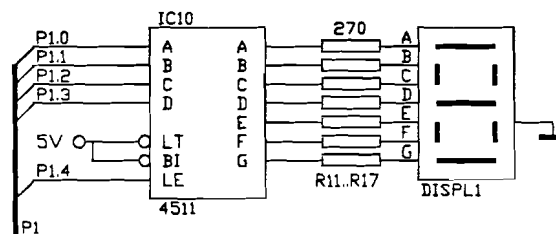
```
ADConv: MOV    DPTR,#8000h    ; Kies adres groter dan 7FFFh
         MOV    A,#00100000b  ; Start conversie karakter
         MOVX   @DPTR,A      ; Verstuur karakter
WachtC:  JB     P3.5,WachtC    ; Wacht tot conversie klaar is
         MOVX   A,@DPTR      ; Lees lo-waarde,  $\overline{RD}$ -signaal
         MOV    B,A          ; Bewaar lo-waarde in B
         CLR    A            ;
         MOVC   A,@A+DPTR    ; Lees hi-waarde,  $\overline{PSEN}$ -signaal
         Vervolgens staat het resultaat in A (hi-waarde) en B (lo-waarde).
```

De klokfrequentie van de A/D-omzetter is begrensd op 2MHz. Omdat de klok van de microcontroller gebruikt wordt en deze een frequentie van 12MHz genereert, wordt deze door 8 gedeeld alvorens aan de A/D-omzetter aangeboden te worden (XTAL2+8).

Bij de hierboven beschreven configuratie wordt de I/O van de A/D-omzetter verzorgd door zowel ROM- als RAM-adressen. Het voordeel hiervan is dat de hardware met minder

4.2.4 Het display

In figuur 4.9 is het schema van de displaydriver voor de eenheden gegeven. Voor de tientallen en de honderdtallen kan eenzelfde schema worden gegeven, waarbij alleen het klokingangssignaal (LE) op een andere poortpin (P1.5 voor de tientallen en P1.6 voor de honderdtallen) van de microcontroller is aangesloten. Er is gekozen voor 3 displays om hiermee frequentiewaarden tot 2.0 Hz (120 ademhalingen per minuut) te kunnen weergeven. Pas in een later stadium bleek dat alleen frequenties tot 0.8 Hz (48 ademhalingen per minuut) in het ademhalingssignaal gemeten moeten worden. Het ontwerp van de ademhalingsfrequentiemeter is echter niet meer aangepast.



Figuur 4.9 Het schema van de displaydriver voor de eenheden.

De datalijnen (A..D) van de displaydrivers zijn verbonden met P1.0..P1.3. Wordt data op deze vier datalijnen aangeboden, dan kan door het genereren van een puls op de klokingang (LE) van één of meerdere displaydrivers de waarde ingeklokt worden. De displaydrivers zetten deze digitale waarde om in een waarde voor een 7-segment display. Een laag-sigitaal op de LE-ingang van een displaydriver, klokt de data (A..D) in deze displaydriver. Pin P1.4 verzorgt de displaydriver voor de eenheden, pin P1.5 verzorgt de displaydriver voor de tientallen en als laatste verzorgt pin P1.6 de displaydriver voor de honderdtallen.

In MCS51 assembler kunnen onderstaande programma's geschreven worden om de displays aan te sturen. Bij deze programma's wordt aangenomen dat de te tonen waarde zich in de eerste 4 bit van het A-register bevindt. Ligt de waarde van de eerste 4 bit tussen de 0 en 9, dan wordt deze waarde als een getal zichtbaar gemaakt. Een waarde hoger dan 9 schakelt het display uit. Voor het schrijven naar de eenheden driver kan het volgende programma geschreven worden:

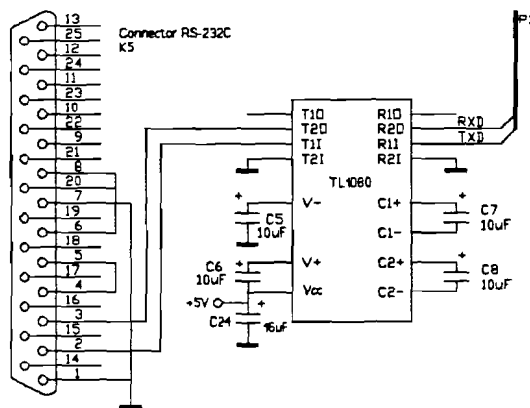
```
LoDig:  ORL    A,#11110000b ; P1.4..P1.7 zijn willekeurig
        MOV   P1,A        ; Zet waarde op P1.0..P1.3
        CLR  P1.4        ; Laag-sigitaal op P1.4
        SETB P1.4        ; Herstel P1.4
```

Dezelfde programma's kunnen geschreven worden voor MiDig (tientallen) en

HiDig (honderdtallen), met het verschil dat het laag-sigitaal (CLR P1.4) niet door pin P1.4 gegenereerd wordt, maar door respectievelijk pin P1.5 en P1.6.

4.2.5 RS-232C

Tijdens het sporten worden de ademhalingsfrequentiewaarden in het geheugen van de ademhalingsfrequentiemeter opgeslagen. Uiteindelijk moeten deze frequentiewaarden verwerkt worden. Omwille hiervan is voor het uitlezen van de ademhalingsfrequentiewaarden een RS-232C interface in het ontwerp meegenomen. In figuur 4.10 is het schema van de RS-232C interface gegeven.



Figuur 4.10 Het schema van de RS-232C interface.

Voor de microcontroller geldt dat een logische één overeenkomt met een spanningsignaal tussen +1.9V en +5.5V, terwijl een logische nul overeenkomt met een spanningsignaal tussen -0.5V en +0.9V. De datatransmissie geschiedt volgens de RS-232C standaard. Volgens de definitie van de RS-232C standaard komt een logische één conditie overeen met een spanning tussen -3V en -25V. Een logische nul conditie komt overeen met een spanning tussen +3V en +25V. Bovendien is in de RS-232C standaard gedefinieerd dat de ingangsimpedantie van de ontvanger moet liggen tussen de $3k\Omega$ en de $7k\Omega$. Omdat de verantwoordelijke microcontrollerpinen (P3.0 en P3.1) niet aan de hierbovengenoemde eisen voldoen, is gebruik gemaakt van een interface-IC (TL1080). Dit IC verzorgt de spanningsomzetting en de impedantieaanpassing tussen de microcontroller en de RS-232C aansluiting.

In principe is het voldoende als alleen TXD (P3.1) verbonden wordt met T11. Hiermee is het mogelijk data te transporteren van de microcontroller naar de dataverwerkingseenheid (PC). Het is echter eenvoudig de communicatie uit te breiden, zodat de microcontroller niet alleen data kan zenden, maar ook data kan ontvangen. Dit is gerealiseerd door RXD (P3.0) met R10 te verbinden. Met een RS-232C kabel (printer-kabel) kan de communicatiepoort van de

ademhalingsfrequentiemeter met de communicatiepoort (COM-poort) van de externe computer (PC) verbonden worden. De overdracht van data kan vervolgens softwarematig gerealiseerd worden.

Bij zowel het zenden van data vanuit de ademhalingsfrequentiemeter als het ontvangen van data door de ademhalingsfrequentiemeter wordt de seriële poort van de microcontroller gebruikt. Voordat echter data ontvangen of gezonden kan worden is het nodig deze poort en de interne timer te initialiseren. In de gebruikershandleiding van de 80C31 microcontroller [Intel,1988] is aangegeven hoe dat in zijn werk gaat. Bij de initialisatie is het onder andere mogelijk de BAUD-rate in te stellen en een communicatieprotocol te kiezen. Vervolgens kan data naar de PC gezonden en van de PC ontvangen worden.

Het zenden van data gaat als volgt (het A-register bevat de te zenden data):

```
Transm:  JNB    TI,Transm    ; Wacht tot zend-buffer (SBUF) leeg is
          CLR    TI          ; Geef aan dat zend-buffer nu vol zit met data
          MOV    SBUF,A      ; Zet de te verzenden data in de zend-buffer
```

De data in SBUF wordt nu automatisch naar de PC gezonden. Als dit gebeurd is zal het TI-bit geset worden en kan de volgende data verzonden worden.

Het ontvangen van data gaat als volgt:

```
Receiv:  JNB    RI,Receiv   ; Wacht tot data ontvangen is
          CLR    RI          ; Geef aan dat ontvangst-buffer leeg is
          MOV    A,SBUF      ; Zet de ontvangen data in het A-register
```

De volgende data kan ingelezen worden. Als het volgende byte ontvangen is, zal het RI-bit geset worden.

Voor het zenden en ontvangen van data aan de kant van de PC wordt de seriële printer poort gebruikt (COM-poort). Voor het zenden en ontvangen van data heeft de PC de beschikking over BIOS-interrupt-routines (interrupt 14h). Deze BIOS-interrupt-routines verzorgen de overdracht van de data via de seriële poort. Vanuit onder andere Pascal of C kunnen deze interrupt-routines aangeroepen worden. In de gebruikershandleiding voor de BIOS [Dettmann,1989] zijn deze routines beschreven. Ook met deze routines is het mogelijk de BAUD-rate in te stellen en een communicatie-protocol te kiezen. Als dit eenmaal gebeurt is, kan data verzonden en ontvangen worden met behulp van de genoemde BIOS-interrupt-routines.

5. Conclusies en aanbevelingen

In dit verslag is het onderzoek beschreven waarbij de realisatiemogelijkheden van een ademhalingsfrequentiemeter voor duursporters is onderzocht. Het doel is een ademhalingsfrequentiemeter te ontwikkelen die duursporters kunnen gebruiken bij het optimaliseren van de lichamelijke prestatie die ze leveren. Om de ademhalingsfrequentie te bepalen wordt een respiratieband gebruikt. Deze wordt om de borstkas gebonden, waarna uit het gemeten en verwerkte ademhalingssignaal de ademhalingsfrequentie berekend wordt. Tijdens mijn afstudeerperiode zijn in hoofdzaak de volgende punten onderzocht:

- Is het mogelijk om met de respiratieband de ademhalingsfrequentie van duursporters te bepalen?
- Met welke meetmethoden kan de ademhalingsfrequentie wel/niet bepaald worden?
Met name is gekeken naar de volgende meetmethoden:
 - Frequentiebepaling met een PLL
 - Frequentiebepaling met de Fouriermethode
 - Frequentiebepaling met de Hilbertmethode

Uit de resultaten van het in dit verslag beschreven onderzoek kan het volgende geconcludeerd worden:

- Het blijkt mogelijk te zijn de ademhalingsfrequentie van (duur)sporters met de respiratieband te meten.
- Op het ademhalingssignaal dat gemeten is met de respiratieband zijn pieken aanwezig. Het aantal pieken dat op het respiratiesignaal aanwezig is, is afhankelijk van de proefpersoon en de manier waarop de respiratieband om de proefpersoon bevestigd is. Deze pieken zijn echter niet te voorkomen.
- Het blijkt (theoretisch, en dus ook praktisch) niet mogelijk te zijn de ademhalingsfrequentie van (duur)sporters te meten door gebruik te maken van een PLL als frequentiedetector.
- Het blijkt wel mogelijk te zijn om de ademhalingsfrequentie van (duur)sporters te berekenen uit het ademhalingssignaal door gebruik te maken van de Fouriermethode of de Hilbertmethode, waarbij deze meetmethoden voldoen onder voorwaarde dat de sporter voldoende zwaar belast is. Bij een minder zware belasting dan hierboven aangegeven kan de meetfout in incidentele gevallen toenemen tot boven het gestelde maximum. In deze situatie levert de Fouriermeetmethode een (iets) beter resultaat op dan de Hilbertmeetmethode. Het nadeel van de Fouriermeetmethode is echter dat deze methode veel (2 à 3 keer) meer rekentijd nodig heeft om tot het gewenste resultaat te komen.
- Uit metingen die aan een aantal proefpersonen gedaan zijn, tesamen met de

gegeven van prof. Kuipers kan geconcludeerd worden dat de ademhalingsfrequentie van duursporters niet ligt tussen de 0.1 en 2.0 Hz, maar tussen de 0.1 en 0.7 Hz.

Tijdens mijn afstudeerperiode zijn de volgende punten onderzocht/uitgevoerd:

- Het zoeken naar meetmethoden om de ademhalingsfrequentie van duursporters te meten (zie hoofdstuk 2 en hoofdstuk 3).
- Het ontwikkelen van software waarmee met de gevonden meetmethoden de ademhalingsfrequentie van duursporters bepaald kan worden (zie hoofdstuk 3 en hoofdstuk 4).
- Het ontwerpen en bouwen van een experimentele versie van de ademhalingsfrequentiemeter (de hardware, zie hoofdstuk 4).

De volgende punten moeten nog onderzocht/uitgevoerd worden:

- De gewijzigde I/O-mapping van de AD-omzetter in de ademhalingsfrequentiemeter aanbrengen (zie hoofdstuk 4).
- De ontwikkelde software voor de PC omschrijven naar software voor de ademhalingsfrequentiemeter.
- Het verrichten van een aantal metingen met de ademhalingsfrequentiemeter. Op deze manier kan worden nagegaan in hoeverre de ademhalingsfrequentiemeter aan de verwachtingen (zie hoofdstuk 3) voldoet.
- Onderzoeken wat de mogelijke oorzaak is van de incorrecte ademhalingsfrequentiemeting bij een lage lichamelijke belasting (tijdens de eerste 2 à 3 minuten is de meetfout in incidentele gevallen groter dan de geëiste 10%, zie hoofdstuk 3).
- Vervolgens kan een ademhalingsfrequentiemeter ontworpen worden die door (duur)sporters gebruikt kan worden. Dit betekent dat de ademhalingsfrequentiemeter onder andere de volgende eigenschappen moet hebben:
 - Licht van gewicht
 - Vocht- en schokbestendig
 - Klein
 - Zuinig met energie

Literatuurlijst

[Baher, 1990]

Baher H.

Analog & digital signal processing.

John Wiley & Sons, Chichester/New York/Brisbane/Toronto/Singapore, 1990.

[Cheng,1992]

Cheng B., Kuipers H., Keizer H.A., Snyder A.C., Jeukendrup A., and Hesselink M.

A new approach to determine anaerobic threshold from ventilatory and metabolic variables.
to be published in American College of Sports Medicine.

[Dettmann,1989]

Dettmann T., Kyle J.

DOS programme's reference, 2nd Edition.

Que Corporatin, Carmel, 1989, ISBN 0-88022-458-4.

[Intel,1988]

Embedded Controller Handbook, Volume I 8-bit.

Intel Corporation, 1988, ISBN 1-55512-072-5.

[Jeurissen, 1989]

Jeurissen R.

Haalbaarheidsstudie naar een ademfrequentiemeter.

–Stageverslag–

Technische Universiteit Eindhoven, 1989.

[Kuipers, 1988]

Kuipers H., Keizer H.A., Vries de T., Rijthoven van P., and Wijts M.

Comparison of heart rate as a non-invasive determinant of anaerobic threshold with the lactate threshold when cycling.

Eur. J.Appl. Physiol., 1988, Vol 58, pp. 303-306.

[Kuipers, 1983]

Kuipers H.

Variability of physiological responses to exercise.

–Proefschrift–

Rijksuniversiteit Limburg, 1983.

[Mader, 1976]

Mader A., Liesen H., Heck H., Filippi H., Rost R., Schürch P., Hollmann W.
Zur Beurteilung der sportartspezifischen Ausdauerleistungsfähigkeit im labor.
Sportarzt und Sportmed. 4, 1976, pp. 80-88.
Sportarzt und Sportmed. 5, 1976, pp. 109-112.

[Sibering, 1990]

Sibering M.
De ademhalingsfrequentiemeter, een haalbaarheidsstudie.
-Stageverslag-
Technische Universiteit Eindhoven, 1990.

[Ven, 1991]

Ven van der R.
Haalbaarheidsstudie t.a.v. de realisatiemogelijkheden van een ademhalingsfrequentiemeter.
-Afstudeerverslag-
Technische Universiteit Eindhoven, 1991.

[Verkroost]

Verkroost G.
Digitale signaalbewerking.
-College dictaat-
Technische Universiteit Eindhoven.

[Witte, 1989]

Witte H., Griessbach G., Krajca V., Rother M., Stallknecht K., und Putsche P.
Möglichkeiten des Einsatzes der Diskreten Hilberttransformation in der Biosignalanalyse –
Nachweis der Effizienz durch Signalmodelle.
Medizintechnik, 1989, Vol 29, pp. 65-70.

Bijlage A - De hardware van de ademfrequentiemeter

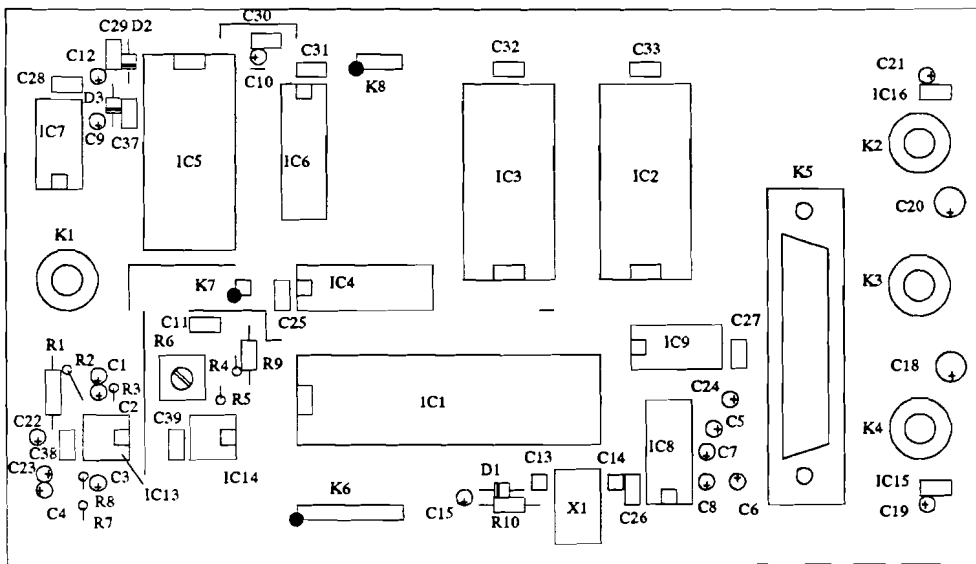
┌

┐

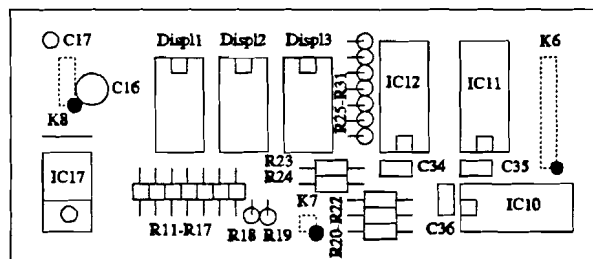
└

┘

Figuur B1 Schema van de ademfrequentiemeter



Figuur B2 Componenten-opstelling van de ademhalingsfrequentiemeter - hoofdprint.



Figuur B3 Componenten-opstelling van de ademhalingsfrequentiemeter - displayprint.

- K1 : Fischer chasisdeel 2 polig - Aansluiting voor de respiratieband
- K2 : Stekerbus (blauw) - Voeding aansluiting -9 Volt
- K3 : Stekerbus (zwart) - GND aansluiting
- K4 : Stekerbus (rood) - Voeding aansluiting +9 Volt
- K5 : Cannon connector 25 polig - RS-232C aansluiting. Pinbezetting volgens de RS-232C standaard.
- K6 : Printconnector 16 polig - 1-8 : +5 Volt
9-16 : P1.7-P1.0
- K7 : Printconnector 4 polig - 1-4 : +9 Volt
- K8 : Printconnector 8 polig - 1-4 : NC
5-8 : GND

Stuklijst van de ademfrequentiemeter

R11-R31	: 270 0.25W	D1-D3	: 1N4148
R1,R4	: 1k 0.25W		
R9-R10	: 10k 0.25W	X1	: XTAL 12MHz
R7-R8	: 33k 0.25W		
R5	: 47k 0.25W	Displ1-Displ3	: MAN74A
R2-R3	: 220k 0.25W		
R6	: 500k 0.25W		
C13-C14	: 22pF 50V		
C11,C25-C39	: 100nF 50V		
C17,C19,C21	: 0.1 μ F 35V tantaal		
C3-C4,C12	: 3.3 μ F 35V tantaal		
C1-C2,C5-C8,C15	: 10 μ F 35V tantaal		
C9-C10	: 22 μ F 16V tantaal		
C22-C24	: 33 μ F 10V tantaal		
C16,C18,C20	: 64 μ F 16V tantaal		
IC1	: 80C31		
IC2	: μ PD43256		
IC3	: 27C512		
IC4	: 74HCT573		
IC5	: TLC1125		
IC6	: 74HCT574		
IC7	: 74HC00		
IC8	: LT1080		
IC9	: 74HCT4024		
IC10-IC12	: 4511		
IC13-IC14	: TLE2022		
IC15	: 78L05		
IC16	: 79L05		
IC17	: 7805		