

MASTER

Een geautomatiseerd testsysteem voor respiratoren

Theuns, N.V.J.

Award date:
1989

[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.

Faculteit der Elektrotechniek
Technische Universiteit Eindhoven
Vakgroep Medische Elektrotechniek

Een geautomatiseerd testsysteem
voor respiratoren.

door N.V.J. Theuns

Dit verslag behandelt het afstudeerwerk verricht aan
de U.Z. st. Raphael-Gasthuisberg, te Leuven, van
april 1988 tot april 1989.

Afstudeerhoogleraar: Prof. Dr. Ir. J.E.W. Beneken

Begeleiders: Dr. Ir. B. Puers
Ing. A. Fauconnier
Ing. F. Deroost

De faculteit der Elektrotechniek van de Technische
Universiteit aanvaardt geen verantwoordelijkheid voor
de inhoud van stage en afstudeerverslagen

Samenvatting

Ter beademing of ter ondersteuning van de ademhaling van patiënten, die niet of moeilijk zelf kunnen ademen, worden respiratoren gebruikt.

De afdeling Biotechniek is verantwoordelijk voor het onderhoud van de verschillende respiratoren. Na het verrichten van onderhoudshandelingen dient een controle van de respiratorwerking te worden uitgevoerd.

Een geautomatiseerd testsysteem is ontwikkeld dat in staat is om de belangrijkste respiratorgrootheden te bepalen en te beoordelen. Bij de metingen is gebruik gemaakt van een kunstlong.

Inhoudsopgave

1.	Inleiding	1
2.	Respirator, werking en mogelijkheden	3
2.1.	Werking	3
2.2.	Wijze van beademing	6
2.3.	Instelgrootheden	7
3.	Het testsysteem	10
3.1.	Parameter keuze	13
3.2.	Respirator tests	15
3.3.	Resultaat beoordeling	17
3.4.	Metten aan een respirator	21
3.4.1.	Meetmethode	22
3.4.2.	Meetgegevens	24
3.4.2.1.	Referentie meetgegevens	24
3.4.2.2.	Datacurven	27
3.4.3.	Meetopstelling	30
3.4.3.1.	Keuze meetsysteem	30
3.4.3.2.	Uitgevoerd meetsysteem	33
3.4.3.2.1.	Mechanisch gedeelte	34
3.4.3.2.2.	Data acquisitie en regelsysteem	41
3.5.	Parameterwaardebepaling	54
3.5.1.	Parameters	54
3.5.2.	Karakteristieke punten	56
3.6.	Weergave resultaten	58
3.6.1.	Weergave parametergegevens	58
3.6.2.	keuze parameters	59
3.6.3.	Weergave curven	62

4.	Het gebruik	64
4.1.	Het respiratortestprogramma	65
4.2.	Invoeren of veranderen van de instellingen	71
4.2.1.	Password	72
4.2.2.	Werkomgeving	72
4.2.3.	Standaard afdrukmaskers	73
4.2.4.	Respirator gegevens	74
4.2.4.1.	Naam respirator	76
4.2.4.2.	Instelknoppen	76
4.2.4.3.	Toleranties	77
4.2.4.4.	Parameter masker	78
4.2.4.5.	Test instelwaarden	78
5.	Evaluatie	81
5.1.	Meetsysteem	81
5.1.1.	Lekflow van het meetsysteem	81
5.1.2.	Compliantie van het meetsysteem	82
5.1.2.1.	Inspiratie	85
5.1.2.2.	Inspiratoire pauze	90
5.1.2.3.	Expiratie	92
5.1.2.	Nauwkeurigheid van de opgenomen data	92
5.2.	Testen	95
6.	Conclusie	98

Literatuur

Bijlage

1. Inleiding

Dit projekt is verricht in het kader van de opleiding tot ir.-elektrotechniek aan de Technische Universiteit Eindhoven, faculteit der Elektrotechniek, vakgroep Medische elektrotechniek te Eindhoven, Nederland. Het werk is uitgevoerd aan de Universitaire Ziekenhuizen St. Raphaël - Gasthuisberg, dienst Technische diensten, afdeling Biotechniek te Leuven, België.

Ter beademing of ter ondersteuning van de ademhaling van patiënten, die niet of moeilijk zelf kunnen ademen, worden respiratoren gebruikt. Deze apparaten dienen patiënten een in te stellen hoeveelheid gassen (lucht, zuurstof, anaesthesie gassen) toe, met een bepaald ritme of na triggering door de patiënt.

Aan de U.Z. St. Raphaël - Gasthuisberg, is de afdeling Biotechniek, van de dienst Technische Diensten, belast met het onderhoud van de aanwezige respiratoren.

Dit houdt in:

- dat na ieder gebruik van een respirator ten behoeve van een patiënt een aantal onderdelen gestereliseerd worden;
- dat twee maal per jaar alle onderdelen van een respirator worden nagekeken;
- dat herstellingen aan de respiratoren gedaan worden, indien mogelijk.

Na het verrichten van de onderhoudshandelingen dient een controle van de respiratorwerking te worden uitgevoerd. Hiervoor moeten een aantal respirator-grootheden op de juiste manier gemeten en bepaald worden.

Voor een aantal van die grootheden is geen meetapparatuur aanwezig.

De andere grootheden moeten vaak met behulp van verschillende instrumenten gemeten worden. Bovendien moet de te testen respirator tijdens de test belast worden met een "namaak long" om de juiste gegevens te krijgen.

Het op een goede manier testen van een respirator is dan ook tijdsintensief en moeizaam.

Aan een zoveel mogelijk geautomatiseerd test- en beoordeelsysteem voor respiratoren was behoefte.

Dat systeem zou aan de volgende eisen moeten voldoen:

- op een juiste wijze reproduceerbare en nauwkeurige meetgegevens kunnen produceren;
- de juiste werking van de verschillende types respiratoren kunnen beoordelen;
- een verslag van de resultaten kunnen genereren;
- weinig tijd van de onderhoudstechnici in beslag nemen;
- gemakkelijk te bedienen zijn;
- goedkoop in ontwikkeling en gebruik zijn.

Het ontwikkelen en maken van een systeem dat aan de bovenstaande eisen voldoet was het doel van dit projekt.

De afstudeeropdracht hield het maken van de nodige software en elektronica, nodig voor het systeem, in. Voor de benodigde mechanische onderdelen voor het projekt was de afdeling biotechniek verantwoordelijk.

2. Respirator, werking en mogelijkheden

Om de volgende hoofdstukken te kunnen begrijpen is het noodzakelijk enige basiskennis te hebben van de werking van de respirator.

In dit hoofdstuk worden globaal de werking en de mogelijkheden van een respirator besproken.

2.1. Werking

Ondanks het feit dat er verschillen zijn tussen de merken en types van respiratoren is de werking van de toestellen in het algemeen ongeveer hetzelfde. In deze paragraaf zal globaal de werking van een respirator aan de hand van een principe schema (zie fig. 2.1.1.) uitgelegd worden.

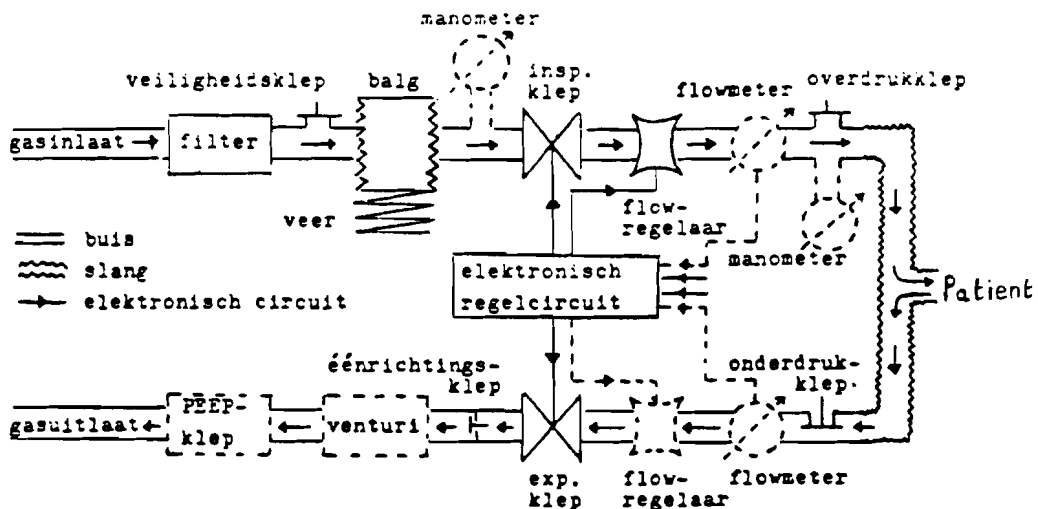


fig. 2.1.1. Principeschema van een ventilator. De gestippeld getekende componenten zijn optioneel.

Gedurende de inspiratoire fase (de inademing van de patiënt) is de inspiratoire klep geopend en de

expiratoire klep gesloten. Het beademingsgas, dat reeds een gewenste samenstelling heeft en ingesteld is op een bepaalde flow (flow = volume per tijds-eenheid) komt via de gasinlaat de ventilator binnen. Dit gas wordt vaak eerst gefilterd om bacteriële groei in het inspiratoire circuit van de ventilator tegen te gaan.

De balg zorgt ervoor, via een veersysteem, dat het inademingsgas op een nagenoeg konstante druk gehouden wordt. Deze druk kan eventueel gecontroleerd worden door middel van een manometer. De flowregelaar is te beschouwen als een regelbare buisvernauwing, die zodanig ingesteld wordt, dat de patiënt het beademingsgas met de gewenste flow toegediend krijgt.

Deze flow kan eventueel gemeten worden door middel van de flowmeter. Op het einde van het inspiratoire circuit bevindt zich ook nog vaak een manometer die in goede benadering de druk bovenin de luchtpijp van de patiënt weergeeft. Tenslotte gaat het inademingsgas via een bevochtigingssysteem en een speciale aansluiting naar de patiënt. Het bevochtigingssysteem vervangt een belangrijke taak van de neus, nl. het bevochtigen van het inademingsgas. De aansluiting met de patiënt geschiedt meestal door middel van een flexibele buis, die via de mond in de luchtpijp wordt geschoven. Deze zgn. endotracheale buis bevat aan het einde een rubberen kraag, die een beetje opgeblazen kan worden, zodat een luchtdichte afsluiting wordt verkregen.

Gedurende de expiratoire fase (de uitademing van de patiënt) kan de patiënt uitademen doordat de expiratoire klep geopend en de inspiratoire klep gesloten is.

Het uitstromen van het uitademingsgas via de gasuitlaat naar de buitenwereld kan eventueel belemmerd worden door een flowregelaar of door de PEEP-klep. (PEEP = Positieve End Expiratory Pressure).

De PEEP-klep is een klep die pas boven een instelbare overdruk het uitademingsgas doorlaat, met andere woorden de patiënt ademt uit tegen een kleine instelbare druk. Hierdoor kan men de gemiddelde druk in de borstkas hoger maken, waardoor o.a. de zuurstofconcentratie in het longbloed toeneemt. De uitademing van de patiënt kan eventueel gestimuleerd worden door de venturi. Hierbij zorgt een NEEP (Negative End Expiratory Pressure) ervoor dat de longen tijdens de expiratie als het ware leeggezogen worden. Op deze wijze wordt de gemiddelde druk in de longen laag gehouden, waardoor de bloeddorstroming door de longen en door de holle ader zo min mogelijk belemmerd wordt. De eenrichtingsklep tenslotte zorgt ervoor, dat de patiënt niet kan inademen via het expiratoire circuit.

Gedurende de beademingscyclus kan eventueel gebruik gemaakt worden van pauzes, waarbij zowel de inspiratoire als de expiratoire klep gesloten zijn. Tijdens een pauze is de flow gelijk aan nul.

We onderscheiden twee soorten pauzes. Tijdens de eind-inspiratoire pauze vindt in de longen de gasuitwisseling tussen alveolair gas en alveolair bloed gewoon doorgang.

Een eind-expiratoire pauze kan men eventueel gebruiken in plaats van de PEEP, omdat op deze wijze eveneens een positieve druk gehandhaafd wordt op het einde van de periode van de expiratoire flow. Dit wordt echter zelden gedaan. Meestal staat de expiratoire klep (veel) langer open dan strikt nodig is om het expiratoire gas af te voeren. Er is dan een eind-expiratoire pauze, waarbij de druk nul is, en de expiratoire klep open staat.

De werking van de respirator wordt gestuurd door het elektronisch regelcircuit. Deze unit ontvangt signalen van o.a. flow- en drukopnemers en van het bedieningspaneel waarop verschillende grootheden ingesteld kunnen worden. Deze signalen worden in het elektronisch regelcircuit verwerkt om daarna gebruikt te worden om o.a. de inspiratoire en expiratoire kleppen te sturen. Soms regelt dit circuit ook de flow of de druk in bepaalde circuits van de respirator.

2.2. Wijze van beademing

Een respirator kan op een aantal verschillende beademingsmodes worden ingesteld.

In deze paragraaf worden slechts de twee basis modes behandeld.

Indien de in paragraaf 2.1. behandelde beademingscyclus op een vast ritme herhaald wordt, dan is de respirator ingesteld op de zogenaamde continue mechanische ventilatie (= beademing) mode (afk. CMV-mode).

Als slechts ondersteuning van de ademhaling nodig is, kan de respirator op de zogenaamde assist-mode geschakeld worden. (Niet alle toestellen hebben deze

mogelijkheid). Hiertoe wordt tijdens de expiratoire fase de druk of flow gemeten.

Als een patiënt wil gaan inademen creëert die een negatieve druk, ten opzichte van het PEEP niveau, of een kleine inspiratoire flow. Deze onderdruk of flow wordt gebruikt om een nieuwe beademingscyclus te triggeren.

2.3. Instelgrootheden

Een aantal grootheden zijn op het bedieningspaneel van een respirator mogelijk instelbaar.

Welke en hoeveel dat er zijn hangt af van het merk en type van het toestel.

Een opsomming van de verschillende parameters, met daarbij een korte uitleg, staat hieronder.

- Beademingsmode:

- Continue Mechanische Ventilatie (CMV):
zie paragraaf 2.2.;
- assist:
zie paragraaf 2.2.;
- spontane ademhaling:
De patiënt haalt zelf adem, de respirator levert alleen de benodigde ademhalingsgassen;
- Andere modes.

- Beademingstiming:

- ademprequentie (breath rate):
Deze parameter bepaalt het aantal beademingscycli per tijdseenheid bij CMV;
- inspiratie - expiratie verhouding (I : E):
Met deze grootheid wordt de verhouding van de totale inspiratie tijd (+ eventuele inspiratoire pauze tijd) en de expiratie tijd

(+ eventuele expiratoire pauze tijd) ingesteld.

- inspiratie tijd:

De tijd dat de patiënt beademingsgassen krijgt toegevoerd;

- pauze tijd (inspiratoir; expiratoir):

De tijd dat de patiënt in- en uitademen onmogelijk wordt gemaakt (exp. pauzes zijn zelden instelbaar);

- expiratie tijd:

De tijd dat de patiënt de gelegenheid heeft om uit te ademen. (Deze parameter is hoogst zelden instelbaar).

- Volume parameters:

- teug volume (Tidal volume):

Het volume beademingsgassen dat per inspiratie fase aan de patiënt wordt geleverd;

- minuut volume (minute volume):

Het volume beademingsgassen dat per minuut aan de patiënt wordt geleverd.

- Flow parameters:

- inspiratoire flow:

De maximale flow die gebruikt wordt tijdens de inspiratoire fase;

- expiratoire flow:

De maximale flow waarmee de patiënt kan uitademen gedurende de expiratoire fase.

- Druk parameters:

- Peep niveau:

De positieve druk die aan het einde van de expiratie wordt gehandhaafd;

- Neep niveau:

De negatieve druk die aangelegd wordt in het expiratoire circuit;

- **Inspiratoire druk:**

De constante druk die tijdens de inspiratie in het inspiratoire circuit wordt aangelegd ter beademing van de patiënt (dit in tegenstelling tot de constante flow beademing).

- **Assist mode trigger parameters:**

- de onderdruk ten opzicht van de eind expiratoire druk die nodig is om een beademingscyclus te starten (triggeren) meestal in cm H₂O;
- de flow aan het einde van de expiratie, die nodig is om een beademingscyclus te starten, meestal in ml/sec.

3. Het testsysteem

- a. Het systeem moet zo weinig mogelijk tijd van de gebruiker in beslag nemen.

Een zoveel mogelijk geautomatiseerd systeem is dan ook wenselijk.

Voor dit doel is een computer opgenomen in het systeem.

De computer zal zorg dragen voor het goede verloop van de verschillende respiratortests, voor de verwerking van de meetgegevens en voor het weergeven van de testresultaten.

Gedurende die periode van testen en verwerken is de gebruiker vrij om andere zaken te doen.

Een IBM-PC type AT, voorzien van een 80286 en een 80287 processor, was voor dit project ter beschikking.

De computer is voorzien van een kleuren beeldscherm met grafische mogelijkheden.

Ook waren een aantal "kaarten" voor een IBM-PC aangekocht, noodzakelijk voor dit en andere projecten die gebruik maken van de computer (zie par. 3.4.3.2.1).

De voor het systeem ontwikkelde software is geschreven in de programmeertaal "Turbo Pascal", versie 3.01, en macro assembler versie 4.0 (voor 80286 en 80287).

Alleen waar verwerkingssnelheid belangrijk is, is gebruik gemaakt van assembler (zie par. 3.4.3.2.2).

Alle andere onderdelen zijn in "Turbo Pascal" geschreven, dit vanwege de kennis van deze taal bij de begeleiding.

- b. Het systeem moet de verschillende type's respiratoren kunnen testen.

Om de verschillende type's goed te kunnen testen in hun bereik van mogelijkheden, is het noodzakelijk om over de type's een aantal gegevens op te slaan.

Om het geheel flexibel te houden is het eenvoudig mogelijk om nieuwe type's in te voeren of veranderingen in oude gegevens aan te brengen.

Per paragraaf zullen de daar noodzakelijke gegevens vermeld worden.

Welke gegevens allemaal nodig zijn per type respirator worden beschreven in paragraaf 4.2.

- c. Het systeem moet eenvoudig te bedienen zijn.

Voor dit doel is het hele systeem door middel van zogenaamde menu's te sturen.

De invoer van de nodige gegevens voor een test is tot een minimum beperkt gehouden. Slechts de initialen van de verantwoordelijke technicus en het identificatienummer van het te testen toestel dienen ingevoerd te worden. Het aangeven van het respirator type en het kiezen van de verschillende test mogelijkheden gaat met behulp van een menu. Voor meer informatie wordt verwezen naar hoofdstuk 4.

- d. Het systeem moet op een reproduceerbare wijze gegevens over de globale werking van een respirator kunnen bepalen en beoordelen.

De werking van een respirator wordt bepaald door de volgende vijf blokken:

1. de timing;
2. de triggering;
3. de volume regeling;
4. de flow regeling;
5. de druk regeling.

Het op een deugdelijke werking controleren van die blokken die op een respirator aanwezig zijn, is voldoende om een inzicht te krijgen van de globale werking van een respirator.

Ieder van de blokken kan goed genoeg bekeken worden aan de hand van een aantal parameters. Welke dat zijn staat vermeld in par. 3.1.

Om de werking van een respirator te kunnen beoordelen zouden van de verschillende parameters de waarde en constantheid over het hele instelbare bereik van de blokken bepaald moeten worden.

Dit is ondoenbaar en niet nodig voor een globaal werkingsoverzicht.

Een beperkt aantal tests, waarbij de blokken op een bepaalde manier staan ingesteld, zullen uitgevoerd kunnen worden met behulp van dit systeem. Welke testen dat zijn en wat voor gegevens over de verschillende parameters bepaald worden staat beschreven in par. 3.2.

Aan het einde van een werkingstest zullen gegevens over bepaalde parameters bekend zijn. Deze gegevens kunnen dan beoordeeld worden door het systeem en geven een goed beeld over de parameter.

Welke gegevens beoordeeld worden en hoe dat gedaan wordt, wordt uitgelegd in par. 3.3. Paragraaf 3.4. is geheel gewijd aan het verkrijgen van de nodige meetgegevens. Het meetsysteem wordt vrij uitvoerig besproken. De manier waarop uit de meetgegevens de parameterwaarden worden gehaald, wordt in par. 3.5. behandeld.

Hoe de uiteindelijke resultaten en beoordelingen na een werkingstest worden aangeboden, wordt behandeld in par. 3.6.

3.1. Parameter keuze

Per blok zullen een aantal parameters gekozen moeten worden die een, voor de toepassing van het testsysteem, goed beeld kunnen geven van de deugdelijke werking ervan. Er zijn vele parameters per blok die bepaald kunnen worden. Doch een grote hoeveelheid parameters schaden de overzichtelijkheid.

In de wereld van respiratoren zijn een aantal parameters gangbaar (zie par. 2.3.). Vrijwel al die parameters kunnen met behulp van het testsysteem bekeken worden. Enkele extra parameters zijn aan de lijst toegevoegd voor meer informatie.

De onderstaande lijst van parameters kunnen door middel van verschillende tests, door het testsysteem bekeken worden:

<u>Blok:</u>	<u>Parameters:</u>
Timing	adem frequentie; inspiratie-expiratie verhouding; inspiratie tijd; expiratie tijd; inspiratoire pauze tijd.
Triggering	triggerdruk; triggerflow.
Volume levering	tidal volume; minuut volume.
Flow regeling	inspiratoire maximum flow; inspiratoire gemiddelde flow; expiratoire maximum flow.
Druk regeling	EEP (ongeacht teken); inspiratoire maximale longdruk;* inspiratoire gemiddelde longdruk.
Extra	Lek flow

* De wenselijk te bepalen inspiratoire druk kan met behulp van het meetsysteem niet direkt gemeten worden. De inspiratoire druk is bij flowwaarde 0 gelijk aan de inspiratoire maximale longdruk.

In sommige gevallen overlappen bepaalde parameters elkaar. (Uit de adem frequentie en de I : E verhouding kan de expiratie tijd berekend worden). De reden om toch al de bovenstaande parameters te nemen zal in par. 3.2. worden verklaard.

3.2. Respirator tests

Aan de hand van de waarde en konstantheid van een aantal parameters kan de werking van de verschillende blokken en dus de werking van de respirator bekeken worden.

Om aan de parametergegevens te komen zal de respirator een aantal werkingstests moeten ondergaan. De volgende soorten tests zijn in het systeem geïmplementeerd:

- lek test;
- CMV-mode test;
- assist-mode test.

Een lek test is nodig om vast te stellen hoe groot het verlies aan beademingsgassen, in het patiënt circuit, tijdens het gebruik is.

Een lek in het patiënt circuit van een respirator kan een zodanige invloed op geleverd volume, flow en druk hebben dat meting van die waarden geen relevante gegevens opleveren. Een lek test zal dan ook altijd als eerste uitgevoerd moeten worden.

Door middel van een test van de werking van een respirator die in de Continue Mechanische Ventilatie Mode (CMV Mode) staat ingesteld kunnen de blokken

Timing, Volume Levering, Flow Regeling en Druk Regeling bekeken worden.

In het systeem is de mogelijkheid geboden om drie verschillende CMV tests te doen. Op deze manier kan de respirator getest worden op voor ieder blok verschillende instellingen.

Een beter beeld over de werking van de respirator kan op die manier gevormd worden.

Om het blok triggering te kunnen controleren zal de respirator in de assist-mode getest dienen te worden. Uiteraard kunnen alleen respiratoren die van een assist-mode voorzien zijn op deze manier getest worden. Er is één assist-mode test voorzien in het systeem.

De waarde en konstantheid van een parameter kan slechts dan bepaald worden als een respirator over een langere periode getest wordt, en het testsysteem stabiel is. Het uitvoeren van een test houdt dan ook in dat een aantal beademingscycli zullen worden opgenomen.

Van iedere beademingscyclus kunnen de relevante parameterwaarden worden bepaald. Per parameter zijn dan meerdere resultaten beschikbaar, waarmee het mogelijk is om de gemiddelde waarde, standaard deviatie en extreme waarde van die resultaten te berekenen.

De formules voor de berekening van de waarden uit een lijst van (1..N) resultaten: X_k is het k^e resultaat uit de lijst.

Gemiddelde waarde:
$$\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{1}^N x_k$$

$$\text{Standaard deviatie: } \sigma_{\bar{X}} = \left(\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N (X_k - \bar{X})^2 \right)^{1/2}$$

$$\text{Extreme waarde: } X_e = (X_k \mid (X_k - \bar{X})^2 = \text{maximaal})$$

De gemiddelde waarde geeft een benadering van de waarde van de parameter. De standaard deviatie geeft een beeld over de konstantheid van een parameter. Dit doet ook de extreme waarde.

Hoe meer beademingscycli voor de berekening van \bar{X} , $\sigma_{\bar{X}}$ en X_e per parameter worden opgenomen, des te nauwkeuriger bepalen \bar{X} , $\sigma_{\bar{X}}$ en X_e de waarde en konstantheid van die parameter. Het opnemen van een aantal cycli neemt echter tijd in beslag. Het aantal op te nemen beademingscycli is per test in te stellen.

3.3. Resultaat beoordeling

Van een perfect werkende respirator wordt verwacht dat de patiënt beademd wordt, exact volgens de ingestelde mode en de voor die mode van belang zijnde bekende parameter waarden. Konkreet betekent dit dat, bij een perfecte respirator, bij een foutloze meeting en verwerking, voor de van belang zijnde parameters geldt:

- de gemeten gemiddelde waarde gelijk is aan ingestelde of impliciet gewenste waarde;
- de gemeten standaard deviatie gelijk is aan 0;
- de gemeten extreme waarde gelijk is aan de gemeten gemiddelde waarde.

Het testsysteem neemt voor de beoordeling van de gemeten gegevens de perfecte respirator als referentie.

Alleen die gemeten parametergegevens, waarvan een referentiewaarde bekend is, zullen worden beoordeeld. De standaard deviatie en extreme waarde van iedere parameter zullen altijd beoordeeld worden.

De gemiddelde waarde van een relevante parameter wordt alleen dan beoordeeld als van die parameter de gewenste waarde direkt instelbaar is op de respirator dan wel impliciet bekend is.

Daar verschillende respiratormerken voor eenzelfde blok (timing, etc) andere parameters gekozen hebben, waarvan de gewenste waarde direkte ingesteld kan worden, zijn in de lijst van parameters van par.

3.1. meer parameters opgenomen dan strikt noodzakelijk is.

Van de te testen en te beoordelen respirator zal aan het systeem bekend moeten zijn:

1. welke parameterwaarden direkt kunnen worden ingesteld;
2. op welke waarden de respirator is ingesteld tijdens een test.

Dit geeft twee mogelijke oplossingen:

- a. voor iedere test geeft de gebruiker in, welke parameterwaarden zijn ingesteld, en hoe ze dat zijn;
- b. de gebruiker geeft eenmalig in, welke parameterwaarden bij een bepaalde test ingesteld dienen te worden, en hoe ze dat zijn.

Het systeem zal dit "onthouden" en deelt iedere keer voor aanvang van die bepaalde test mee op welke manier de respirator ingesteld moet worden.

Het gevolg van oplossing b. is dat voor ieder van de vijf tests (1x lek, 3x CMV, 1x assist) de gewenste instelling eenmalig moet worden ingegeven.

Verschillende respiratorentypen hebben over het algemeen verschillende instelmogelijkheden en -bereiken.

Om een flexibel testsysteem te krijgen zullen voor ieder type respirator al de instelgegevens "onthouden" dienen te worden, bij oplossing b.

Oplossing b. is in het testsysteem geïmplementeerd omwille van de volgende twee redenen:

1. voor oplossing b. hoeft slechts één keer voor ieder te testen respiratortype een aantal gegevens ingevoerd te worden. Tijdens het gebruik van het testsysteem hoeft niets meer ingetypt te worden, dit bespaart tijd en voorkomt fouten;
2. door oplossing b. te kiezen worden voor een bepaald type respirator telkens dezelfde instelwaarden gebruikt per test. Op deze manier is het mogelijk om de resultaten van een test te vergelijken met vroegere resultaten of met resultaten van andere respiratoren van eenzelfde type.

Nu bekend is welke parametergegevens beoordeeld zullen worden, is het van belang te weten hoe de beoordeling gedaan wordt.

Alle berekende parametergegevens worden voorzien van een label. Dat label geeft aan of een beoordeling is uitgevoerd, en zo ja hoe de beoordeling is.

Voor de gemeten gemiddelde parameterwaarde (\bar{X}) en standaard deviatie (σ_x) worden de afwijking van die gegevens ten opzichte van de referentiewaarde (X_r) berekend. De berekende afwijking wordt dan vergeleken met een, voor die parameter, maximaal toegestane afwijking (MTA).

De extreme waarde (X_e) wordt beoordeeld op grond van de afwijking ervan ten opzichte van de gemeten gemiddelde waarde, en vergeleken met de gemeten standaard deviatie.

Een maximaal toegestane afwijking wordt berekend aan de hand van een relatieve en een absolute toegestane afwijking (afk. respectievelijk RTA en ATA). Voor iedere parameter moeten zowel voor de gemiddelde waarde als voor de standaard deviatie een RTA en een ATA aan het testsysteem bekend zijn. Per type respirator moet de gebruiker dan ook, eenmalig, de gewenste RTA's en ATA's invoeren.

De MTA wordt als volgt berekend:

voor \bar{X} : $MTA_{\bar{X}} = \text{maximum van } (RTA_{\bar{X}} * X_r), ATA_{\bar{X}}$
voor σ_x : $MTA_{\sigma_x} = \text{maximum van } (RTA_{\sigma_x} * X), ATA_x$

Opmerkingen:

- Op deze manier wordt een parametergegeven altijd beoordeeld op grond van de maximaal toegestane afwijking.
- De MTA_{σ_x} wordt o.a. berekend aan de hand van het gemeten gemiddelde \bar{X} omdat de σ_x alleen ten opzichte van die waarde betekenis heeft.

Voor iedere parameter worden nu aan de \bar{X} , σ_x en X_e als volgt een label toegekend:

<u>Gegeven</u>	<u>Voorwaarde</u>	<u>Label</u>
\bar{X} :	$(\bar{X} - X_r) < 0,7 * MTA_{\bar{X}}$	0
	$(\bar{X} - X_r) > 0,7 * MTA_{\bar{X}}$ en	
	$(\bar{X} - X_r) < MTA_{\bar{X}}$	1
	$(\bar{X} - X_r) > MTA_{\bar{X}}$	2
	X_r niet bekend	
	(niet beoordeelbaar)	3

<u>Gegeven</u>	<u>Voorwaarde</u>	<u>Label</u>
σ_x :	$\sigma_x < 0,7 * MTA\sigma_x$	0
	$\sigma_x > 0,7 * MTA\sigma_x$ en	
	$\sigma_x < MTA\sigma_x$	1
	$\sigma_x > MTA\sigma_x$	2
Xe:	$(Xe - \bar{X}) < 3 * \sigma_x$	0
	$(Xe - \bar{X}) > 3 * \sigma_x$	2

De betekenis van de labels staat hieronder:

<u>label</u>	<u>Betekenis</u>
0	parametergegevens ruim binnen de gestelde grenzen (O.K.)
1	parametergegevens binnen de gestelde grenzen maar dicht tegen de grens aan. (let op).
2	Parametergegevens buiten de gestelde grenzen (De respirator zal nagekeken moeten worden).
3	Geen oordeel (extra informatie).

Opmerking:

De waarde 0,7 als de grens tussen label 0 en 1 is arbitrair.

3.4. Meten aan een respirator

In paragraaf 3.4.1. zal besproken worden met behulp van welke methode een respirator het beste getest kan worden. Wat voor meetdata verwacht mag worden indien de in par. 3.4.1. besproken methode wordt toegepast, is te zien in par. 3.4.2.

De manier waarop het testsysteem een respirator test, staat beschreven in par. 3.4.3.

3.4.1 Meetmethode

Meetprincipe

Om te kunnen beoordelen of de op een respirator, ingestelde parameters ook gehaald worden, is het noodzakelijk om de respirator op een zo realistisch mogelijk manier te testen.

De respirator zal bij het testen een "namaak" long moeten beademen. Dat het noodzakelijk is om de respirator te belasten met een "namaak" long blijkt o.a. uit een onderzoek verricht door Mathewson, Gish en Linn (Lit 1). Bij het onderzoek werden verschillende respiratoren getest met en zonder "namaak" long. Bij enkele veel gebruikte respirator type's werden verschillen in het geleverde volume tot 19% vastgesteld, tussen de twee test methodes. Het American National Standards Institute (ANSI) en de International Standards Organisation (ISO) hebben zich uitgesproken voor het gebruik van een namaak long, volgens het onderstaande long model, bij het testen van respiratoren.

Long model

De, bij de testen, te gebruiken namaak long moet de impedantie van een patiënt voor een respirator kunnen simuleren.

De impedantie waarmee de respirator te maken krijgt zijn een pulmonaire compliantie en weerstand.

Een model hiervoor kan gevormd worden door een luchtweerstand in serie met een compliantie. De weerstandswaarde wordt gedefinieerd door het drukverschil

over de weerstand gedeeld door de flow (volume per tijdseenheid) door de weerstand. De gebruikelijke eenheid van weerstand is cmH₂O/l/s.

De compliantie is gedefinieerd als de toename in volume gedeeld door de toename in de druk. De gebruikte eenheid is l/cmH₂O.

Bij een goede benadering van een menselijke long mogen de waarde van de luchtweerstand en de compliantie constant verondersteld worden (Lit. 2 pag. 1.2.).

Het ANSI, het IEC en de ISO bevelen het gebruik van een namaak long naar voorgaand model aan (zie respectievelijk Lit. 3, Lit. 4 en Lit. 5). De weerstand en compliantie waarden die nodig zijn om verschillende menselijke longen te kunnen simuleren worden eveneens beschreven.

(Zie de tabel 3.1.1. voor de ANSI aanbeveling).

ANSI Z79.7-1976 Standaard

<u>Combinatie</u>	<u>Weerstand</u> (cmH ₂ O/l/s)	<u>Compliantie</u> (l/cmH ₂ O)
1	5	0,05
2	20	0,05
3	5	0,02
4	20	0,02
5	50	0,02
6	20	0,01
7	50	0,01

Tabel 3.1.1. Parameterwaarden longmodel

3.4.2. Meetgegevens

Bij het beademmen van een "namaak" long kunnen met behulp van de gasflow, gasdruk, longvolume en -tijd curven de gewenste parametergegevens berekend worden (zie par. 3.5.).

De reden om ook de gastemperatuur te meten zal worden uitgelegd in par. 3.4.2.1.

Hoe, in het geval van een blokvormige inspiratie flow, de verschillende curven (behalve de temperatuur) eruit zullen zien, bij een "namaak" long volgens par. 3.4.1., wordt in par. 3.4.2.2. getoond.

3.4.2.1. Referentie meetgegevens

De primaire parameters die bij een respirator test gemeten of bepaald worden zijn de gasdruk, -temperatuur en het gasvolume of de gasflow.

Indien het volume in de tijd bekend is, kan daaruit de flow berekend worden en omgekeerd.

Een bepaalde massa gas zal bij verschillende druk en temperatuur een ander volume innemen.

De flow is ook afhankelijk van druk en temperatuur.

Verder zal de druk van een droog gas anders zijn dan de druk van dat gas met waterdamp in eenzelfde volume en temperatuur.

Om testgegevens te kunnen vergelijken zullen de gegevens omgerekend dienen te worden naar een bepaalde standaard referentie.

Omrekenen gegevens

Voor het omrekenen van de meetgegevens naar een bepaalde referentie wordt gebruik gemaakt van de gaswetten van de thermodynamica. Daar er tijdens het testen van de respirator, voor de optredende drukken en temperaturen geen grote waarden en schommelingen optreden, is het gebruik van de gaswetten van Boyle, Gay-Lussac en Dalton toegestaan.

De wet van Boyle gecombineerd met die van Gay-Lussac geeft de volgende formule voor een constante massa van een ideaal gas:

$$\frac{P * V}{T} = \text{constant}$$

Hierbij behoort de toestand van het gas hetzelfde te blijven.

Het omrekenen van een volume bij een bepaalde druk en temperatuur naar een volume bij de standaard waarden is eenvoudig te doen met behulp van de bovenstaande gecombineerde wet.

Het aanpassen van de gemeten druk met betrekking tot de waterdamp kan gedaan worden met de wet van Dalton. Deze wet zegt dat de som van de partiële drukken van ieder van de componenten van een gasmengsel hetzelfde is als de totale druk van dat mengsel in een bepaald volume.

De partiële druk die een gas heeft, is de druk die het gas zou hebben als het alleen in het volume aanwezig zou zijn.

In formulevorm voor een gasmengsel van de ideale gassen: X, Y en Z:

$$P_{\text{totaal}} = P_X + P_Y + P_Z$$

Waarin P_X , P_Y en P_Z de partiële drukken van resp. de gassen X, Y en Z zijn.

Toegepast op een gas met waterdamp:

$$P_{\text{nat}} = P_{\text{droog}} + P_{\text{H}_2\text{O}}$$

Waarbij P_{nat} de druk is van alle gassen + waterdamp.

P_{droog} is de som van alle partiële drukken van de aanwezige gassen zonder waterdamp (droog gas mengsel).

$P_{\text{H}_2\text{O}}$ is de partiële druk van de waterdamp.

De partiële waterdampdruk heeft voor een bepaalde temperatuur een maximale waarde.

Condensatie van water zal volgen indien men de maximale waarde zou proberen te overschrijden.

Indien de partiële waterdampdruk gelijk is aan de maximale waarde voor de heersende temperatuur, dan is het gasmengsel "verzadigd".

Standaard referenties

Er zijn een aantal standaard referenties gangbaar.

In tabel 4.2.2.1. worden de meest gangbare referentie condities en hun afkortingen vermeld.

Standaard referenties

<u>Afkorting</u>	<u>Temp.</u> (°C)	<u>Druk</u> (bar)	<u>Waterdamp</u>
STPD	0	1	droog
NTPD	20	1	droog
BTPS	37	omgeving	verzadigd
ATPD	omgeving	omgeving	droog
ATPS	omgeving	omgeving	verzadigd
ATPX	omgeving	omgeving	omgeving.

Tabel 4.2.2.1.

Om testgegevens te kunnen vergelijken zijn standaarden met "omgeving" als referentie onbruikbaar.

3.4.2.2. Datacurven

Bij één mechanische beademing worden de in figuur 3.4.2.1. getoonde curven verwacht.

De drukken, flow's en volumes zijn naar een bruikbare standaard omgerekend.

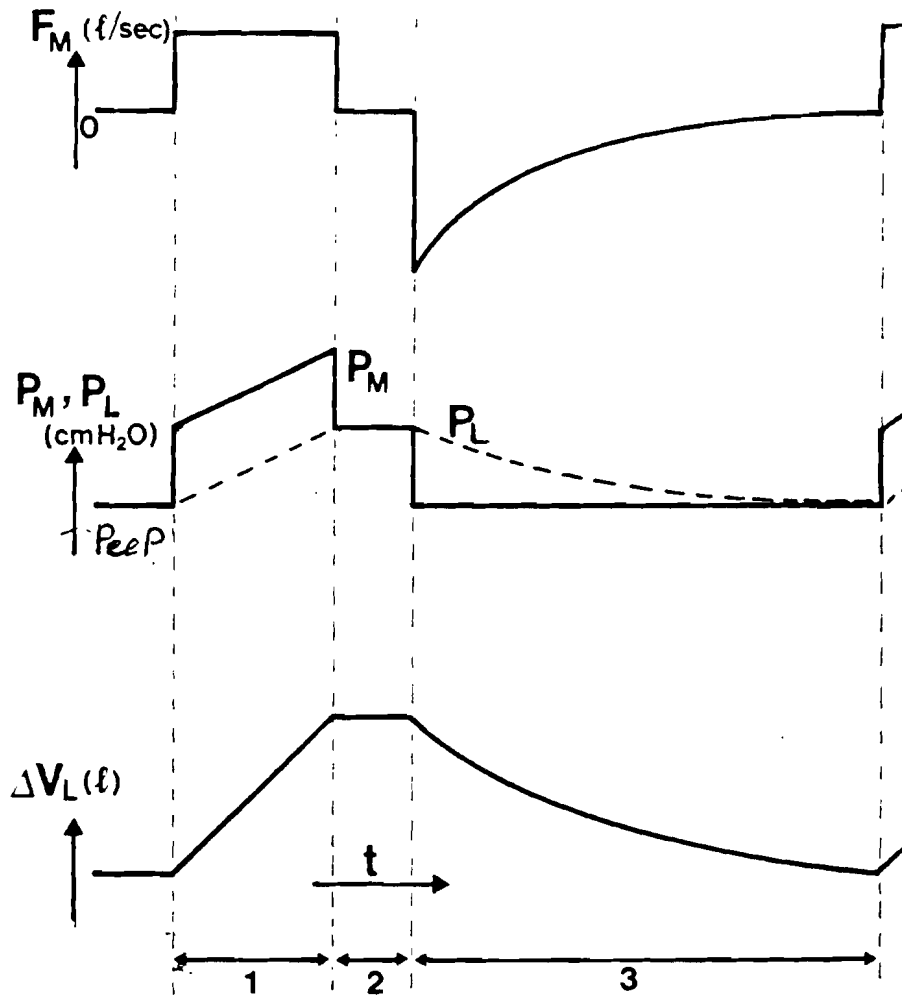


Fig. 3.4.2.1 flow, druk en volumecurve

- Periode 1: inspiratie
- Periode 2: inspiratoire pauze
- Periode 3: expiratie

De constante flow (opgedrukt door de respirator) doet het longvolume lineair toenemen. Daar de compliantie een constante is zal de longdruk toenemen met $P_l = V \cdot \text{compliantie}$. De druk aan de ingang van de "namaak" long(mond) zal bij de inspiratie groter zijn vanwege de flow door de lineaire luchtweg weerstand.

Bij een ademhalingspoging zal een kleine flow of onderdruk een beademingscyclus moeten triggeren. De respectievelijke curven zullen dan iets anders zijn (zie fig. 3.4.2.2.).

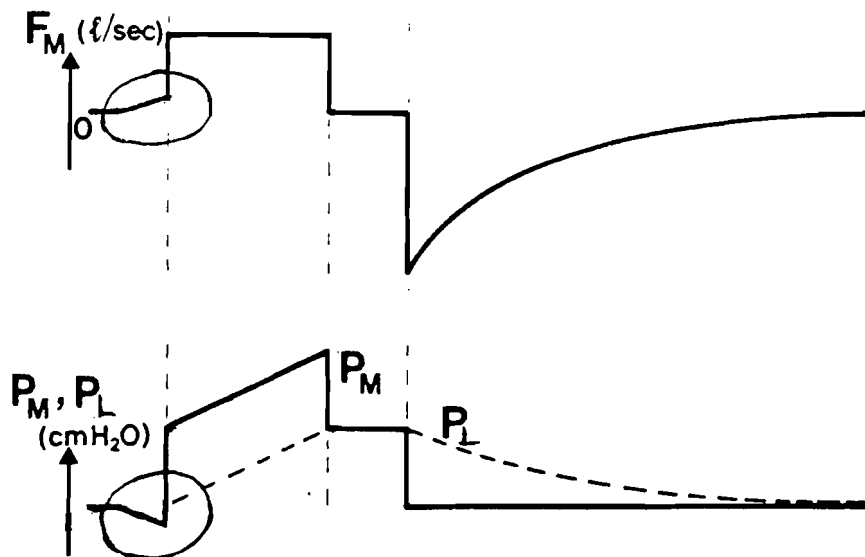


Fig. 3.4.2.2 assistflow en -drukcurve

De niet getekende curven veranderen nauwelijks. De flow is positief daar de flow in de long gaat.

3.4.3 Meetopstelling

De meetopstelling zal gebruik behoren te maken van een testlong, die zo goed mogelijk de menselijke long kan simuleren.

Voor een goede simulatie zijn een lineaire luchtweerstandswaarde en een konstante compliantie nodig.

In par. 3.4.3.1. zullen twee mogelijkheden voor het verkrijgen van de gewenste compliantie voorgesteld worden.

De keuze van de gebruikte meetopstelling zal ook in die paragraaf vermeld worden. In paragraaf 3.4.3.2. wordt dan uitvoering ingegaan op de uitgevoerde meetopstelling en bijbehorende software.

3.4.3.1. Keuze meetsysteem

Hier zullen twee verschillende mogelijkheden besproken worden die moeten zorgen voor een konstante compliantie:

1. een systeem met een balg en een veer;
2. een systeem met een cilinder en een zuiger.

Om de verschillende parameter gegevens te kunnen bepalen zullen, gedurende de testen de druk, de flow, het volume en de temperatuur van de beademingsgassen gemeten en opgenomen moeten worden. Het opnemen en verwerken van die data gebeurt zoals reeds vermeld met behulp van een computer.

Het balg-veer systeem

Bij dit systeem worden de beademingsgassen in een stevige balg geleid.

Het uitzetten van de balg wordt echter tegen gewerkt door een veer. Op deze manier kan door middel van een zorgvuldig ontwerp een systeem verkregen worden dat een goede lineaire compliantie zal hebben. Met behulp van de veer kan de gewenste compliantie ingesteld worden. Er zijn verschillende goede systemen op de markt die op deze manier werken. Voor het opnemen van de gasdruk en -temperatuur zullen de nodige sensoren aangeschaft moeten worden. Het nauwkeurig opnemen van het "long"volume is moeilijk met dit systeem maar kan door middel van integreren van de flow verkregen worden. De flow moet met een externe flowmeter opgenomen worden.

Het cilinder-zuiger-systeem

Bij dit systeem worden de beademingsgassen in een cilinder geleid. De cilinder wordt afgesloten door middel van een vaste plaat aan de ene kant en een beweegbare zuiger aan de andere kant. De zuiger kan verplaatst worden door een motor. De motor moet door middel van een regelsysteem zo gestuurd worden dat het cilinder-zuiger-systeem een lineaire compliantie zal hebben. Ook hier zijn een druk en temperatuur sensor nodig. Het volume kan bepaald worden aan de hand van de zuigerpositie. Indien er een stugge verbinding tussen de motoras en de zuiger bestaat, kan ook de stand van de motoras gebruikt worden. Zulk een systeem is niet in de handel.

Voor- en nadelen

- Het balg-veer-systeem voldoet aan de gestelde eisen (lineaire compliantie) en is verkrijgbaar. Een assist test, waarvoor een ademhalingspoging nagebootst moet worden, is echter niet direkt mogelijk. Hiervoor zullen speciale voorzieningen moeten worden gemaakt. Een nadeel kunnen de kosten voor een nauwkeurige flowmeter zijn.

- Met het cylinder systeem is op een eenvoudige wijze een ademhalingspoging na te bootsen. Problemen kunnen zijn dat er een stijve motoras zuiger verbinding en een goede zuiger cylinder dichting vereist zijn. Bovendien is een regelsysteem nodig om de motor te sturen. Heel het systeem moet daarbij zelf gemaakt worden. Dit laatste is, uit kostenoverwegingen, voor de afdeling Biotechniek, een voordeel daar alles in eigen beheer gedaan kan worden.

Het gekozen systeem

De begeleiders op de afdeling Biotechniek gaven sterk de voorkeur aan het cylinder-zuiger-systeem, Het balg-veer-systeem had mijn voorkeur vanwege de genoemde voordelen en de direct gemeten flow. Het aanpassen van het systeem om een assisttest mogelijk te maken lijkt bovendien geen probleem. Uiteindelijk werd het cylinder-zuiger-systeem uitgevoerd, om de mogelijkheden van dit systeem te onderzoeken.

3.4.3.2. Uitgevoerd meetsysteem

Het meetsysteem heeft een regelsysteem nodig. Om te kunnen regelen moeten een aantal grootheden gemeten worden.

Voor het bepalen van de parametergegevens moeten ook een aantal grootheden (zie par. 3.4.2.) gemeten en in de computer opgeslagen worden.

Daar voor beide de grootheden hetzelfde zijn, zijn beide onderdelen, regelsysteem en data acquisitie, geïntegreerd. Dit wil zeggen dat het regelsysteem met behulp van software is uitgevoerd.

Het meetsysteem is onder te verdelen in de volgende stukken:

- het mechanische gedeelte;
- het software gedeelte (regeling en data acquisitie);
- het elektronische gedeelte.

Aan de hand van enkele tekeningen wordt de opbouw van het mechanisch gedeelte besproken in par.

3.4.3.2.1.

Het software gedeelte en de regel formules worden in par. 3.4.3.2.2. behandeld.

De verschillende schakelingen zullen daar waar nodig in de paragrafen besproken worden. Van deze schakelingen zal alleen de functie worden uitgelegd.

Werktekeningen, schakelschema's of software listingen worden in dit verslag niet gegeven. Hiervoor wendde men zich tot de afd. Biotechniek (p/a: U.Z. St. Raphaël Gasthuisberg, Herestraat 49, 3000 Leuven België).

3.4.3.2.1 Mechanisch gedeelte

Het mechanisch gedeelte valt uiteen in vijf onderdelen (zie fig. 3.4.3.2.1.):

1. een kleppen systeem.
2. een luchtweerstand.
3. het cylinder-zuiger-systeem.
4. de motor.
5. de sensoren.

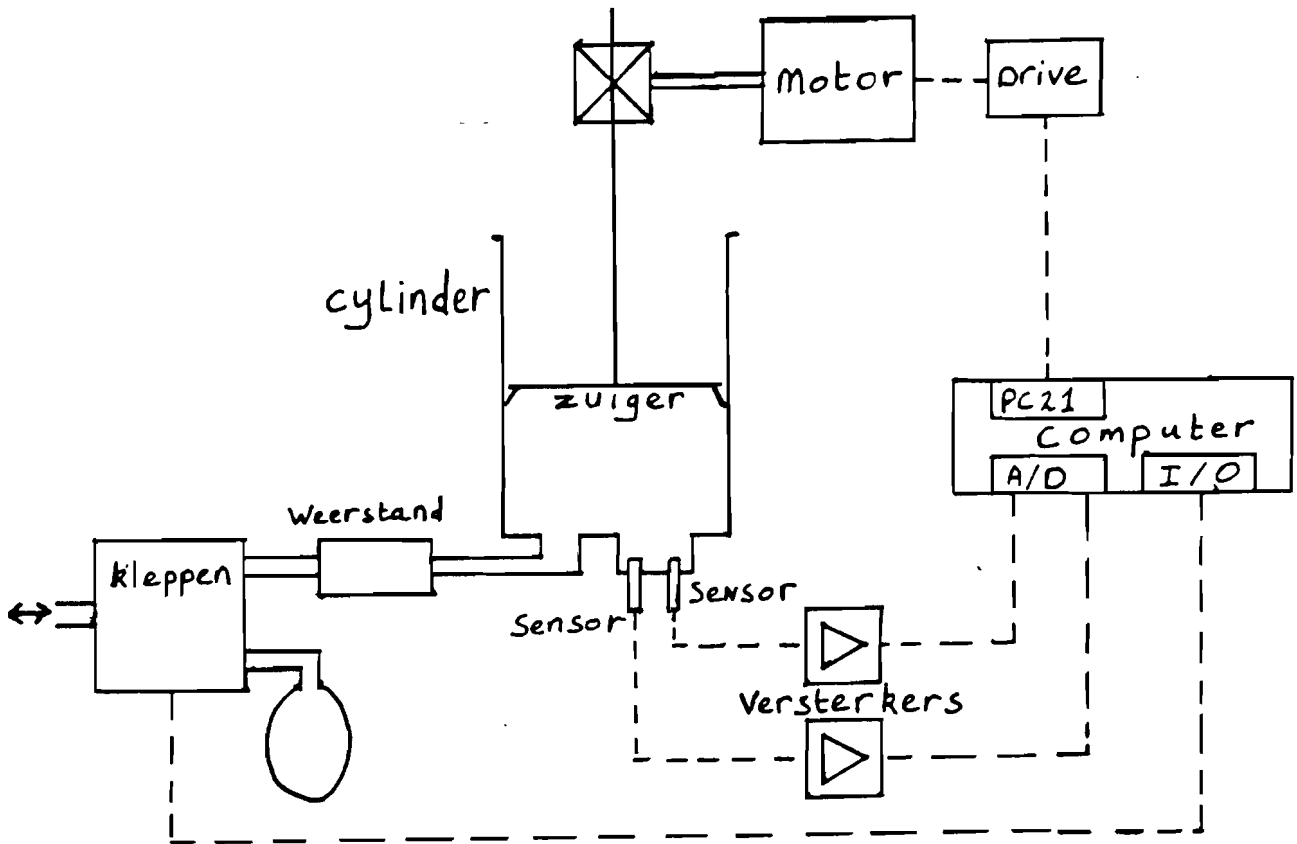


Fig. 3.4.3.2.1. meetsysteem

1. Het kleppen systeem

Het kleppen systeem verbindt een respirator met de testlong, dan wel met een ballon. Indien de respirator verbonden is met de ballon dan staat de testlong open naar de omgeving (zie tekening 3.4.3.2.b).

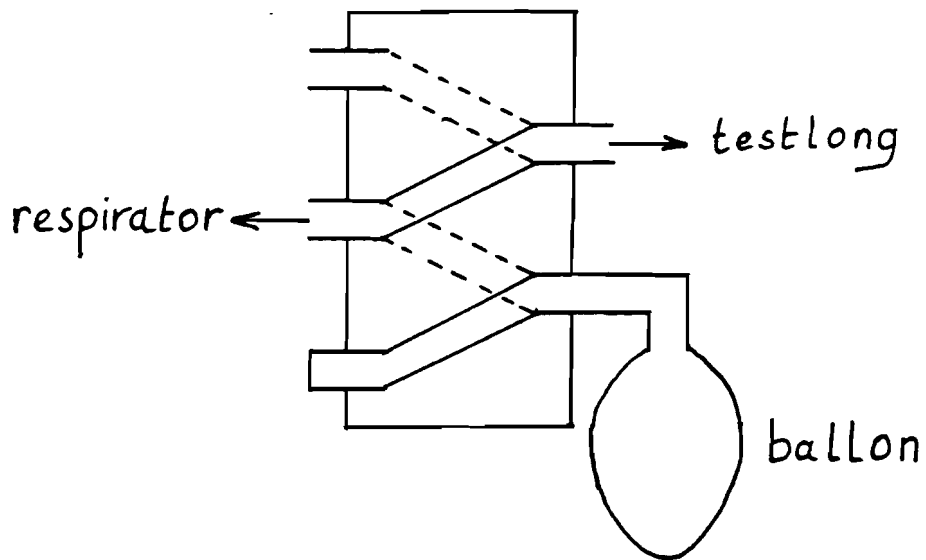


Fig. 3.4.3.2.b. Het gebruikte kleppensysteem

Tijdens een test zal de respirator met de testlong verbonden zijn.

De computerrekening wordt dan besteed aan de regeling en de data acquisitie. Aan het einde van de data acquisitie zal de respirator met de ballon verbonden worden. De computerrekening kan nu volledig aan de dataverwerking worden besteed (regeling is niet meer nodig).

Sommige respiratoren kunnen detecteren of ze van de "patiënt" ontkoppeld zijn.

Het verbinden van de respirator met een ballon, in plaats van met de omgeving, voorkomt het geven van alarmsignalen.

De sturing van de kleppen wordt gedaan door de computer en een aantal veiligheidsschakelaars (zie verder bij "cylinder-zuiger-systeem"). Een schakeling zorgt er voor dat alleen bij open veiligheidsschakelaars en een spanning van ($> 3,5V$) van een computer uitgang (poort) de respirator en testlong verbonden worden.

2. De luchtweerstand

De luchtweerstand wordt aangebracht tussen de cylinderingang en het kleppensysteem.

Verscheidene weerstandwaarden zijn nodig om de verschillende menselijke longen te kunnen simuleren (zie par. 3.4.1.).

De weerstandswaarde zal lineair met betrekking tot de flow moeten zijn.

Het verwisselen van de weerstanden zal nodig zijn indien andere testlongparameters gewenst zijn.

Voor routine onderhoud lijkt het dan ook aangemeten om slechts één weerstand te gebruiken.

3. Het cylinder-zuig-systeem

Ter illustratie van het onderstaande verhaal zie foto (fig.3.1).

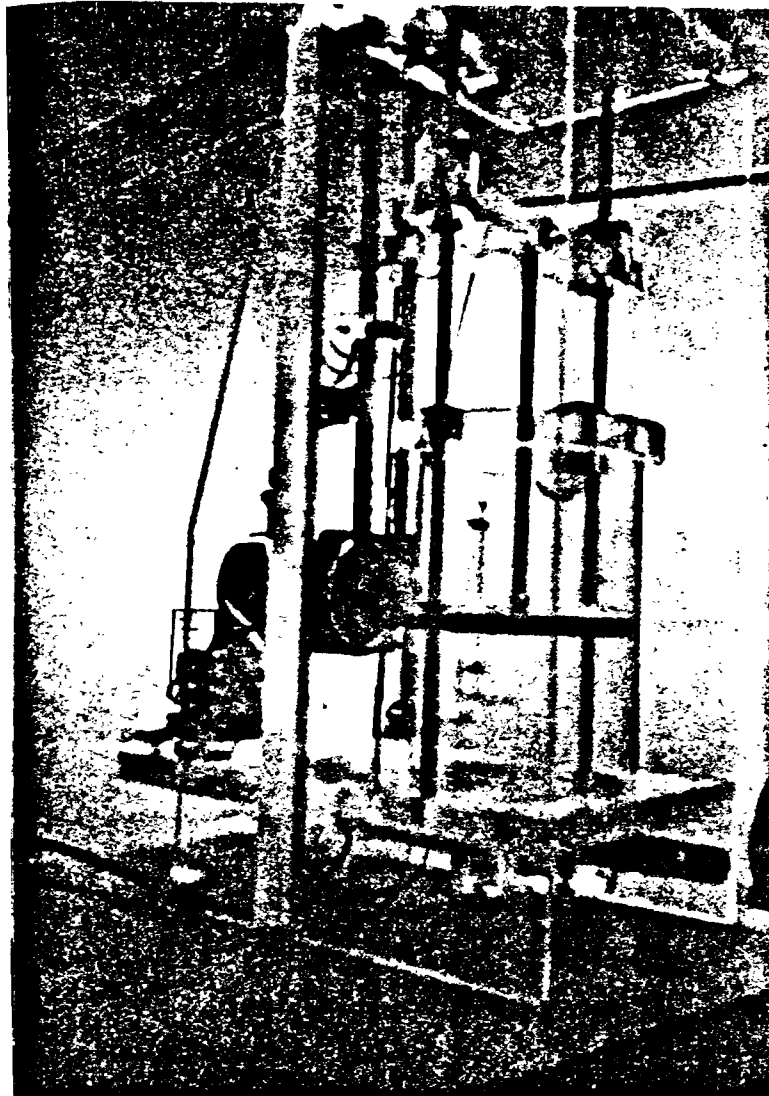


Fig. 3.1. Foto van het meetsysteem

De cylinder heeft een binnen diameter van 14,10 cm en is 20 cm hoog.

De zuiger heeft uiteraard een iets kleinere diameter. Een flexibele siliconendichting is aangebracht op de zuiger om een lek tussen de zuiger en de cylinderwand te voorkomen.

De wrijvingsweerstand tussen de dichting en de cylinderwand wordt verkleind door de wand te voorzien van een glijmiddel op siliconen basis.

De zuiger is verbonden met een T-vormig bok. De bok kan slechts in één richting bewegen vanwege de twee geleiders.

Aan de basispoot van de T is een tandriem verbonden. De tandriem is gespannen tussen twee getande wielen.

Een van die wielen is met de as van een stappenmotor verbonden.

In de bodemplaat van de cylinder zijn twee openingen aangebracht. De beademingsgasstroom gaat via een opening van 2,5 cm doorsnede. Een kleinere opening (1 cm doorsnede) staat in verbinding met een afgesloten ruimte, met dezelfde doorsnede, waarin de nodige sensoren zijn aangebracht.

Het systeem is van een viertal veiligheids-schakelaars voorzien. De schakelaars zijn verbonden met een logische "OR" schakeling die het kleppen systeem kan sturen. Indien één of meerdere van de schakelaars sluiten zal het kleppensysteem de testlong loskoppelen van de respirator en deze met de buitenlucht in verbinding stellen. Bovendien zal in dat geval een interrupt signaal aan de computer gegeven worden.

Twee schakelaars zorgen ervoor dat de zuiger niet buiten bepaalde grenzen kan bewegen. Deze zogenaamde limietschakelaars stoppen direkt de motor, indien ze sluiten.

Voor het detecteren van een over- of een onderdruk in het testlongvolume, zijn twee drukgevoelige schakelaars aangebracht. De schakelaars zijn instelbaar en reageren respectievelijk bij + 100 cm H₂O en bij - 40 cm H₂O.

4. Motor

Een stappenmotor wordt gebruikt om de zuiger te verplaatsen.

Een voordeel van het gebruiken van een stappenmotor is de exacte manier waarop de as van de motor gepositioneerd kan worden.

De discrete manier waarop de stappenmotor beweegt, en gestuurd wordt, maken het uiterst geschikt voor computer toepassingen.

Het koppel dat een stappenmotor kan ontwikkelen is het hoogst bij lage snelheden. Het koppel dat de as in positie houdt bij stilstand is vrijwel het maximale koppel. Voor het meetsysteem is een stappenmotor dan ook de ideale oplossing.

Een stappenmotor met driver (voor de motorspanningen) en een stuurkaart (voor een IBM-PC) van het merk Compumotor zijn gebruikt in het meetsysteem.

Motorstuurkaart: type PC 21 - indexer

Driver: type C-drive

Motor: type C 57

De stuurkaart geeft een stap- en richtingsignaal aan de driver. Het stapsignaal bestaat uit pulsen (1 μ S breed). Voor iedere puls die de driver ontvangt zal de motoras een stap doen.

Het sturen van stappulsen door de stuurkaart kan gestopt worden door middel van schakelaars (hiervoor worden de limietschakelaars gebruikt).

De motor heeft een resolutie van 25.000

stappen per asomwenteling. Het koppel dat de motor ontwikkelt bij snelheden lager dan 3 OMW/s is groter dan 90 ounce*inch \approx 25 N*inch 0,635 Nm.

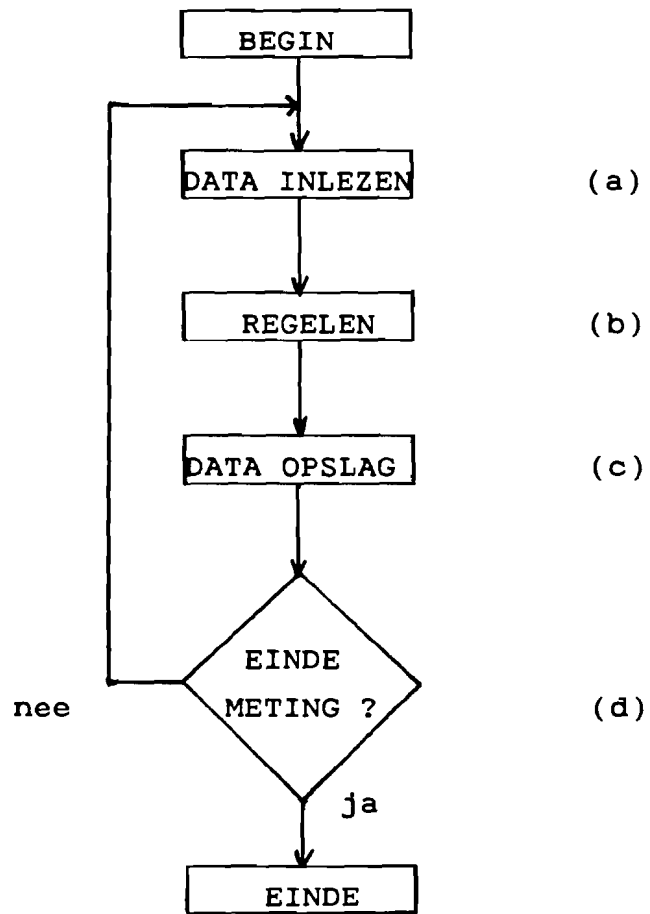
5. Sensoren

Er zijn twee sensoren, één voor gasdrukmeting en één voor gastemperatuurmeting. Voor beide sensoren is een schakeling gemaakt, die zorgen voor de nodige voedingsspanning en voor de versterking van de sensoruitgangsspanning.

- De gebruikte druksensor is van het merk Druck en type PDCR 75 (s/n 1688).
De opgegeven gevoeligheid is: 5,0 μ V/mmHg/Volt voeding. Het meetbereik is van -300 mmHg t/m 300 mmHg.
De sensor is temperatuurgecompenseerd in het bereik van +10°C t/m +40°C.
De nulverschuiving is 0.27 cmH₂O/°C, de gevoeligheidsverschuiving is 0.02% van de uitgangsspanning per °C.
Het versterkte (1000x) sensor uitgangssignaal wordt gefilterd door een eerste orde laag door laat filter met kantel frequentie = 50Hz.
Een ijking is, met behulp van een waterkolom, uitgevoerd.
In het geteste bereik van -40 cmH₂O t/m +100 werd met behulp van lineaire regressie de gevoeligheid bepaald op 18,5 mv/cmH₂O (regressie-factor = 0.98).
- De temperatuursensor was nog niet aangebracht.

3.4.3.2.2. Data acquisitie en regelsysteem

De software voor de data acquisitie en het regelsysteem is schematisch weergegeven in het onderstaande flowdiagram.



a. Data acquisitie

De te verkrijgen grootheden zijn:

- druk;
- temperatuur;
- volume;
- flow.

De flow wordt niet door middel van meting bepaald, maar door differentiëren uit het volume berekend.

De druk en temperatuur worden met sensoren gemeten. De versterkte uitgangspanningen worden via een analoog-digitaal-converter omgezet in een integer waarde (ϵZ).

De gebruikte A/D converter is een DT 2801-A van Data Translation.

De conversie timing (sample-frequentie) gebeurt met behulp van een op de DT 2801-A aanwezige klok. Het resultaat van de A/D conversie is twee bytes groot en heeft 12 significante bits (de 12 LSB's). De resultaten kunnen met behulp van DMA (direct memory acces) in het geheugen (RAM) van de computer geplaatst worden.

Het spanningsbereik is instelbaar op ± 10 , ± 5 , $\pm 2,5$, $\pm 1,25$ volt.

De sample-frequentie waarmee de druk en temperatuur spanningen worden ingelezen is afhankelijk van:

- i) het frequentie spectrum van ingangssignalen;
- ii) de gewenste nauwkeurigheid voor het bepalen van parametergegevens;
- iii) de motorstuurkaart beperkingen.

- i) Van de, op de Gasthuisberg, aanwezige respiratoren is de flowcurve opgenomen. Bij de meting werd gebruik gemaakt van een ballon als testlong. De inspiratoire flow werd zo groot mogelijk ingesteld (waar mogelijk). Aan de hand van die curve werden een volume en twee drukcurven berekend (mondruk + longdruk). Van deze curven werd met behulp van een software pakket (Fast Fourier Transform) een frequentie spectrum gemaakt. Het resultaat van het breedste spectrum (zie bijlage) laat zien dat frequenties hoger dan $\pm 20\text{Hz}$ geen werkelijke bijdrage meer leveren. De minimale sample frequentie is derhalve (Nyquist voorwaarde): $F_{\text{sample}} = 2 * F_{\text{bandbreedte}} = 40\text{Hz}$.

- ii) De minimale afwijking in de berekening van de timingsparameters is T_{sample} . We wensen deze zo klein mogelijk te houden.

- iii) De motorstuurkaart kan een instructiesnelheid die groter is dan 100Hz niet meer aan.

Uit de overwegingen i, ii en iii is voor de samplefrequentie 100Hz genomen.

Het volume wordt niet rechtstreeks gemeten maar wordt berekend aan de hand van de gestuurde stappulsen naar de motordriver. Aan het begin van iedere test wordt de zuiger naar een vast beginpunt gebracht. Een sensor is aangebracht om die positie te kunnen vinden. Het volume bij de beginstand van de zuiger is bekend en is 486 ml .

Door het tellen van de stappulsen (voor beide richtingen) kan berekend worden wat het toegenomen volume ten opzichte van de beginpositie is.

Iedere stap geeft een verplaatst volume aan: opp. cylinder * verplaatsing zuiger per asomwenteling/ aantal stappen per asomwenteling.

$$V_{\text{stap}} = 1/4 \cdot \pi \cdot D_{\text{cylinder}}^2 \cdot \pi \cdot D_{\text{tandwiel}} / 25.000 = 8,24 \cdot 10^{-5} \text{ L. (} D_{\text{cyl}} = 14,10 \text{ cm; } D_{\text{tand}} = 4,20 \text{ cm).}$$

Het op deze manier bepaalde volume geeft een zeer goede benadering van de werkelijke volume:

- als de verbinding van de as en de zuiger zonder speling is;
- als het koppel van de motor groot genoeg is om de zuiger en overbrenging snel de opgedragen verplaatsing te laten uitvoeren.

Het koppel van de motor oefent een kracht van $0,635/2,1 \cdot 10^{-2}$ (= koppel/arm) > 30 N uit op de zuiger en overbrenging.

De te overwinnen krachten zijn: de wrijvingskracht en de zwaartekracht. De "overblijvende" kracht zal de zuiger en overbrenging doen versnellen. Hoe groter de versnelling, hoe sneller de zuiger de opgedragen verplaatsing zal volgen.

Het gewicht van de zuiger en overbrenging is 0,63 Kg.

Indien de zuiger los wordt gekoppeld van de motoras dan zal het geheel, na een klein duwtje, met een vrijwel konstante snelheid naar beneden zakken.

De wrijvingskracht is dan ongeveer gelijk aan de zwaartekracht.

F te overwinnen = $F_g + F_w = 2 \cdot m \cdot g = 12,4 \text{ N}$.
Voor een versnelling van 100 omw/s ($> 200 \text{ l/s}$) is een kracht van ongeveer 8.3 N nodig.

Bij relatief lage snelheden zal de gemaakte fout, afgezien van de speling, zeer klein zijn. De gebruikte snelheden zijn traag: een inspiratie flow van 2 l/s is extreem en dat komt overeen met 1 omw/s.

b. Regelen

Vanwege de vereiste snelheid is de software die hier uitgelegd wordt geschreven in assembler. Bij het regelen zal getracht worden de compliantie van de testlong konstant te houden. Dit wordt gedaan door een fout in de druk, ontstaan door de in- of uitflow van gassen, weg te werken door de motor het volume te laten aanpassen. Dit is een "passief" gedrag, de regeling reageert op een ontstane fout. Bij lek- en CMV tests zal de regeling alleen passief zijn.

Bij een assist test moet een deel actief gedaan worden, ter simulering van een ademhalingspoging. De regeling zal volgende stadia doorlopen.

1. Aktief deel: beweeg de zuiger omhoog om een dalende druk of een oplopende inflow te verkrijgen.
2. Passief deel: zodra een drukstijging geregistreerd wordt (de respirator blaast gassen in); de compliantie fout herstellen.

Voordat opnieuw bij (1) gestart kan worden moet eerst gewacht worden op het einde van de expiratie.

Het actieve deel zorgt voor een lineair dalende druk bij een druktrigger, en voor een exponentieel oplopende flow bij flow triggering.

Dit laatste is gedaan om de relatieve toename van de triggerflow constant te houden (reden zie par. 5.2.)

Een triggerpoging duurt 3,5 seconden. Indien geen inspiratie volgt binnen die 3,5 seconden zal nog één maal een triggerpoging ondernomen worden alvorens de meting af te breken.

- De triggerflow begint met 20 ml/s en eindigt (na 3,5 sec.) met 350 ml/sec.
Om een grotere nauwkeurigheid te krijgen worden de begin en eind waarden aangepast met behulp van de vorige gevonden triggerwaarde.
Voorbeeld: vorig triggerpunt = Ft dan: begin flow = $1/2 * Ft$; eindflow = $1 1/2 * Ft$.
- De triggerdruk wordt gemaakt door de zuiger met een konstante snelheid omhoog te trekken. Indien er geen inspiratie is na 3,5 seconden wordt bij de volgende poging de snelheid verdubbeld. Een test met een Siemens respirator voorzien van standaard tubing gaf een bereik bij de normale snelheid van 0 tot -22cmH₂O (na 3,5 sec.). Indien binnen 1 seconde een inspiratie gedetecteerd wordt, wordt bij de volgende triggerpoging de snelheid gehalveerd. Dit om een grotere nauwkeurigheid te krijgen bij kleine trigger niveaus.

Het passief gedeelte gebruikt de gemeten druk, volume en temperatuur om de druk en het volume om te rekenen naar BTPS. Dit om de kondities in een menselijke long te simuleren.

Met behulp van deze gegevens wordt dan, door middel van een formule, het verschil tussen gewenst (zonder fout) en gemeten volume uitgerekend.

De stuurkaart regelt alleen de snelheid van de motoras. Het verschilvolume zal binnen 1 sample periode weggewerkt dienen te worden. Het verschilvolume wordt teruggerekend naar ATPD.

- Afleiding regelformule:

Voor de beademingsgassen wordt perslucht, (eventueel +O₂) gebruikt (droog gas).

$$t_k = t_0 + k \cdot T_{\text{sample}} \quad (k > 1)$$

t_0 = begin meting.

De index k geeft aan op welk sample moment (t_k) de waarden werden gemeten.

dP_k^* = de gemeten toegenomen longdruk

dV_k^* = het gemeten toegenomen longvolume

T_k = de gemeten gastemperatuur in de long

V_{off}^* = het longvolume bij $dV_k^* = 0$

P_{bar} = de barometerdruk

$P_{\text{H}_2\text{O}}$ = de verzadigingsdampdruk van water (bij 37°C, $P_{\text{H}_2\text{O}} = 62.5 \text{ cmH}_2\text{O}$)

C = de gewenste compliantie

V_{stap} = de volumeverandering ten gevolge van een stap van de motor

- Tsample = de sample periode (=1/sample frequentie)
dPk = de toegenomen longdruk, omgerekend naar BTPS
dVk = het toegenomen longvolume, omgerekend naar BTPS
Voff = het longvolume bij dVk = 0, omgerekend naar BTPS
dMk = hoeveelheid toegenomen longgassen

Gemeten waarden: dPk*, dVk*, Tk (dPk* en dVk* zijn ATPD).

Omzetting naar BTPS.

$$dPK = Pk^* + PH_2O (37^\circ C) \quad (1)$$

$$dVk = \frac{Pbar + dPk}{Pbar} \cdot \frac{37}{Tk} \quad (2)$$

$$Voff = Voff^* \cdot \frac{Pbar + dPk}{Pbar} \cdot \frac{37}{Tk} \quad (3)$$

$$\text{Stel: } Vk = Voff + dVk \quad (4)$$

$$Pk = Pbar + dPk \quad (5)$$

De dMk wordt voor de komende sample periode hetzelfde verwacht als het ingestroomde gas voor de vorige sample periode. Een schatting van de ingestroomde gassen: $dMk = (Vk \cdot Pk) - (Vk-1 \cdot Pk-1)$.

Omdat ruis op dPk* veel invloed heeft op dMk en in de praktijk hinderlijk blijkt wordt de schatting "exponentieel gefilterd": (zie par. 5.1.1.1.) $dMk = (1-a) \cdot dMk-1 + a \cdot dMk$ (7)

Een goede waarde voor a blijkt na uitproberen 0,25 te zijn.

Aan de hand van de momenteel aanwezige gas hoeveelheid en de geschatte toename voor de komende sample periode volgt:

$$\text{Stel } V_{\text{gewenst}} = V_{\text{off}} + dV_{\text{g}} \quad (8)$$

$$P_{\text{gewenst}} = P_{\text{bar}} + dP_{\text{g}} \quad (9)$$

$$V_{\text{k}} \cdot P_{\text{k}} + dM_{\text{k}} = V_{\text{gewenst}} \cdot P_{\text{gewenst}} \quad (10)$$

waarbij voor V_{gewenst} en P_{gewenst} geldt dat

$$dV_{\text{g}} / dP_{\text{g}} = C \quad (11)$$

$$\text{Stel: } dV_{\text{g}} = dV_{\text{k}} + V \quad (12)$$

$$dM_{\text{k}} = dV_{\text{m}} \cdot P_{\text{k}} \quad (13)$$

$$V_{\text{e}} = (dP_{\text{k}} \cdot C - dV_{\text{k}}) \quad (14)$$

Dan volgt uit (10) en (4), (5), (8), (9), (13):

$$(V_{\text{off}} + dV_{\text{k}}) \cdot (P_{\text{bar}} + dP_{\text{k}}) + dV_{\text{m}} \cdot (P_{\text{bar}} + dP_{\text{k}}) = (V_{\text{off}} + dV_{\text{g}}) \cdot (P_{\text{bar}} + dP_{\text{g}}) \quad (15)$$

Uit (15) en (11), (12), (14) volgt

$$(V_{\text{off}} + dV_{\text{k}} + dV_{\text{m}}) \cdot (P_{\text{bar}} + \frac{V_{\text{e}} + dV_{\text{k}}}{C}) = (V_{\text{off}} + dV_{\text{k}} + V_{\text{g}}) \cdot (P_{\text{bar}} + \frac{dV_{\text{k}} + V_{\text{g}}}{C}) \quad (16)$$

Na uitwerken volgt nu:

$$(V_{\text{off}} + 2 \cdot dV_{\text{k}} + P_{\text{bar}} \cdot C + V_{\text{g}}) \cdot V_{\text{g}} = (V_{\text{off}} + dV_{\text{k}} + dV_{\text{m}}) \cdot V_{\text{e}} + (dV_{\text{k}} + P_{\text{bar}} \cdot C) \cdot dV_{\text{m}} \quad (17)$$

$$\text{Stel: } V_{\text{g}} \ll V_{\text{off}} + 2 \cdot dV_{\text{k}} + P_{\text{bar}} \cdot C \quad (18)$$

(V_{g} = volume fout tussen twee sample periodes (= 10ms), $P_{\text{bar}} \approx 1.030 \text{ cmH}_2\text{O}$, $C \geq 0,01$, $V_{\text{off}} \approx 0,5$).

Uit (17) en (18) volgt dat V goed benaderd wordt door:

$$V_{\delta} = \frac{(V_{off} + dV_k + dV_m) \cdot V_e + (P_{bar} \cdot C + dV_k) \cdot dV_m}{(V_{off} + 2 \cdot dV_k + P_{bar} \cdot C.)} \quad (19)$$

Nu wordt V_{δ} omgerekend naar ATPD:

$$V_{\delta}^* = \frac{P_{gewenst}}{P_{gewenst} + P_{H2O}(37^{\circ}C)} \cdot \frac{T_k}{37} \quad (20)$$

Het aantal motorstappen is:

$$stap = V_{\delta}^* / V_{stap} \quad (21)$$

Tussen de tijd van de meting t_k en de nieuwe motorsnelheidsopdracht is enige tijd verlopen (dT_c)

De gecorrigeerde $stap^*$ wordt nu:

$$stap^* = stap - speed_{k-1} \cdot dT_c \quad (22)$$

De nieuwe motorsnelheid in stappen per seconde wordt nu:

$$speed_k = stap^* / T_{sample} \quad (23)$$

c. Data opslag

Het gemeten toegenomen volume (dV_k) wordt omgerekend naar de NTPD-standaard (20°C, 1 bar, droog).

$$dV_k \text{ (NTPD)} = (V_{off}^* + dV_k^*) \cdot \frac{P_{bar} + dP_k}{P_{bar}} \cdot \frac{20}{T_k} -$$

V_{off}*

De toegenomen druk hoeft niet omgerekend te worden daar de gassen droog zijn.

Alle berekeningen worden uitgevoerd in floatingpoint (7 bytes mantisse, 1 byte exponent). het opslaan van de druk- en volumewaarden in floating point kost veel geheugenruimte. Er is dan ook gekozen voor het opslaan van dP_k en dV_k als integerwaarden (€ Z). Een integer is, in Turbo Pascal, twee bytes lang en kan alle gehele waarden van -32768 t/m +32767 aannemen.

Het volume dV_k wordt door de limietschakelaars beperkt in bereik: van -0,4 tot 2,5L. Het volume dV_k wordt, voor opslag, vermenigvuldigd met 10.000 en daarna afgerond naar de dichtsbijzijnde integerwaarde. Op deze manier is de resolutie 1.10⁻⁴ l.

De meetresolutie is een motorstap en dat is: 8,24.10⁻⁵ l.

De druk dP_k heeft een bereik van -40 cmH₂O t/m +100 cmH₂O. Hier wordt eerst met 100 vermenigvuldigd alvorens af te ronden. De resolutie is dus 1.10⁻² cm H₂O. De meetresolutie is een digit van de A/D conversie.

De maximale spanning op de analoge ingang is:
 $100 \text{ (cmH}_2\text{O)} * 18,5 \text{ (mV/cmH}_2\text{O)} = 1,85 \text{ volt}$. Het
bereik van de A/D converter is ingesteld op \pm
2,5 volt. Een digit is dus $(2*2,5)/4096$ volt
en dat komt overeen met
 $(2*2,5)/4096/18,5 \cdot 10^{-3} \approx 6,6 \cdot 10^{-2} \text{ cmH}_2\text{O}$.

Voor de berekening van de parameter gegevens
is de flow van wezenlijk belang (par. 3.5.).
Het berekenen van de flow uit het volume dV_k
(NTPD) gaat als volgt:

$F_k = (dV_{k+1} - dV_{k-1})/2/T_{\text{sample}}$. De flow wordt
niet berekend in de regel- en de dataacquisitie
software maar in de software geschreven voor
het bepalen van parameterwaarden (par. 3.5).
Het opslaan van de flow data gebeurt aldaar,
en is alleen bedoeld om een grafische weergave
van de flow te kunnen geven (par. 3.6.).
De gebruikte vermenigvuldiging is 1000.

De maximale duur van een testmeting wordt
bepaald door de hoeveelheid vrij geheugen van
de computer. Per seconde zijn $3 \text{ integers} * \text{sample}$
frequentie = 600 byte's geheugen ruimte
nodig.

Voorbeeld: 450 K byte vrij geheugen geeft een
maximale meettijd van $450 * 1024/6/100 = 768$
seconden (=12' 48'').

d. Einde meting

De gewenste meettijd wordt berekend aan de
hand van het aantal op te nemen
beademingscycli.

Een beperking vormt het maximale vrije geheugen van de computer

Zodra de meettijd verstreken is, worden de opname van data en de regeling gestopt.

Het stoppen van de meting, vóór deze tijd, gebeurt indien:

1. het instellen van de data acquisitie systemen niet lukt (A/D converter, DMA controller);
2. de begin positie van de zuiger niet gevonden wordt;
3. een limiet- of drukbegrenzing schakelaar sluit;
4. de gebruiker een van de functie toetsen F1, F2, F3 of F4 indrukt;
5. een respirator tijdens een assist-test tot twee maal toe niet reageert op een trigger;
6. een respirator, tijdens een andere dan een assist test, 30 seconden lang geen inspiratie heeft verzorgd.

3.5 Parameterwaardebepaling

De opgenomen data van een testmeting zal bestaan uit de druk- en volumecurve van een aantal opeenvolgende beademingscycli. Voor iedere opgenomen beademingscyclus kunnen de parameterwaarden worden bepaald.

In par. 3.5.1. wordt uitgelegd hoe de parameterwaarden aan de hand van bepaalde punten van de curven kunnen worden berekend. Par. 3.5.2. behandelt het bepalen van die punten in de curven.

Met de voor iedere cyclus bepaalde parameterwaarden worden dan, per parameter, de gemiddelde waarde, standaard deviatie en de extreme waarde berekend (zie par. 3.1.). De eerste twee opgenomen cycli worden voor deze berekening niet meegenomen. Dit wordt gedaan om de respirator de tijd te geven een PEEP in de testlong op te bouwen.

3.5.1. Parameters

Voor de bepaling van een aantal parameterwaarden is het noodzakelijk de flow curven te kennen. Deze wordt volgens de in par. 3.4.3.2.2.d aangegeven formule berekend uit de volume curve.

In tekening 3.5.1.1 worden verschillende punten aangeduid in de curven van de p^e opgenomen cyclus. Bij een assist-test worden nog de punten $F_t(p)$ en $P_t(p)$ bepaald;

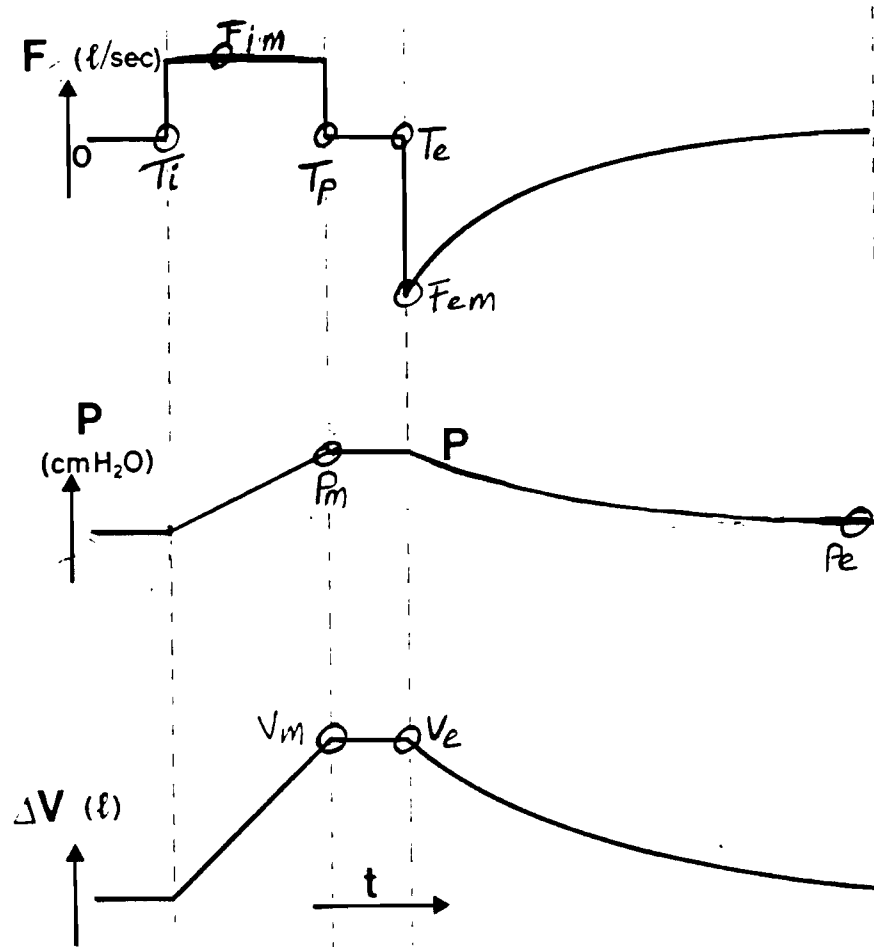


Fig. 3.5.1.1. curven p^e beademingscyclus

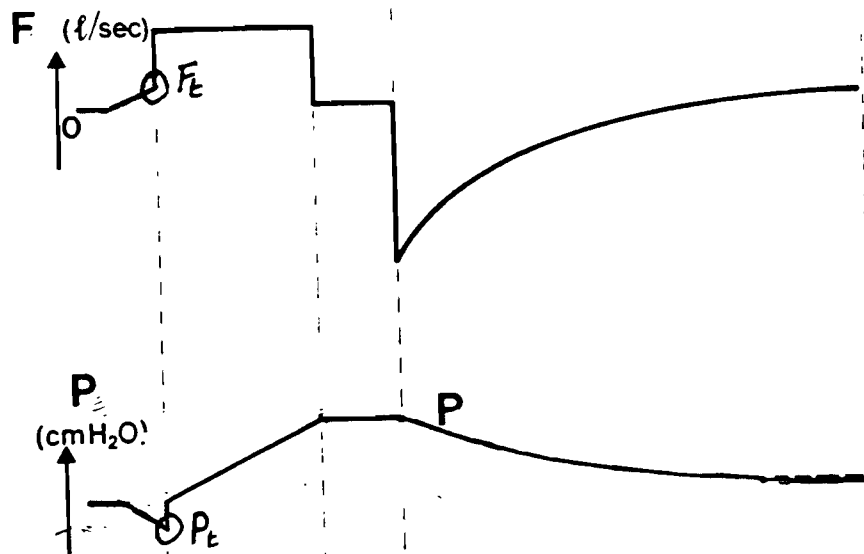


Fig. 3.5.1.2. assistcurven p^e cyclus

<u>Parameterwaarde</u>	<u>Berekening</u>
Ademfrequentie	$60 / (T_i(p+1) - T_i(p))$
Insp. tijdsduur	$T_p(p) - T_i(p)$
Insp. pauze tijdsduur	$T_e(p) - T_p(p)$
Exp. tijdsduur	$T_i(p+1) - T_e(p)$
Tidal volume	$V_m(p)$
Minuut volume	$V_m(p) * 60 / (T_i(p+1) - T_i(p))$
Insp. max. flow	$F_{im}(p)$
Insp. gemid. flow	$T_p(p) \sum F / (T_p(p) - T_i(p))$ $T_i(p)$
Exp. max. flow	$F_{em}(p)$
EEP	$P_e(p)$
Insp. max. druk	$P_m(p)$
Insp. gemid. druk	$T_i(p+1) \sum P / ((T_i(p+1) - T_i(p))$
Lek flow*	$(V_m(p)) / (T_e(p) - T_p(p))$
Triggerdruk	$P_t(p) - P_e(p-1)$
Triggerflow	$F_t(p)$

* De lekflow wordt alleen berekend indien de inspiratoire pauzetijd ($T_e(p) - T_p(p)$) groter is dan 0,5 seconden.

3.5.2. Karakteristieke punten

Ti: Als de flowwaarde groter wordt dan $1/2 * \text{Tidal volume} / \text{Inspiratietijdsduur}$ dan zal naar het begin van de flowtoename gezocht worden. Hiervoor wordt de afgeleide van de flow genomen ($dX = (X_{i-2} - 8.X_{i-1} + 8.X_{i+1} - X_{i+2}) / (12.dt)$) zie Lit. 9). Indien de afgeleide groter dan 0 is zal een sample periode terug worden gegaan. Ti wordt gelijk aan het tijdstip waarop de afgeleide 0 is.

Tp: Als de flowwaarde kleiner wordt dan $1/2 * \text{Tidal volume} / \text{Inspiratietijdsduur}$ dan zal naar het einde van de flowafname gezocht worden. Hiervoor wordt de afgeleide (zie bij T_i) van de flow genomen. Indien de afgeleide groter dan 0 is zal een sample periode vooruit gegaan worden. T_p wordt gelijk aan het tijdstip waarop de afgeleide 0 is.

Te: Als de flowwaarde kleiner wordt dan $1/2 * \text{Tidal volume} / \text{Expiratietijdsduur}$ dan zal naar het begin van de flowdaling gezocht worden. Hiervoor wordt de afgeleide (zie bij T_i) van de flow genomen. Indien de afgeleide groter dan 0 is zal een sample periode terug gegaan worden. T_e wordt gelijk aan het tijdstip waarop de afgeleide 0 is.

Pe: Voor P_e wordt de waarde van de druk genomen 5 sample periodes voor de T_i van de volgende beademingscyclus.

Ve: Voor V_e wordt de volumewaarde genomen van 1 sampleperiode voor T_e .

Pt: P_t wordt gelijk aan de minimale drukwaarde die voorkomt in het actieve deel van een assisttest

Ft: De F_t wordt gelijk aan de flowwaarde op het moment van een kleine drukstijging, tijdens het actieve deel van een assisttest:

De bepaling van de verschillende maxima en minima (F_{im} , F_{em} , P_m , V_m) waarden begint, voor iedere nieuwe beademingscyclus, vanaf T_i .

3.6. Weergave resultaten

Na iedere test zullen de berekende parametergegevens op een kleurenbeeldscherm getoond worden. Wat afgebeeld wordt van een parameter, wordt behandeld in par. 3.6.1.

Welke parameters zullen worden afgebeeld staat in par. 3.6.2.

Welke gegevens uitgeprint worden staat daar ook beschreven.

De opgenomen volume-, druk- en berekende flow-curve, kunnen, indien gewenst, grafisch op het beeldscherm weergegeven worden. Uitleg hierover vindt u in par. 3.6.3.

3.6.1. Weergave parametergegevens

Van een parameter worden, in opeenvolgende kolommen, afgebeeld (zie fig. 3.6.1.1.):

- de "naam" van de parameter;
- de ingestelde waarde (indien bekend);
- de gemeten gemiddelde waarde;
- de gemeten standaard deviatie;
- de gemeten extreme waarde.

Voor de gemeten waarden bepaalt het beoordelingslabel de kleur (zie tabel 3.6.1.1.) waarin ze worden weergegeven. De instelwaarde wordt, indien bekend, in het wit afgebeeld.

<u>Label</u>	<u>Kleur</u>	<u>Beoordeling</u>
0	groen	goed
1	geel	goed, maar let op
2	rood	fout
3	blauw	geen beoordeling

Tabel 3.6.1.1 Kleurcodering

- opm.: - De extreme waarde wordt alleen afgebeeld indien het bijbehorend label = 2.
 - De kleuren kunnen naar wens worden aangepast.

Toesteltype = Servo_900_C		Datum: 13 April 1989		
nummer = GF051		Tijd: 19.59		
- Routine test -				
Compliantie = 0.05 (L/cmH2O)		Instelling: NTPD		
Weerstand = 5.0 (cmH2O/L/Sec)		MeetResultaten: NTPD		
Parameter	Instelling	Meting	Spreading	Extrem
Adem frequentie (1/Min):	20.00	20.00	0.10	
Insp.tijd : Exp.tijd :	1 : 1.86	1 : 1.96	3.9%	1 : 1.82
Inspiratie tijd (Sec):	0.75	0.78	0.02	
Fauze tijd (Sec):	0.30	0.22	0.01	
Expiratie tijd (Sec):	1.95	1.96	0.02	1.91
Tidal volume (L):	0.50	0.55	0.10	
Minuut volume (L):	10.00	10.90		
Gem. longdruk (cmH2O):		17.00	0.20	
Peep niveau (cmH2O):	10.00	9.60	0.71	
Max. insp. flow (L/Min):		43.20	1.20	
Gem. insp. flow (L/Min):		42.00	0.60	
Gem. exp. flow (L/Min):		120.00	1.92	

Fig. 3.6.1.1. Voorbeeld van een CMV-test resultaat

De gebruikte referentiestandaard (NTPD, etc.), druk eenheid (cmH2O), mmHg, kPa), compliantie en luchtweerstand worden ook aangegeven. Deze waarden moeten éénmalig ingesteld worden.

3.6.2. Keuze parameters

In principe worden alle parameters van de lijst van par. 3.1. afgebeeld. Met behulp van een aantal zogenaamde maskers kan de weergave van één of meerdere parametersresultaten vermeden worden.

Een masker kan voorgesteld worden als een aantal vensters, voor iedere parameter één. Door een venster te sluiten kan de betreffende parameter niet meer gezien worden (lees: afgebeeld worden). De verschillende maskers worden over elkaar gelegd, en alleen de parameters die dan nog te zien zijn worden afgebeeld.

Om de instelling te veranderen druk op de spatie balk.
Beëindig het editten met de functietoets F1.

Maak de, bij een routine test af te drukken, parameters TRUE.

Adem frequentie:	TRUE	Insp. : Exp. :	TRUE		
Inspiratie tijd:	TRUE	Pauze tijd :	TRUE	Expiratie tijd :	TRUE
Tidal volume :	TRUE	Minuut volume :	TRUE		
Eind exp. druk :	TRUE	Gem. longdruk :	TRUE		
Max. insp. flow:	TRUE	Gem. insp. flow:	TRUE	Gem. exp. flow :	TRUE
Lek flow :	FALSE				
Assist trigFlow:	FALSE	Assist trigDruk:	FALSE		
Exp. & dip data:	FALSE				

Fig. 3.6.2.1. voorbeeld van een masker

Er zijn drie maskers die over elkaar gelegd worden.

1. Een masker voor ieder typerespirator.

Met dit masker kan voorkomen worden dat bepaalde, voor dit respirator type niet relevante, parametergegevens worden afgebeeld. Bijvoorbeeld triggert een Siemens respirator bij een onderdruk.

De inspiratoire trigger flow heeft geen belang en zal met behulp van het masker weggelaten kunnen worden.

2. Voor ieder van de vijf testen kan een masker ingesteld worden. Alleen voor die bepaalde test gewenste parametergegevens kunnen dan worden weergegeven. Zo zullen bijvoorbeeld bij een lektest alleen de lekflow, de maximale druk en de inspiratoire pauze tijd van belang zijn.

3. Het print masker.

Van de afgebeelde gegevens kan een "print-out" gemaakt worden. Om bepaalde gegevens niet te laten uitprinten, die wel op het beeldscherm worden weergegeven, kan dit masker ingesteld worden.

Bij een "print-out" kunnen de kleuren uiteraard niet afgedrukt worden. De extreme waarden worden ook niet uitgeprint, zij dienen meer om de technici aan te zetten van de in par. 3.6.3. te bespreken mogelijkheid gebruik te maken om de oorzaak te vinden.

Wel zal een waarschuwingsteken (<<!>>) achter de parameter worden geplaatst waar een gegeven met rode kleur (label 2) was afgebeeld.

3.6.3. Weergave curven

De in het geheugen opgeslagen volume, druk en flow curven kunnen grafisch worden afgebeeld. (zie fig. 3.6.3.1.)

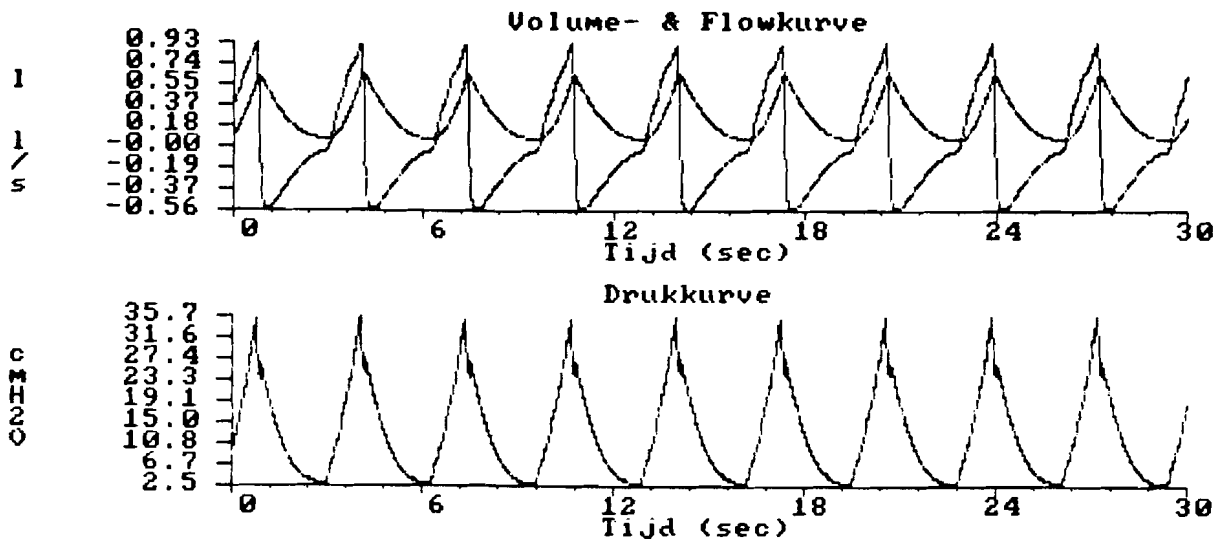


Fig. 3.6.3.1. Weergave van de opgenomen curven.

Het scherm wordt verdeeld in drie stukken, twee assenstelsels en een kader met informatie. Een assenstelsel kan maximaal een stuk van 30 seconden van een of twee curven afbeelden. Op deze manier kunnen de verschillende beademingscycli nog herkend worden. Indien de meettijd langer is dan 30 seconden kunnen meerdere blokken na elkaar opgeroepen worden. Dit kan in willekeurige volgorde. Een "zoom" functie maakt het mogelijk om een deel van de afgebeelde curve(n) uit te vergroten (zie fig. 3.6.3.2.). Van de op het scherm afgebeelde curven kan een "print-out" gemaakt worden.

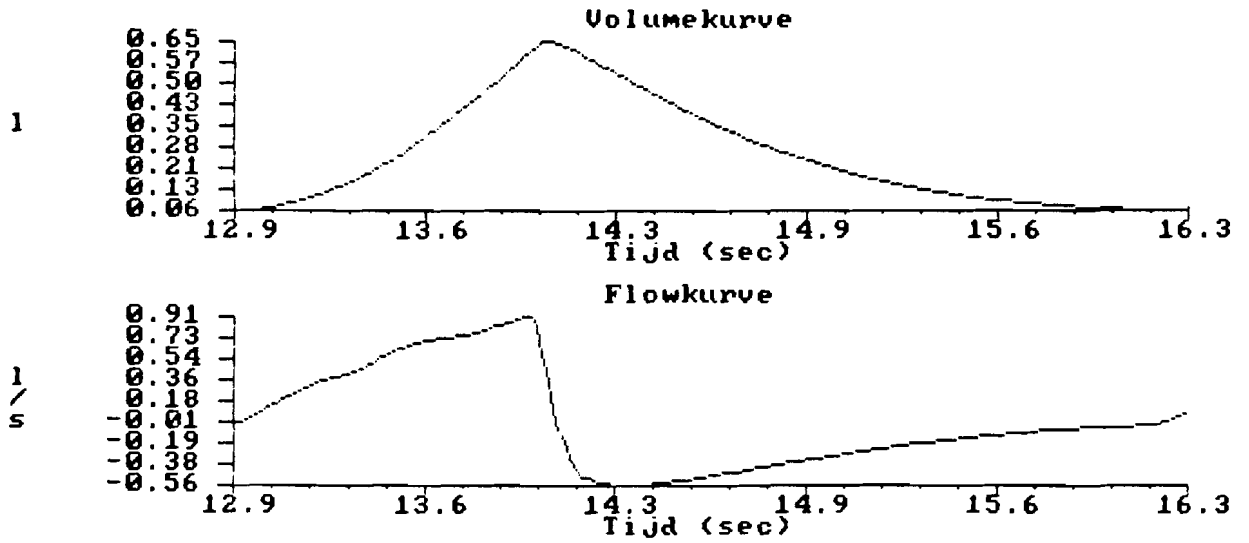


Fig. 3.6.3.2. Zoomfunctie

4. Het gebruik

Het programma zal aan de hand van de in het programma voorkomende "menu's" (zie figuur 4.1.) doorlopen worden.

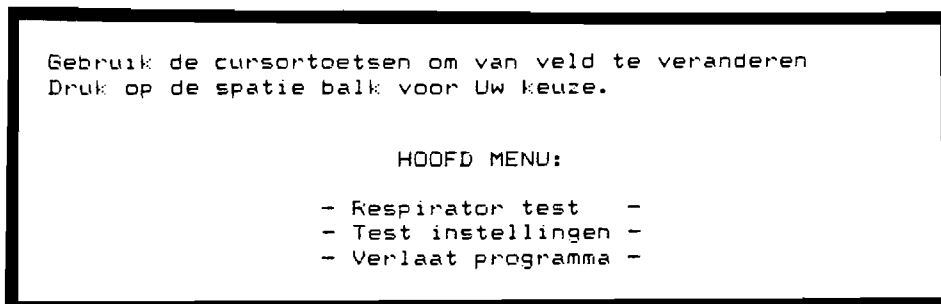


Fig. 4.1. Het hoofdmenu

Zoals in het hoofdmenu (fig. 4.1.) te zien is bestaat het programma uit twee onderdelen.

Deel één is het respiratortestprogramma en zal worden doorlopen in paragraaf 4.1.

Het tweede deel wordt in paragraaf 4.2. besproken en toont hoe de verschillende gegevens, die nodig zijn voor het respiratortestprogramma, kunnen worden ingevoerd of veranderd.

Met een menu kan een keuze gemaakt worden uit de geboden programmamogelijkheden.

De menu's worden op het beeldscherm in kleur weergegeven.


Met behulp van de cursortoetsen van het toetsenbord kan een van de keuzemogelijkheden aangeduid worden.

Een aangeduide mogelijkheid onderscheidt zich van de anderen door een anders gekleurde tekst en achtergrond.

Het kiezen van de aangeduide mogelijkheden wordt gedaan door op de spatiebalk te drukken. Het programma zal nu verder gaan in de gekozen richting.

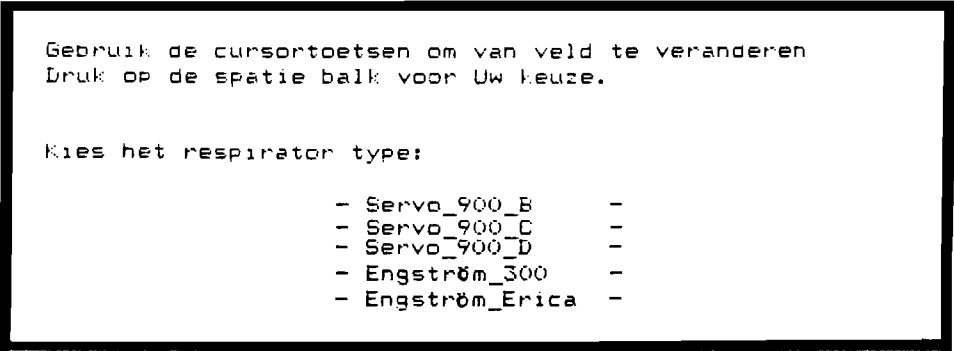
4.1. Het respiratortestprogramma

Na het invoeren van de initialen van de verantwoordelijke technicus (zie fig. 4.1.1.) zal het te testen respiratortype aangegeven moeten worden (zie fig. 4.1.2.).



```
Geef Uw initialen (= ←):
```

Fig. 4.1.1. Invoer initialen



```
Gebruik de cursortoetsen om van veld te veranderen  
Druk op de spatiebalk voor Uw keuze.
```

```
Kies het respirator type:
```

- Servo_900_B -
- Servo_900_C -
- Servo_900_D -
- Engström_300 -
- Engström_Erica -

Fig. 4.1.2. Het programma bekende respiratortypen

Hierna moet het nummer van de te testen respirator worden ingevoerd en wordt er gecontroleerd of de printer goed staat ingesteld.

Indien dit niet zo is volgt er een waarschuwing (fig. 4.1.3.)

Check de printer:

1. Staat de printer aan ?
2. Is er genoeg papier in de printer
3. Staat de printer op "ON LINE"
4. Is er een goede verbinding Printer <==> Computer

Indien alles in orde is (4 X JA) druk op ↵ :
Als er een fout blijft kan de printer niet gebruikt worden,
om toch testen te doen druk op de toets Q.

Fig. 4.1.3. Printer foutmelding

Nu wordt als eerste een lectest uitgevoerd en het resultaat daarvan weergegeven op het beeldscherm.

Hierna volgt een menu (fig. 4.1.4.) met de keuze uit:

- de verschillende tests;
- het weergeven van de opgenomen curven;
- het terugkeren naar het hoofdmenu.

Het weergeven van de opgenomen curven is reeds behandeld in par. 3.6.2.

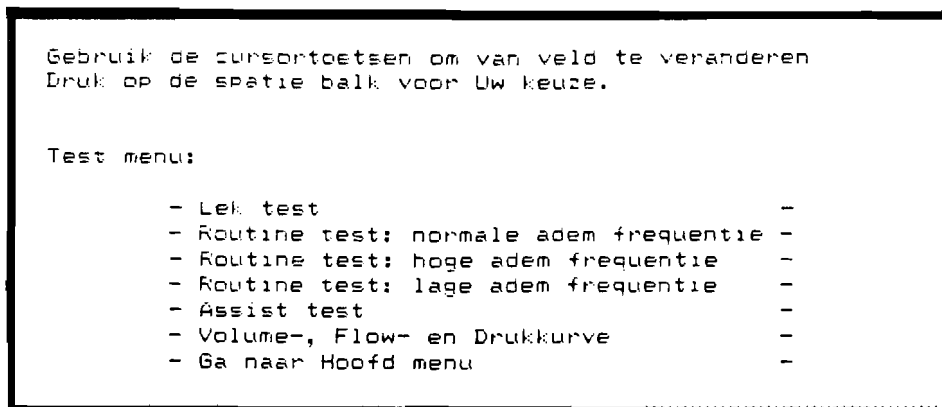


Fig. 4.1.4. Test menu

Het uitvoeren van een test begint met een scherm met respirator instellingen voor die test (fig. 4.1.5.)

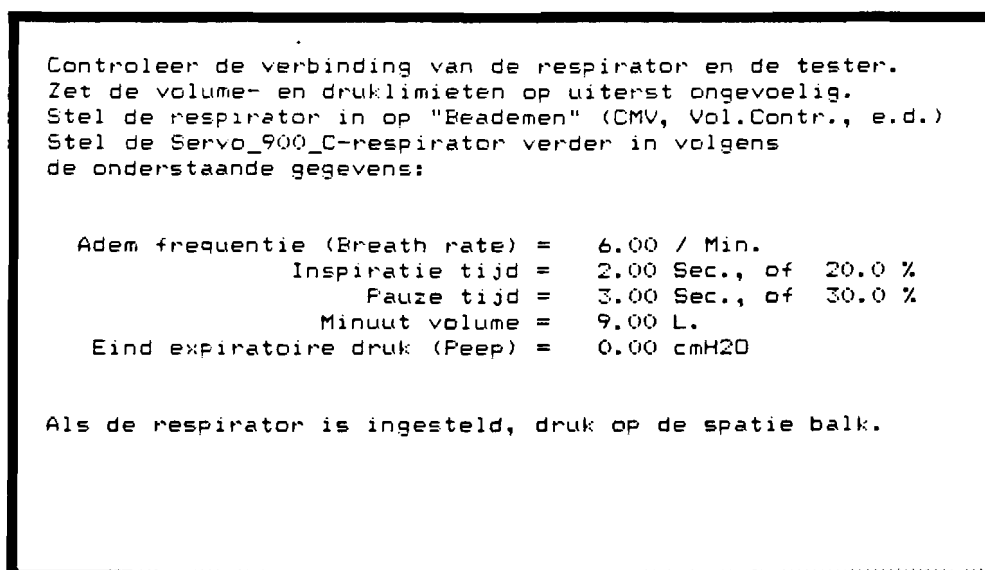


Fig. 4.1.5. Lektest instelling voor een Servo 900C

De respirator dient nu zodanig te worden ingesteld, zoals hierboven aangeduid. Het programma probeert nu voldoende computergeheugenruimte te reserveren voor de test (zie par. 3.4.3.2.2.C).

Mocht dit niet lukken dan zal gemeld worden voor hoeveel testseconden wel aan geheugenruimte aanwezig is. De gebruiker kan nu kiezen om met de test te beginnen of terug te keren naar het testmenu (fig. 4.1.6.)

De gewenste test tijd is 20.0 seconden.	
De beschikbare test tijd is 15.8 seconden.	
Wenst U de test toch uit te voeren ?	- Ja - - Neen -

Fig. 4.1.6. Melding bij een te kort aan geheugenruimte

Bij voortgang van de test zal de zuiger van de testlong naar de beginpositie worden gebracht (fig. 4.1.7.)

De zuiger wordt nu naar de start-positie gebracht.
De klep moet open staan.

Fig. 4.1.7. Zuiger naar beginpositie

Daarna verbinden de kleppen de respirator met de testlong. De meting zal de aangeduide tijd duren (fig. 4.1.8.)

De test begint nu, en zal ongeveer 20 seconden duren.
U kunt de test onderbreken met een van volgende toets:
FUNCTIE TOETSEN F1, F2, F3 en F4.

Fig. 4.1.8. Aanvang meting

De gebruiker kan de meting ten alle tijde afbreken door de funktietoetsen F1, F2, F3 of F4 in te drukken. Mocht er tijdens de meting een fout optreden of de gebruiker de meting afbreken dan volgt er een melding (bijvoorbeeld fig. 4.1.9.)

Het systeem heeft geen inspiratie kunnen dedecteren.
controleer de verbindingen respirator<->tester<->computer
Herhaal de test. (meettijd tot de fout is 0.0 sec.)

Wilt U de test-gegevens toch verwerken ? - Ja - - Neen -

Fig. 4.1.9. "Geen inspiratie" fout

Welke fouten aanleiding geven tot afbreken van de meting staat vermeld in par. 3.4.3.2.2.d.

De melding bestaat uit een foutidentificatie (eerste regel) mogelijke oorzaken (regel 2) en de eventueel te verrichten handeling om de fout op te lossen (regel 3). De melding heeft een rode achtergrondkleur.

Indien de meting goed verlopen is worden de parametergegevens bepaald, waarna het resultaat op het beeldscherm wordt weergegeven (fig. 4.1.10)

Toesteltype = Servo_900_D		Datum: 13 April 1989		
nummer = 6F051		Tijd: 19.59		
- Routine test -				
Compliantie = 0.05 (L/cmH2O)		Instelling: NTPD		
Weerstand = 5.0 (cmH2O/L/Sec)		MeetResultaten: NTPD		
Parameter	Instelling	Meting	Spreading	Extreem
Adem frequentie (1/Min):	20.00	20.00	0.10	
Insp.tijd : Exp.tijd :	1 : 1.86	1 : 1.96	3.9%	1 : 1.62
Inspiratie tijd (Sec):	0.75	0.78	0.02	
Pauze tijd (Sec):	0.30	0.22	0.01	
Expiratie tijd (Sec):	1.95	1.96	0.02	1.91
Tidal volume (L):	0.50	0.55	0.10	
Minuut volume (L):	10.00	10.90		
Gem. longdruk (cmH2O):		17.00	0.20	
Peep niveau (cmH2O):	10.00	9.60	0.71	
Max. insp. flow (L/Min):		43.20	1.20	
Gem. insp. flow (L/Min):		42.00	0.60	
Gem. exp. flow (L/Min):		120.00	1.92	
wilt u de gegevens uitgeprint ? - Ja - - Neen -				

Fig. 4.1.10 Routine testresultaat

De kleur van de door meting bepaalde parametergegevens is afhankelijk van het beoordelingslabel van die gegevens (zie par. 3.2.).

Indien de printer goed staat ingesteld kan er van de resultaten een afdruk gemaakt worden.

De test is nu afgelopen, het programma zal terugkeren naar het Testmenu (fig. 4.1.4.). De opgenomen curven van deze test kunnen bekeken worden.

4.2. Invoeren of veranderen van de instellingen

De toegang tot dit programma-onderdeel kan met behulp van een aantal "passwords" worden beschermd.

De gegevens die met behulp van dit programma ingevoerd kunnen worden, zullen op een schijf (disk) vastgelegd worden. Een aantal "file's" staan hiervoor in de directory waar ook het programma in staat (de file name extension is .RSP). De vastgelegde gegevens worden gebruikt in het respiratortestprogramma.

In fig. 4.2.1. zijn de mogelijkheden te zien. Deze zullen stuk voor stuk behandeld worden.

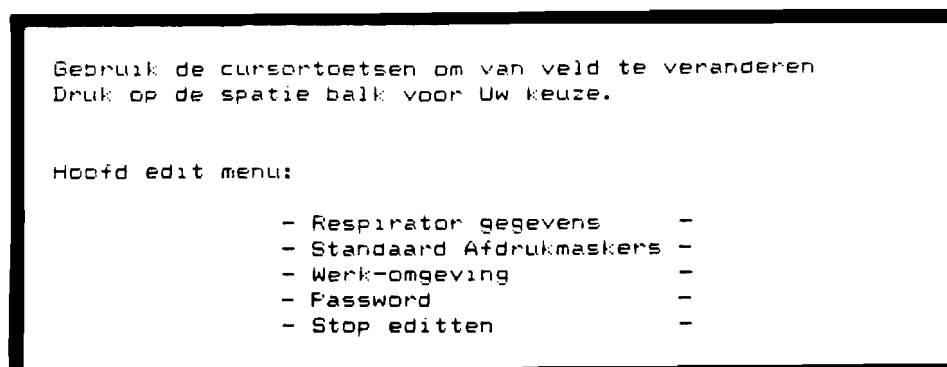


Fig. 4.2.1. Hoofd edit menu

De mogelijkheden worden van onder naar boven behandeld in opeenvolgende paragrafen.

4.2.1. Password

Er kunnen vier verschillende passwords worden geprogrammeerd die toegang geven tot het programma. Indien een van de vier passwords niet wordt geprogrammeerd krijgt iedereen toegang tot het programma.

Het veranderen van een password wordt gedaan door tweemaal achter elkaar de gewenste kode in te voeren. Alle toetsen, behalve de cursor, de functie- en speciale opdracht toetsen, mogen voor het password worden ingevoerd.

4.2.2. Werkomgeving

De gegevens van dit stuk worden voor alle vijf de tests gebruikt (zie fig. 4.2.2.1.)

Om de getallen te veranderen, geef de nieuwe waarde.
Om de andere instellingen te veranderen, gebruik de spatie balk.
Beëindig het editen met de functietoets F1.

Stel de werk-omgeving-waarden in:

Druk eenheid : cmH20 Data referentie: NTFD

compliantie : 0.05 Lucht-weerstand: 5.00

Geef het aantal op te nemen respiraties per test:

routine1 :	20	routine2 :	10	routine3 :	40
lek :	6	assist :	10		

Fig. 4.2.2.1. Algemene gegevens

Het aanduiden van een gegeven (= veld) gebeurt ook hier met behulp van de cursortoetsen. Een nieuwe waarde voor een aangeduid numeriek veld wordt ingevoerd door de gewenste cijfers in te toetsen. De waarde van een aangeduid meerkeuze veld kan worden doorlopen door de spatiebalk in te drukken (bijv. TRUE of FALSE).

De drukeenheid kan gevarieerd worden tussen cmH₂O, mmHg of kPascal (doorlopen).

Bij het weergeven van de gegevens wordt de gewenste drukeenheid dan gebruikt. Voor de datareferentie (zie par. 3.4.2.2.) kunnen STPD, NTPD of BTPS genomen worden (doorlopen). De compliantie en weerstand hangen samen met het longmodel (zie par. 3.4.1.). De rest van de gegevens bepalen de tijdsduur van de metingen (zie par. 3.1.).

4.2.3. Standaard afdrukmaskers

Voor ieder van de vijf tests moet een masker (zie par. 3.6.) ingesteld worden (zie fig. 4.2.2.1.). De parameters waarvoor een "False" is ingevoerd zullen niet als resultaat worden weergegeven voor die test.

Om de instelling te veranderen druk op de spatiebalk.
Beëindig het editen met de functietoets F1.

Maak de, bij een assist test af te drukken, parameters TRUE.

Adem frequentie:	FALSE	Insp. : Exp. :	FALSE	
Inspiratie tijd:	FALSE	Fauze tijd :	FALSE	Expiratie tijd : FALSE
Tidal volume :	FALSE	Minuut volume :	FALSE	
Eind exp. druk :	TRUE	Gem. longdruk :	FALSE	
Max. insp. flow:	TRUE	Gem. insp. flow:	FALSE	Gem. exp. flow : FALSE
Lek flow :	FALSE			
Assist trigFlow:	TRUE	Assist trigDruk:	TRUE	
Exp. & dip data:	FALSE			

Fig. 4.2.2.1. Assistentest afdrukmasker

Hoe het editten van gegevens gaat, staat vermeld in par. 4.2.2.

4.2.4. Respirator gegevens

Een aantal gegevens over een respiratortype moeten worden ingevoerd om het testen ervan mogelijk te maken.

Op dit moment kunnen tien verschillende respirator-typen worden ingevoerd (uitbreiding is mogelijk). Voor ieder type wordt een file aangemaakt om de gegevens in op te slaan. Voordat met het invoeren of veranderen van gegevens kan worden begonnen, moet een van de tien file's gekozen worden (zie fig. 4.2.4.1.).

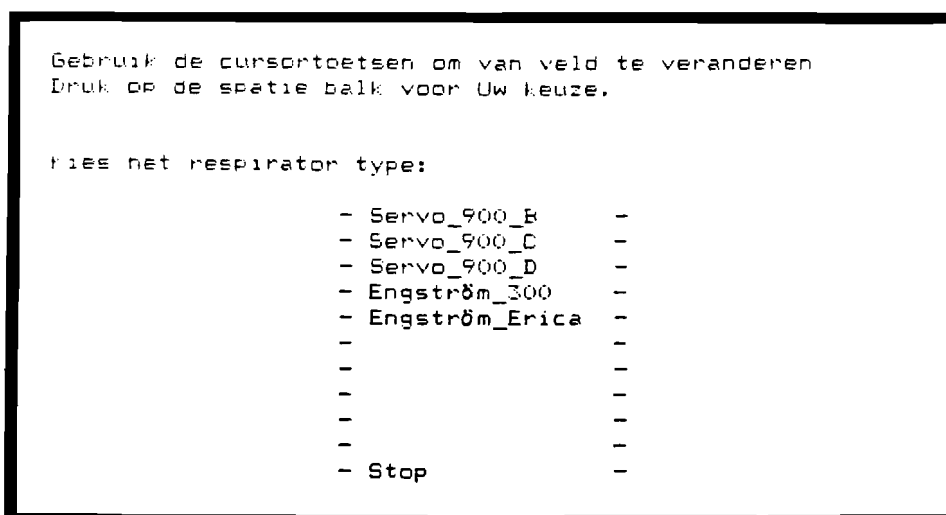


Fig. 4.2.4.1. "Respiratortype" file keuze

De gegevens van de gekozen file kunnen worden geëdit. Na het editten van een of meerdere gegevens zijn er de in figuur 4.2.4.2. aangegeven mogelijkheden voor de gebruiker.

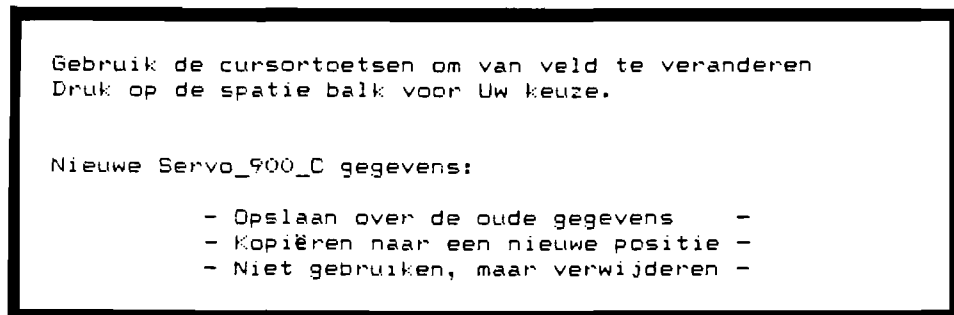


Fig. 4.2.4.2. Einde editten

De bovenste en onderste mogelijkheid spreken voor zich zelf.

Een extra bevestiging wordt gevraagd indien de onderste mogelijkheid gekozen wordt.

Met de middelste mogelijkheid kunnen de gegevens in één van de andere negen file's gezet worden. Die file kan gekozen worden met behulp van een menu als in figuur 4.2.4.1.

Op deze manier kan voorkomen worden dat voor ieder nieuw in te voeren type, alle gegevens opnieuw moeten worden ingevoerd.

De gegevens die voor ieder type respirator ingevoerd moeten worden, zullen in opeenvolgende paragrafen behandeld worden.

Hoe de verschillende gegevens ingevoerd kunnen worden staat beschreven in par. 4.2.2.

4.2.4.1. Naam respirator

De identificatie naam voor het type moet worden ingevoerd.

Bijvoorbeeld: Engström-Erica

Opmerking: De maximale lengte is 15 printbare tekens.

4.2.4.2. Instelknoppen

Voor het beoordelen van parametergegevens moet bekend zijn welke instelknoppen op een respirator aanwezig zijn (zie par. 3.2.). Een voorbeeld is te zien in fig. 4.2.4.2.1.

Om de instelling te veranderen druk op de spatie balk.
Beëindig het editten met de functietoets F1.

Maak de, bij een Servo_900_C, aanwezige instelknoppen TRUE.

Adem frequentie:	TRUE	Insp. :	Exp. :	FALSE	
Inspiratie tijd:	TRUE	Fauze tijd :		TRUE	Expiratie tijd : FALSE
Tidal volume :	FALSE	Minuut volume :		TRUE	
Eind exp. druk :	TRUE				
Max. insp. flow:	FALSE				
Assist trigFlow:	FALSE	Assist trigDruk:		TRUE	

Fig. 4.2.4.2.1. Instelknoppen

4.2.4.3. Toleranties

Zoals in par. 3.2. is uitgelegd, is het voor de berekende gemiddelde waarde en standaarddeviatie nodig om de relatieve en absolute toegestane afwijkingen te kennen.

Als eerste moet dan ook gekozen worden voor welke gegevens de toegestane afwijkingen ingevoerd worden (zie fig. 4.2.4.3.1.)

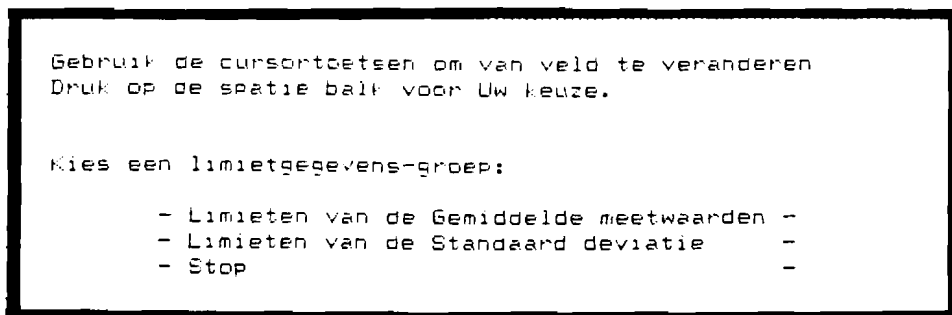


Fig. 4.2.4.3.1. Gegevens keuze

Daarna kunnen de gewenste waarden ingegeven worden (zie fig. 4.2.4.3.2.).

Page up = ga blok omhoog, Page down = ga blok omlaag.
Om de instelling te veranderen, geef de nieuwe waarde.
Beëindig het editten met de functietoets F1.

Geef de relatieve limietwaarden (in procenten) van de Gemiddelde waarden:

Adem frequentie:	10.00	Insp. : Exp. :	15.00	
Inspiratie tijd:	10.00	Fauze tijd :	10.00	Expiratie tijd : 10.00
Tidal volume :	10.00	Minuut volume :	10.00	
Eind exp. druk :	10.00			
Lek flow :	0.00	Max. insp. flow:	10.00	
Assist trigFlow:	20.00	Assist trigDruk:	20.00	

Geef de absolute limietwaarden:

Adem frequentie:	0.10	Insp. : Exp. :	0.05	
Inspiratie tijd:	0.04	Fauze tijd :	0.04	Expiratie tijd : 0.04
Tidal volume :	0.05	Minuut volume :	0.30	
Eind exp. druk :	1.00			
Lek flow :	2.00	Max. insp. flow:	1.00	
Assist trigFlow:	1.00	Assist trigDruk:	1.00	

Fig. 4.2.4.3.2. Toegestane afwijkingen

4.2.4.4. Parameter masker

Met dit masker kan voorkomen worden dat de voor dit type respirator onrelevante parameters worden weergegeven (zie par. 3.6.). Het masker kan op dezelfde manier geëdit worden als het masker in par. 4.2.4.2.

4.2.4.5. Test instelwaarden

Voor ieder van de vijf testen moeten de instelwaarden ingevoerd worden voor dit type respirator.

Eerst moet de test gekozen worden (fig. 4.2.4.5.1.), daarna kunnen de gewenste waarden worden ingevoerd (fig. 4.2.4.5.2.)

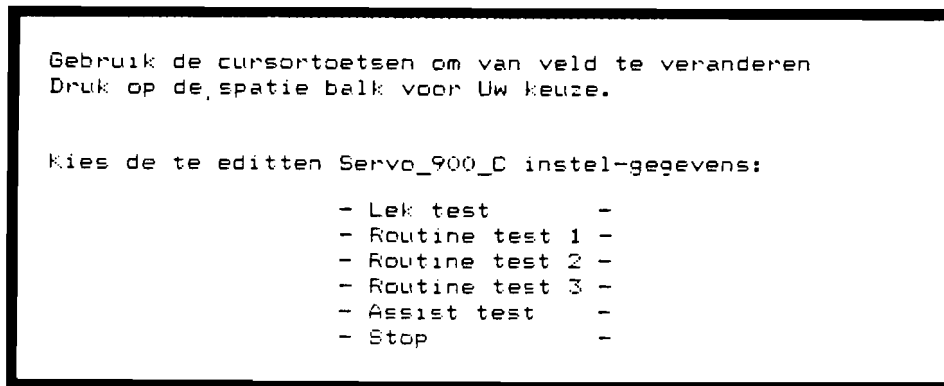


Fig. 4.2.4.5.1. Keuze test

Om de instelling te veranderen, geef de nieuwe waarde.
Beëindig het editten met de functietoets F1.

Geef de in te stellen waarden bij de eerste routine test.

```
Adem frequentie: 20.00      Insp. : Exp.      : 0.54
Inspiratie tijd: 0.00      Pauze tijd      : 0.30      Expiratie tijd : 1.95
Tidal volume   : 0.50      Minuut volume  : 10.00
Eind exp. druk : 10.00
Max. insp. flow: 0.00
Assist trigFlow: 0.00      Assist trigDruk: 0.00
```

Waarschuwing: Insp. tijd = 0

Fout: Insp. tijd + Pauze tijd + Exp. tijd <> 60 / Adem freq.

Fout: Insp. tijd + Pauze tijd <> Exp. tijd * Insp:Exp.

Fig. 4.2.4.5.2. Test instelwaarden

Zodra het editten van de instelwaarden gedaan is moet de funktietoets F1 ingedrukt worden. De ingestelde waarden worden dan op fouten gecontroleerd aan de hand van enkele relaties.

De relaties die moeten gelden:

1. $\text{Inspiratietijd} + \text{pauzetijd} + \text{expiratie-tijd} = 60 / \text{adem frequentie}$.
2. $\text{Inspiratietijd} + \text{pauzetijd} / \text{expiratie-tijd} = \text{inspiratie} - \text{expiratie verhouding}$.
3. $\text{minuut volume} = \text{tidal volume} * \text{adem frequentie}$.
4. Indien voor de maximale inspiratoire flow niet 0 is ingevoerd, dan: $\text{max. insp. flow} * \text{inspiratie tijd} \geq \text{Tidal volume}$.

5. Evaluatie

In dit hoofdstuk zal bekeken worden of het systeem aan de verwachtingen voldoet.

Eerst zal het meetsysteemgedrag behandeld worden in par. 5.1. Daarna zal de nauwkeurigheid van de verschillende tests behandeld worden in par. 5.2.

5.1. Meetsysteem

Van het meetsysteem worden achtereenvolgens behandeld:

- de lekflow van het meetsysteem;
- de compliantie van het meetsysteem;
- de nauwkeurigheid van de opgenomen data.

5.1.1. Lekflow van het meetsysteem

De lek van het systeem wordt veroorzaakt door de dichting tussen de cylinder en de zuiger.

Om een schatting van de lekflow te verkrijgen, is het volume van de testlong op 2 l gebracht.

Hierna is een hoeveelheid lucht in de testlong geblazen. Uit het verloop van de druk in de tijd kan de lekflow berekend worden (zie de fig. 5.1.1.1.) De berekende lekflow geldt bij een niet bewegende zuiger.

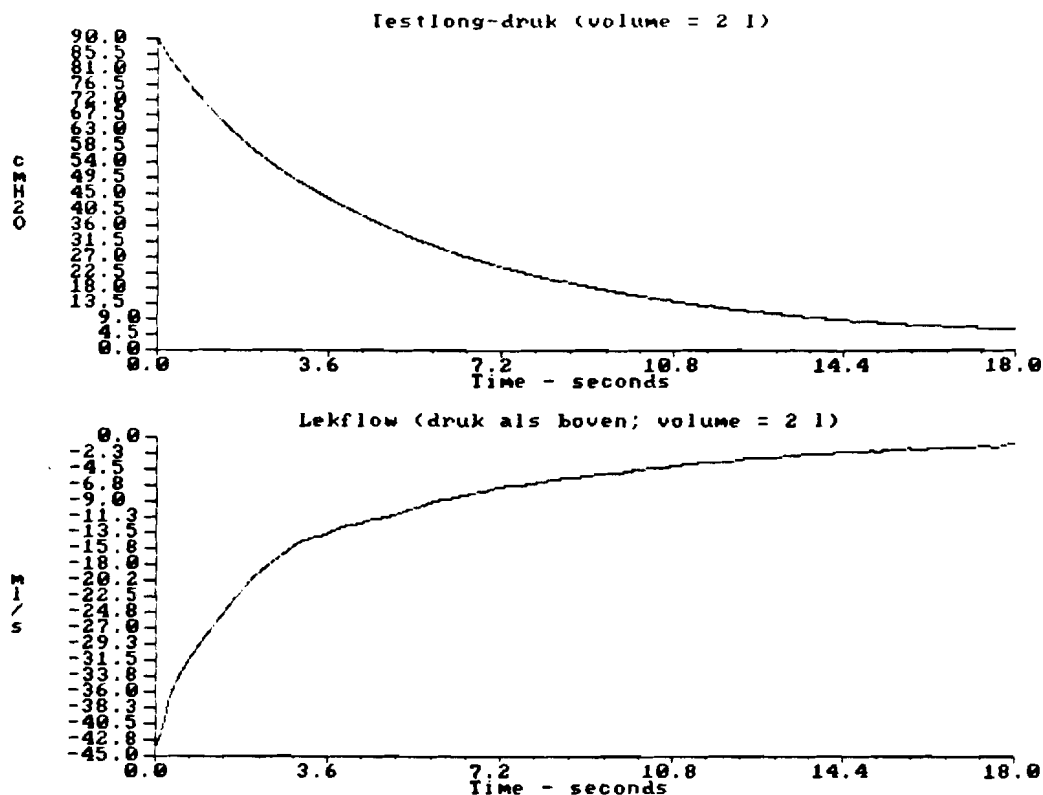


Fig. 5.1.1.1. De drukcurve en de daaruit berekende lekflowcurve als functie van de tijd.

5.1.2. Compliantie meetsysteem

De waarde van de compliantie, berekend uit de opgenomen volume en drukdata, vertoont een ongewenst verloop tijdens een beademingscyclus (zie fig. 5.1.2.).

Voor het verkrijgen van de verschillende curven is de omrekening van de data naar BTPS en terug in het regelsysteem weggelaten. Ook is bij het opslaan van de data geen omrekening naar een standaardreferentie uitgevoerd. Dit om het gedrag van het regelsysteem te kunnen bestuderen.

De compliantie tijdens de inspiratie is van belang om de respirator op de juiste manier te belasten.

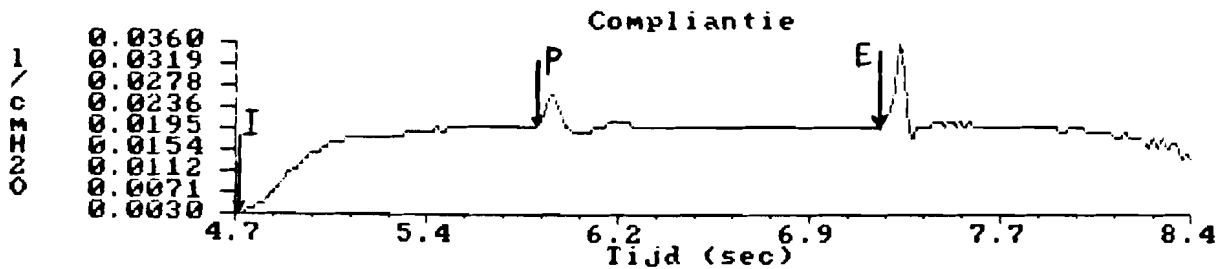


Fig. 5.1.2. Compliantie tijdens een cyclus
(Cgewenst = 0.02)

Een uitvoerige bespreking van het ongewenste verloop van de compliantie in het inspiratiegedeelte volgt in par. 5.1.2.1.

Tijdens de inspiratoire pauzetijd zullen de schommelingen in de compliantie gevolgen hebben voor de opgenomen druk en volumedata (zie par. 5.1.2.2.). De expiratie compliantie verschijnselen worden in par. 5.1.2.3. behandeld.

Om de compliantiefouten te kunnen begrijpen wordt eerst de regeling nader bekeken.

Het regelsysteem probeert de gewenste compliantie te verkrijgen door het aanpassen van het testlongvolume. Hiervoor maakt het gebruik van een schatting van de gasmassa die op het volgende sample tijdstip aanwezig zal zijn. Voor de schatting van deze massa (M_{k+1}) worden twee factoren berekend:

1. de momentane aanwezige massa (M_k) berekend aan de hand van de momentane gemeten druk, volume en temperatuur;
2. een schatting van de massavolumetoename gedurende de komende sample periode (dM_k^*).

Ad. 2

Een schatting is nodig daar de flow niet gemeten wordt. Bij die schatting wordt aangenomen dat de toename dM_k^* hetzelfde zal zijn als de toename van de vorige sample periode dM_{k-1} .

Deze wordt berekend uit de aanwezige gasmassa's in de testlong op het momentane tijdstip en dat van het vorige sample tijdstip.

$$dM_{k-1} = M_k - M_{k-1}$$

Aan de hand van de geschatte massa voor het volgende sample tijdstip (M_{k+1}^*) wordt de volumeverandering (V_δ) uitgerekend, nodig om dan een goede compliantie te verkrijgen.

De resulterende formule is (zie pag. 50):

$$V_\delta = \frac{(V_{off} + dV_k + dV_m) \cdot V_e + (P_{bar} \cdot c + dV_k) \cdot dV_m}{(V_{off} + 2 \cdot dV_k + P_{bar} \cdot c)}$$

Waarbij V_{off} = testlong begin volume (0,486 l)
 dP_k = momentaan gemeten toegenomen druk
 dV_k = momentaan gemeten volumevergroting
 dV_m = geschatte massavolumetoename
 V_e = volume verschil tussen gemeten volume (dV_k) en op grond van de gemeten druk en compliantie gewenst volume ($dP_k \cdot C$)
 P_{bar} = barometerdruk (≈ 1034 cmH₂O)
 C = gewenste compliantie
 V = nodige volume aanpassing

Opmerkingen:

- De dV_m zal dus vrijwel volledig worden doorberekend in V_δ , daar $P_{bar} \cdot C$ een grote waarde heeft.

- De Ve zal slechts voor een klein deel doorgerekend wordt.

Enkele orde groottes:

- een flow van 1 l/s = 10ml per sample periode (dVm);
- dVk ligt normaal tussen 0 en 1,5 l;
- C ligt tussen 0,01 en 0,05 l/cmH2O.

Nog enkele voor de besprekingen in de volgende paragrafen wetenswaardige gegevens:

- een verplaatsing van $6,4 \cdot 10^{-5}$ m geeft een volumeverschil van 1 ml;
- een stap van de motoras verplaatst de zuiger (in principe) $5,3 \cdot 10^{-6}$ m;
- een toename van 1 ml gas in een volume van 0,5 l geeft een drukverhoging van ongeveer 2 cmH2O.

5.1.2.1. Inspiratie

Zoals in fig. 5.1.2.1.1. te zien is, is de compliantie in het begin van de inspiratie te laag.

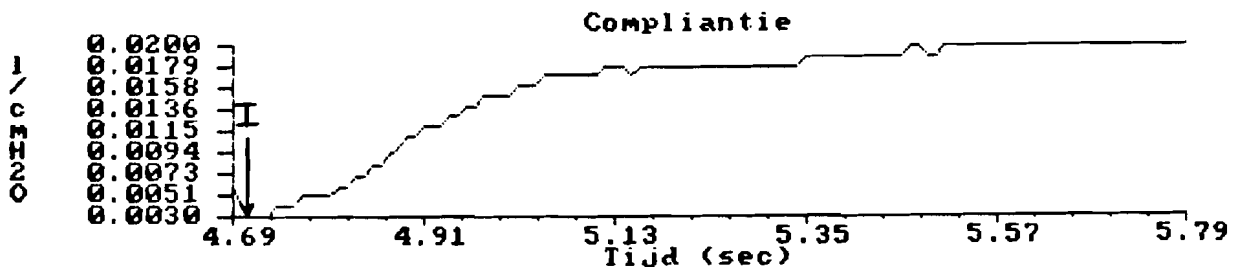


Fig. 5.1.2.1.1. compliantie tijdens inspiratie

De compliantie loopt na ongeveer 0,3 seconden op naar de gewenste waarde (in dit geval 0,02). Voor andere gewenste compliantiewaarden is de curve gelijkwaardig.

Een te lage compliantie wil zeggen dat het volume te langzaam wordt aangepast. Een te klein toegenomen volume geeft een te grote toegenomen druk; gevolg een te kleine compliantie.

Hiervoor zijn een aantal oorzaken aanwijsbaar.

Oorzaak 1

Voor de schatting van het instromende massa volume (dV_m) wordt het verschil van twee opeenvolgende massa's genomen ($M_k - M_{k-1}$). De zo berekende waarde is gevoelig voor schommelingen in de volume en drukdata (ruis).

$M_k = P_k \cdot V_k$ (waarbij V_k voor temperatuur is gecompenseerd).

$$P_k = (P_{\text{bar}} + dP_k)$$

$$V_k = (V_{\text{off}} + dV_k)$$

$$\frac{d}{dk}(M_k - M_{k-1}) \approx \frac{(dV_k - dV_{k-1}) \cdot P_k + (dP_k - dP_{k-1}) \cdot V_k}{dV_k - dV_{k-1}}$$

Bij het begin van de inspiratie is de faktor $dV_k - dV_{k-1}$ klein (nog geen relevante V_g). De ruis op de drukdata is echter in de orde van $\pm 0,25$ cmH₂O. Dit geeft een storende invloed op de sturing van de motor ($\sim V_g$).

Om de ruisinvloed te verkleinen is een digitaal exponentieel filter opgenomen: $dM_k = (1-a) \cdot dM_{k-1} + a \cdot dM_k$. Door uitproberen werd voor $a = 0,25$ opgenomen, hierbij vertoonde de beweging van de zuiger een vloeiende beweging.

Bij een stapvormige toename in de massaflow zal de toepassing van dit filter een langzaam verkleinende schattingsfout opleveren (zie fig. 5.1.2.1.2.).

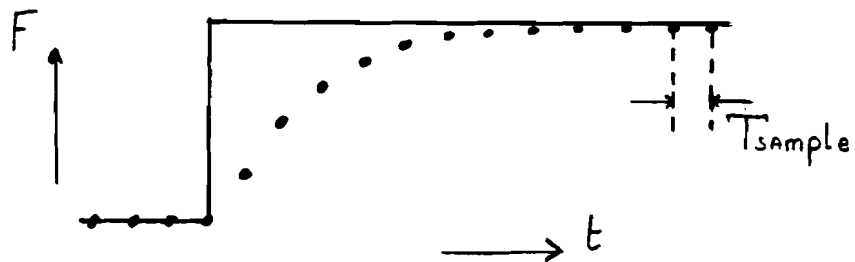


Fig. 5.1.2.1.2. Stapresponsie van het filter

Het gevolg is dat de schatting van de instromende massa te klein zijn aan het begin van een inspiratie.

De volumeaanpassing (V_g) zal dus te klein zijn met als gevolg een te kleine compliantie.

Na enige tijd (aantal samples) zal de geschatte waarde de juiste waarde zeer dicht benaderen. Uit meting van de flow met bijvoorbeeld een pneumotachograaf (fleish) is de geschatte waarde vergeleken met de gemeten waarde. De eindwaarde van de geschatte flow kwam overeen met de gemeten flowwaarde.

De oplossing van het probleem is het verhogen van de signaalruis verhouding van de drukmeting. (Dit kan gedaan worden door een hogere voedingspanning voor de sensor en een zorgvuldig ontwerp van de versterkerschakeling met betrekking tot ruis invloeden van de omgeving).

Oorzaak 2

In de regelformule wordt getracht de volumefout V_e direkt weg te werken. Hiervoor is het nodig de totale onder druk staande massa te kennen. In de formule wordt hiervoor het volume van de testlong genomen. Dit is echter niet juist daar ook de verbindingsbuizen (tubing) met de respirator meetellen.

In de vermenigvuldigingsfactor

$$f = \frac{V_{off} + dV_k + dV_m}{V_{off} + 2 \cdot dV_k + P_{bar} \cdot C}$$

behoort voor de V_{off} eigenlijk $V_{off} + V_{tubing}$ genomen te worden. Stel $V_{tubing} = p \cdot V_{off}$ dan zal f_e ongeveer met die factor P toenemen.

Het gevolg is dat de berekende V_f kleiner zal zijn dan nodig. Het zal ook hier een aantal sample periodes duren (afhankelijk van p) voordat de V_e weggeregeld is.

Oplossing:

In het regelsysteem is een instelbare vermenigvuldigingsfactor voor V_{off} ingevoerd voor de berekening van f_e . Deze wordt nu nog niet gebruikt (faktor = 1). Er zijn nu twee mogelijkheden:

1. bij het testen van een respirator worden altijd dezelfde aansluitslangen "tubing" gebruikt en de faktor wordt daaraan aangepast.

2. Het programma moet veranderd worden zodanig dat ook de tubing voor iedere respirator moet worden ingegeven. Aan de hand van die gegevens kan de faktor dan worden ingesteld.

Opmerking:

Het veranderen van de faktor kan zeer eenvoudig gedaan worden (In de programmabeschrijving zal hier aandacht aan worden besteed).

Oorzaak 3

Aan het begin van een respiratie zal een speling in de overbrenging van de motoras en de zuiger overbrugd moeten worden.

De speling bestaat uit:

- de verplaatsing nodig om de noodzakelijke trekkracht op te bouwen in de tandriem;
- de speling in de T-vormige verbinding van de tandriem en de zuiger.

De grootte van de speling is op ongeveer 1 mm geschat (zie par. 5.1.2.2.). Hiervoor zijn ongeveer 180 motorstappen nodig. Een flow van 0,5 l/s (= 5ml per sample) zal ongeveer 60 stappen per sample periode opleveren.

De vertraging die hier optreedt is dan ook klein.

Een gevolg van de speling is wel dat het opgenomen volume niet het werkelijke volume van de testlong zal zijn ($1\text{mm} \approx 15\text{ ml}$).

Er zal dan ook een verschil zijn tussen de werkelijke compliantie en de gemeten compliantie. De fout is afhankelijk van het testlongvolume.

$$\text{Cwerkelijk} = \frac{dV_k - V_{\text{speling}}}{dV_k} \cdot C_{\text{gewenst}}$$

Oplossingen:

1. Een verbinding met minder speling, bijv. een motor met rolschroef.
2. Een verkleining van het zuigeroppervlak, hierdoor wordt de volumebepalingsfout kleiner bij een zelfde speling.

Opmerking:

Het aanpassen van het regelprogramma aan een andere motor-stap-volume verhouding kan eenvoudig worden gedaan.

5.1.2.2. Inspiratoire pauze

Indien de inspiratoire flow stapvormig naar 0 gaat, zal de zuiger te ver doorbewegen (overshoot) vanwege de schattingsfout van de instromende flow (dV_m) (oorzaak 1 par. 5.1.2.1.). Indien de gasmassa in de testlong konstant blijft zal de dV_m naar 0 gaan.

De druk in de testlong zal gedaald zijn vanwege de overshoot van de zuiger. De hierdoor ontstane compliantie fout zal door het regelsysteem worden weggewerkt (via V_e).

Er treedt geen oscillatie op (V_{off} = begin volume van de testlong; zie par. 5.1.2.1. oorzaak 2).

De waargenomen oscillatie (zie fig. 5.1.2.2.1.) is te verklaren met behulp van de speling.

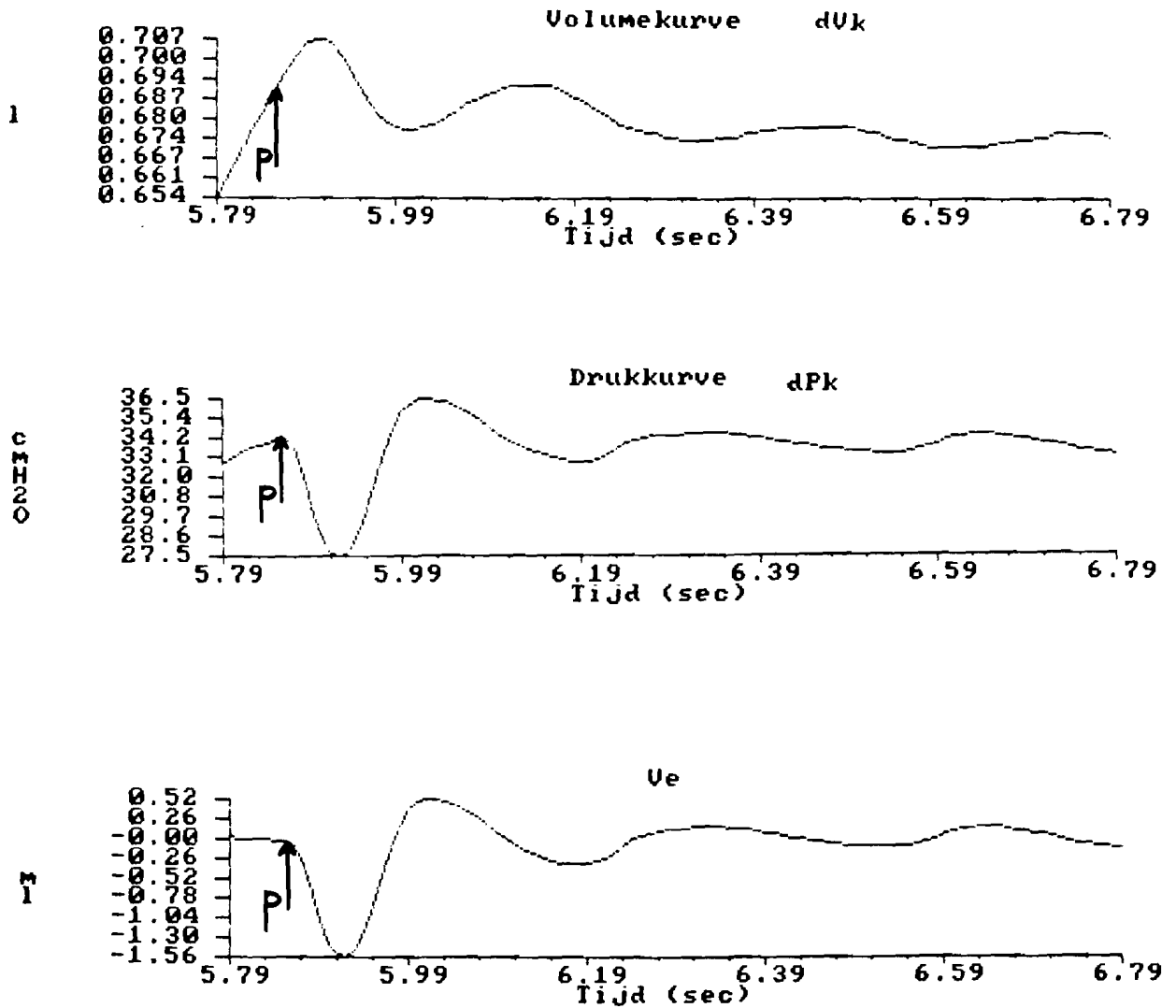


Fig. 5.1.1.2.1. dV_k , dP_k , V_e als functie van de tijd, tijdens een insp. pauze.

Bij het omkeren van de zuigerbeweging zal eerst de aanwezige speling overbrugd moeten worden. Dit wil zeggen dat gedurende die periode het werkelijke volume en de druk konstant blijven (zonder lek).

Het gemeten volume zal echter wel veranderen. Hierdoor zal het regelsysteem een niet bestaande massaverandering detecteren. Als gevolg daarvan treedt er een gedempte oscillatie op.

In fig. 5.1.2.2.1. is te zien dat de extreme waarden van dV_k en dP_k iets verschoven liggen ten opzichte van elkaar. De dV_k verandert eerder dan de dP_k .

5.1.2.3. Expiratie

Al de, in paragraaf 5.1.2.1. vermelde oorzaken voor een te trage volumeaanpassing zijn hier van toepassing.

De compliantie zal als gevolg hiervan te hoog zijn. De grote compliantie schommelingen aan het einde van de expiratie zijn te wijten aan het feit dat dP_k klein van waarde is en de ruis op dP_k een grote invloed krijgt (compliantie = dV_k/dP_k).

5.1.3. Nauwkeurigheid van de opgenomen data

- De temperatuur wordt op dit moment niet gemeten. De te verwachten temperatuurschommelingen kunnen geschat worden, daar de cylinder en de zuiger warmte isolerend zijn. Voor een adiabatische toestandsverandering van een gas geldt de wet van poisson: $(P.V)^k = \text{constant}$. Waarbij $k = c_p/c_v$. Met $P.V = R.T$ volgt dan dat $(T)^k/(P)^{k-1} = \text{constant}$. De meest extreme drukverandering is 100 cmH₂O. Bij die verandering en met $T = 295^\circ\text{K}$ (22°C), $P_{\text{barometer}} = 1040 \text{ cmH}_2\text{O}$ en $k = 1.4$ (voor lucht)

zal de temperatuurverandering 7.8°C zijn.
De snelheid waarmee de temperatuur verandert,
is afhankelijk van de inspiratie en expiratie
tijden.

- Bij deze maximale temperatuurvariaties is het
niet nodig om de druksensoruitgangspanning
hiervoor te compenseren (zie pag. 40).
De drukspanning wordt opgenomen met een
A/D-converter. De resolutie van de opgenomen
druk is: $(2 * 2,5)/4096/18,5 \cdot 10^{-3} = 6,6 \cdot$
 10^{-2} cm H₂O.
Met deze resolutie werkt het regelsysteem.
Bij de opslag van de drukwaarden worden die
naar integerwaarden omgerekend. Iedere digit
geeft een stap van $1 \cdot 10^{-2}$ cmH₂O aan.
De ruis op het druksignaal varieert tussen \pm
 $0,26$ cmH₂O (= \pm 4 digits in de A/D-conversie).

- De resolutie bij de volume opname is gelijk
aan de volumeverandering bij een motorstap:
 $8,24 \cdot 10^{-5}$ L.

Bij een bepaling van het volume wordt een fout
gemaakt ten opzichte van het werkelijke
volume, vanwege de aanwezige speling.

Het "gemeten" volume zal groter zijn dan het
werkelijke volume indien de motor de zuiger
omhoog stuurt.

Bij een omlaag gerichte sturing van de zuiger
zal het "gemeten" volume kleiner zijn dan het
werkelijke volume.

De grootte van de speling in de afzonderlijke
richtingen is niet bekend.

De totale speling kan wel geschat worden aan

de hand van de oscillatie verschijnselen tijdens de inspiratoire pauze. Bij verschillende tests werd de testlongingang abrupt afgesloten tijdens een inspiratie. Het gevolg is het oscillatie verschijnsel, bij een nagenoeg (vanwege lek) constante gasmassa in de testlong. (fig. 5.1.2.1.). Het opgenomen volume wordt naar een referentie druk (barometerdruk) omgerekend.

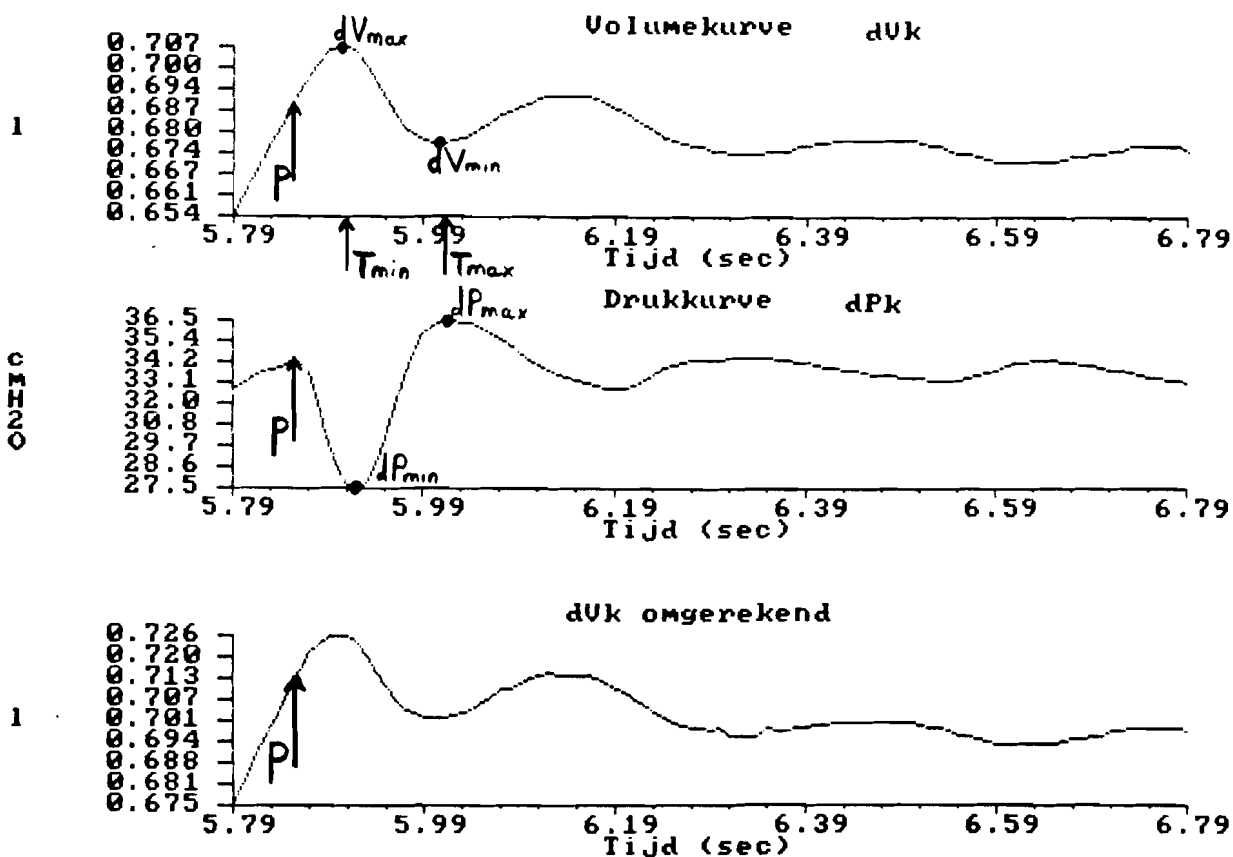


Fig. 5.1.2.1. Volume, druk en omgerekend volume tijdens pauze.

De nog zichtbare uitslissingen, in de omgerekende volumecurve, is te wijten aan de speling.

Een lek zorgt voor een daling in het volume. Aan de hand van de meting uit par. 5.1.1 wordt een lekflow van 10 ml/sec. bij een druk van 32 cmH₂O gevonden.

Het is de bedoeling om te schatten met hoeveel het volume maximum verlaagd en met hoeveel het volume minimum verhoogd moet worden om een rechte lijn over te houden in de omgerekende volumecurve. Stel dat de speling in beide richtingen gelijk is dan geldt:

$$(dV_{\max} + V_{\text{off}} - V_{\text{speling}}) (P_{\text{bar}} + dP_{\max}) = (dV_{\min} + V_{\text{off}} + V_{\text{speling}} + V_{\text{lek}}) (P_{\text{bar}} + dP_{\min})$$

$$V_{\text{lek}} = 10 \cdot 10^{-3} * (T_{\min} - T_{\max}) = 1 \text{ ml.}$$

Uit de berekening volgt dat de totale speling (= 2 * V_{speling}) ongeveer 15 ml bedraagt. Dit komt overeen met een verplaatsing van 1 mm.

Het gemeten volume wordt naar NTPD omgerekend om daarna als een integerwaarde te worden opgeslagen in het computergeheugen. Bij een omrekening naar NTPD is de ruis op de druk verwaarloosbaar (barometerdruk \approx 1030 cmH₂O; ruis = \pm 0,26 cmH₂O).

De resolutie van de opgeslagen volumedata is $1 \cdot 10^{-4}$ L.

- De flow wordt niet gemeten maar aan de hand van de opgeslagen volumedata berekend. Alleen op punten waar de grootte van de speling varieert zal deze invloed hebben op de flow.

5.2. Testen

- Bij een lekttest wordt ervan uitgegaan dat de lek van het meetsysteem vele malen kleiner is dan de toegestane lek van een respirator. De lekflow van het systeem levert momenteel een aanzienlijke druk afhankelijke bijdrage. Een nauwkeurige bepaling van de respirator lek is op dit moment dan ook niet mogelijk.
- Bij een CMV-test wordt het volume bepaald dat de testlong ingeblazen krijgt. Er wordt geen rekening gehouden met het volume en de compliantie van de tubing. De prestatie van de respirator - tubing combinatie wordt dus getest. De gevolgen van de, in het begin van de inspiratie, te lage compliantie op de prestatie van de respirator zijn niet bekend. Indien de inspiratietijdsduur niet in de buurt van de compliantie stijgtijd ligt, zal de invloed waarschijnlijk niet wezenlijk zijn.

De lek van het meetsysteem maakt een zuivere meting van het inspiratievolume onnauwkeurig (lekflow: 10-20 ml/sec.). De speling in de as-zuiger overbrenging zorgt voor een volume meetfout. (In de orde van 10 ml).

Het gevolg van de speling is de oscillatie in de flow curve.

Deze oscillatie kan aanleiding geven tot fouten in de bepaling van de timingspunten T_i , T_p en T_e (zie par. 3.5.1.). Veel parameterwaarden worden berekend aan de hand van deze

punten (de parameters van het blok Timing, gemiddelde waarden, het minuut volume). Door de grote demping van de oscillatie zal voor de punten T_i en T_e waarschijnlijk geen fout gemaakt worden. De maximale fout is $1/2 * \text{oscillatie periode}$, deze is ongeveer $1/8$ seconde.

- Bij een assisttest hangt de nauwkeurigheid van de bepaling van de triggerwaarde (druk op flow) af van de snelheid waarmee een respirator op een trigger reageert.

De triggerdruk zal met een bepaalde snelheid dalen bij een assisttest. De triggerflow zal toenemen in de tijd.

Indien een respirator pas enige tijd na de detectie van een trigger een inspiratie in de testlong teweegbrengt, zal de triggerdruk of triggerflow in de testlong gedurende die tijd zijn toegenomen. Voor de triggerpunten zullen dan grotere waarden gemeten worden. Deze fout is onvermijdelijk daar de vertragingstijd niet constant is, maar afhankelijk is van het ingestelde triggerpunt.

6. Conclusie

Het is aangetoond dat het op de juiste manier meten van een respirator, zoals in het verslag beschreven, mogelijk is.

Het meetsysteem voldoet op dit moment nog niet aan de verwachtingen. De meetonnauwkeurigheid is nog te groot. De tijd die het systeem nodig heeft om op de gewenste compliantie te komen is aanzienlijk te verkorten, maar zal aanwezig blijven. Voor het met hoge ademfrequenties testen van respiratoren lijkt dit systeem daarom minder geschikt. Een kleinere cylinderdoorsnede is aangeraden voor het testen met kleine tidal volumes.

Het systeem is gemakkelijk te bedienen en vraagt slechts weinig tijd en handelingen van de gebruiker. Het testen en beoordelen van de verschillende respiratortypes kan met behulp van het systeem uiterst flexibel gedaan worden.

Indien de in hoofdstuk 5 voorgestelde verbeteringen aangebracht worden, beantwoordt het testsysteem aan de, voor dit project gestelde eisen.

Literatuur

1. Mathewson H.S., Gish G.B., Linn C.R.
The search for predicted volumes
Pulmonary Medical Technology,
Vol. 1:39, 1984.
 2. Metingen in de geneeskunde II
Collegediktaat
Technische Universiteit Eindhoven,
faculteit der Elektrotechniek,
vakgroep Medische Elektrotechniek.
 3. Standards for Breathing Machines for
Medical Use
American National Standards Institute
Reference code: ANSI Z79.9, 1976
 4. Particular requirements for the safety of
lung ventilators for medical use.
International Electrotechnical Commission
Sub-committee 62D, Electrotechnical
Equipment
IEC-standard 601-2, 1985
 5. Standards for Breathing Machines for
Medical Use
International Standards Organisation
Reference code: ISO/TC 121/SC3
 6. Infant ventilators
Health Devices
Vol. 15, no. 8, pag. 219-247; Aug. 1986
-

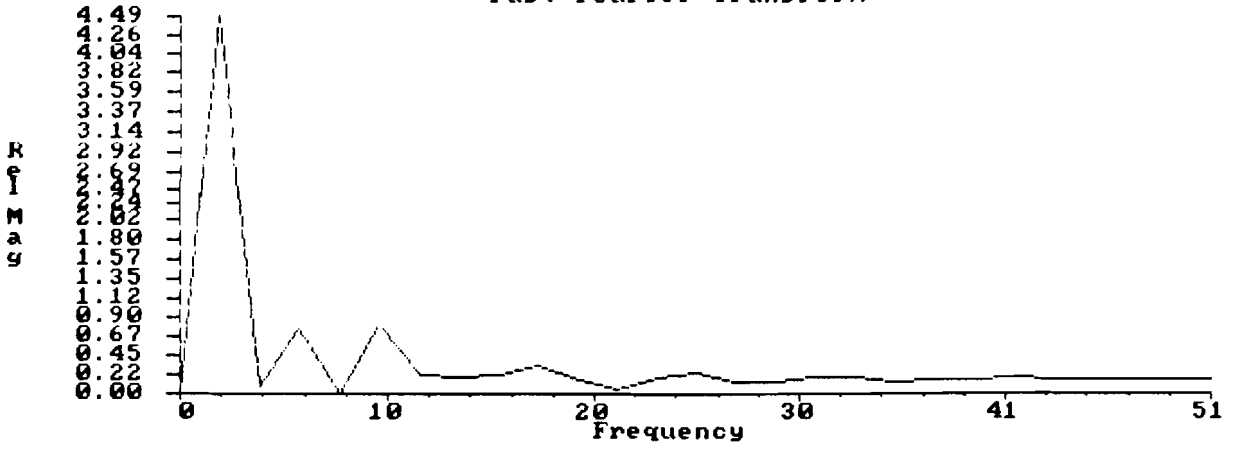
7. Microprocessor-controlled
 third-generation critical care ventilators
 Health Devices
 Vol. 18, no. 2, pag. 59-83; feb. 1989

 8. Coon W.R.
 Parameters of step motor selection and
 application with open loop and closed
 loop digital controls systems
 Power Conversion International
 Vol. 14, no. 6, pag. 11-27; june 1981

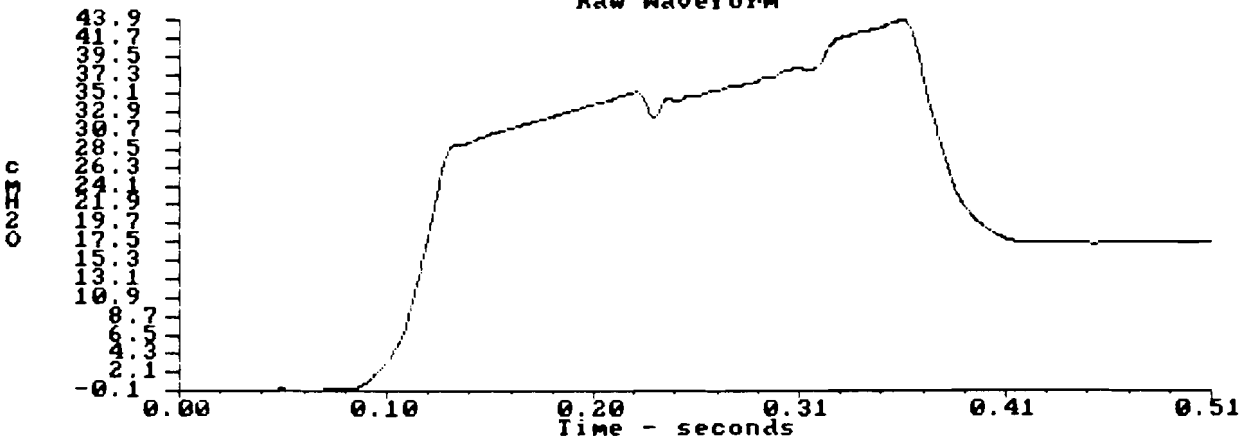
 9. Kreysing E.
 Advanced Engeneering Mathematics
 Wiley, New York N.Y., U.S.A. 1972
 pag. 89-97

 10. Torzala T.
 Ventilator Performance Testing
 Pulmonary/Respiratory
 part 8, 1988
-

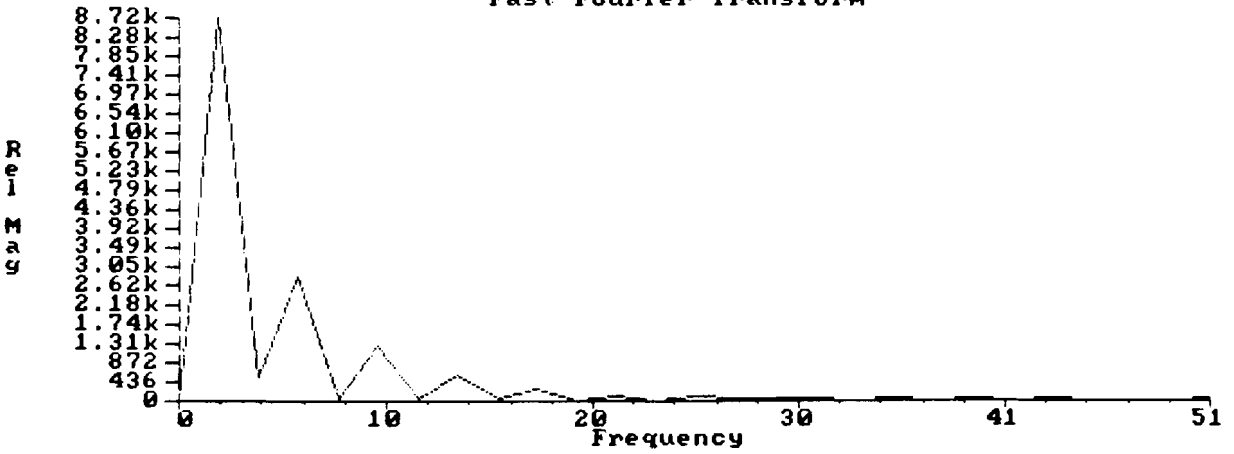
Fast Fourier Transform



Raw Waveform



Fast Fourier Transform



Bijlage

