

Spreken tijdens beademing op de Intensive Care

*Studie naar de mate van
compensatie van het
teugvolume door
verschillende
beademingsmachines bij lek
benodigd voor spreken
tijdens beademing.*

Bachelor 3 Technische Geneeskunde

Studenten:

T.L. Coenraad,
R.J.P. van Heugten,
P. van 't Ooster,
S.C.A. Wulms

Begeleiders:

Dhr. dr. E.C. Boerma
Dhr. P.H.M. Egbers
Dr. E. Mos-Oppersma

UNIVERSITY
OF TWENTE.

mcl
medisch centrum
leeuwarden

Voorwoord

In dit onderzoek doen we een studie naar de mate van compensatie van het teugvolume door verschillende beademingsmachines bij lek benodigd voor spreken tijdens beademing. Dit onderzoek vindt plaats in het Medisch Centrum Leeuwarden(MCL). Wij zijn de eerste Technische Geneeskunde studenten die hier onderzoek hebben uitgevoerd. Daarom willen wij in dit voorwoord bespreken hoe wij dit hebben ervaren en wat eventuele aandachtspunten zijn voor bij volgende onderzoeken.

De begeleiders vanuit het MCL toegewezen aan dit onderzoek waren Peter Egbers en Christiaan Boerma. We hebben de eerste dag gelijk veel onderwijs gekregen in hoe beademing in zijn werk gaat en wat de bedoeling was van dit onderzoek. In de loop van de tijd is ons ook veel onderwijs gegeven en was er altijd ruimte voor onze vragen. Er was een fijne sfeer en we werden behandeld als onderzoekers van het ziekenhuis.

Het onderwerp is ons aangedragen door het MCL, maar er was veel vrijheid om zelf de vraagstelling te bepalen. Dit onderwerp was vanuit de kliniek bekeken, waardoor de klinische relevantie duidelijk was. Daarnaast was het onderwerp conform onze verwachting. In de onderwerpsbeschrijving stond duidelijk beschreven wat het doel van de opdracht is en toen we begonnen sloot deze informatie ook goed aan bij het onderzoek wat van ons werd verwacht. Toen er een vraagstelling was, werden we veel begeleid in het scherpstellen van deze vraag en het opstellen van een methode. Dit gebeurde vaak op de momenten dat wij in het MCL aanwezig waren, maar er konden ook altijd vragen gesteld worden via Whatsapp, skype of door te bellen. Dit directe contact zorgde bij ons voor een fijn gevoel. Als we in het ziekenhuis aanwezig waren werd er een lang moment voor ons vrijgemaakt om te bespreken wat onze ideeën waren en hoe we geholpen konden worden. Als er contact nodig was met derden, hielp de begeleider ons hierin. Deze personen waren vaak ook erg enthousiast om ons te helpen. Ook heeft de Medisch Instrumentele Dienst van het ziekenhuis ons veel geholpen met materiaal dat nodig was voor dit onderzoek.

Voor de Multidisciplinaire Opdracht (MDO) is het echter een nadeel als er veel metingen gedaan moeten worden in het MCL. De reistijd Enschede-Leeuwarden is lang, waardoor de effectieve tijd voor de metingen relatief kort wordt. Daarnaast speelde de kosten voor het reizen en overnachtingen die we hebben gehad hierin ook een rol. Het is fijn dat het MCL ons hierin tegemoet is gekomen.

Wel kan er in het vervolg misschien beter afgestemd worden hoeveel begeleiders een student of groep studenten krijgt. In ons geval was één begeleider voldoende geweest, aangezien ervoor gekozen is om een Nederlands artikel te schrijven in plaats van een artikel voor publicatie. Het was wel erg fijn te merken dat er goed contact was tussen de medisch en technisch begeleider.

Het onderzoek is vanuit een klinisch aspect ontworpen, waardoor de technische uitdaging niet erg hoog was. De medische kennis die nodig was voor dit onderwerp was genoeg diepgaand. Wel was het erg fijn hierin onderwijs te krijgen, om zo het tempo hoog te houden.

Concluderend is te zeggen dat het MCL een fijne sfeer heeft en een meedenkend ziekenhuis is om tot oplossingen te komen.

We willen graag de begeleiders uit het MCL bedanken voor de goede begeleiding, maar ook zeker onze technologisch begeleider Eline Mos-Oppersma. Jullie allen bedankt dat jullie voor ons hebben klaargestaan en ons hebben geholpen een mooi resultaat te behalen.

Abstract

Inleiding: Patiënten die op de IC beademd worden via een tracheacanule kunnen alleen in het MCL spreken tijdens de beademing doordat er een lek langs de stembanden gecreëerd wordt. In dit onderzoek is gekeken of de drie beademingsmachines die gebruikt worden in het MCL de teugvolumes (TVs) voldoende kunnen compenseren voor een oplopende lek.

Methode: Met een longmodel worden spierzwakke patiënten op de IC gesimuleerd. Er wordt gekeken naar beademing met verschillende drukken en drie verschillende beademingsmachines. De Servo-U, Respironics V60, de Hamilton T1 met spreekklepmodus en de T1 zonder spreekklep worden meegenomen in het onderzoek. De TVs die de longen bereiken met een oplopend lekpercentage worden vergeleken met de TVs die de longen bereiken bij een systeem zonder lek. Wanneer het verschil in TV groter dan 10% is wordt verondersteld dat het compensatiemechanisme onvoldoende is.

Resultaten: Bij de Servo-U is het TV dat bij een lek van meer dan 50% nog in de longen komt minder dan 90% van het TV in een systeem zonder lek. De V60 brengt bij elke oplopende waarde van lek tussen de 90% en de 100% van het TV bij een systeem zonder lek in de longen. De T1 zonder spreekklepmodus heeft bij verschillende waarden van lek een TV dat in de longen aankomt van onder de 90% van het systeem zonder lek, maar hierin is geen patroon te herkennen. De T1 met spreekklepmodus geeft bij lage waarden van lek een TV in de longen van onder de 90%, wanneer de lek groter wordt komt er tussen de 100% en 111% van het TV in een systeem zonder lek in de longen aan.

Conclusie: De Servo-U compenseert tot een lek van 50% bij elke waarde van PS voldoende. De V60 compenseert voor alle maten van lek voldoende bij elke PS. De T1 zonder spreekklepmodus compenseert onvoldoende, maar hier is geen duidelijk moment vast te zetten vanaf wanneer dit gebeurt. De T1 met spreekklepmodus compenseert voldoende wanneer de mate van lek hoog wordt.

Inhoudsopgave

1	Inleiding	5
1.0.1	Gebruikelijke beademing	5
1.0.2	Voordelen van spreken tijdens beademing	5
1.1	Anatomie	5
1.1.1	Reguleren van ademhaling	6
1.1.2	Spraak	6
1.2	Pathofysiologie	6
1.2.1	Effect op ademhalingsspieren	7
1.2.2	Effect op spraak	7
1.2.3	Verdere complicaties	7
1.3	Technologie	7
1.3.1	PEEP	8
1.3.2	Beademingsmachines	8
1.3.3	Trigger	9
1.4	Wetenschappelijk kader	10
1.5	Doel van het onderzoek	11
1.5.1	Spreken tijdens beademing in het Medisch Centrum Leeuwarden	11
1.5.2	Grens voor voldoende compensatie van het teugvolume	11
1.6	Onderzoeksvraag	12
1.7	Hypothese	12
2	Methode	14
2.1	Simulatiemodel	14
2.1.1	Beademingsmachines	14
2.1.2	Simulatielongen	15
2.1.3	FlowAnalyser	15
2.1.4	Aansluiten simulatiesysteem	15
2.2	Parameters	16
2.2.1	Beademingsmachines	16
2.2.2	Simulatielongen	17
2.2.3	Triggering	17
2.3	Metingen aan het simulatiemodel	17
2.3.1	Bepaling nauwkeurigheid simulatiemodel	17
2.3.2	Baseline meting: onderzoek zonder lekflow	17
2.3.3	Kwantificering van de lekflow	18
2.3.4	Onderzoek met toenemende lekflow	18
2.4	Keuze kraan voor simulatie lekflow	19
2.5	Dataverwerking	19
2.5.1	Verkrijgen van uitkomsten	20
2.5.2	Statistiek	20
2.5.3	Naamgeving	20
3	Resultaten	21
3.1	Bepaling nauwkeurigheid meetsysteem	21
3.2	Metingen zonder lekflow	21
3.3	Kwantificering van de lekflow	22
3.4	Metingen met toenemende lekflow	22
3.4.1	Statistische analyse	22
3.4.2	Maquet Servo-U	23
3.4.3	Respironics V60	25
3.4.4	Hamilton T1 zonder spreekklepmodus	27
3.4.5	Hamilton T1 met spreekklepmodus	29

4	Discussie	31
4.1	Compensatiemechanisme en functionaliteit van de beademingsmachines	31
4.1.1	Maquet Servo-U	31
4.1.2	Philips Respironics V60	33
4.1.3	Hamilton T1 zonder spreekklepmodus	35
4.1.4	Hamilton T1 met spreekklepmodus	36
4.2	Maximale teugvolume	38
4.3	Samenhang PS en teugvolume	39
4.4	Aanbevelingen	39
4.4.1	Opzet onderzoek	39
4.4.2	Bevochtigingsapparaat in de klinische praktijk	41
4.4.3	Afkappunt voldoende compensatie in het teugvolume	42
4.4.4	De invloed van druk	42
4.4.5	Vergelijking teugvolumes weergegeven door beademingsmachine	42
4.4.6	Variëren compliantie en weerstand	42
5	Conclusie	43

1 Inleiding

1.0.1 Gebruikelijke beademing

Op dit moment ligt er in Nederland op een Intensive-Care afdeling (IC) een patiënt langdurig aan de beademing met een tracheacanule. Deze patiënt zal op de meeste ICs in Nederland niet kunnen spreken tijdens de beademing [2] [3]. Een tracheacanule is een buis in de luchtweg via de hals waar de beademingsmachine aan kan worden bevestigd [4], waardoor lucht de longen ingeblazen kan worden, zie figuur 1. Om deze buis te kunnen plaatsen wordt een tracheotomie uitgevoerd waarmee een opening in de luchtpijp wordt gemaakt.

De tracheacanule heeft een cuff, die opgeblazen kan worden om te zorgen dat alle lucht naar de longen gaat. De cuff bevindt zich inferior ten opzichte van de stembanden, waardoor er geen flow langs de stembanden loopt. Spreken is daarom niet mogelijk voor deze patiënt, tenzij een spreekklep wordt aangesloten. Een spreekklep is een eenrichtingsklep die aangesloten wordt op de tracheacanule, hierbij wordt de cuff volledig leeggemaakt. Bij inademing gaat de luchtflow door de eenrichtingsklep en tracheacanule naar de longen. Bij uitademing sluit deze klep door de druk en gaat de flow langs de stembanden waardoor spreken mogelijk wordt gemaakt [5]. De belangrijkste voorwaarde voor spreken met een spreekklep is dat de patiënt (voor een korte tijd) zelf adem moet kunnen halen. De patiënt wordt dus niet meer ondersteunt door de beademingsmachine.

1.0.2 Voordelen van spreken tijdens beademing

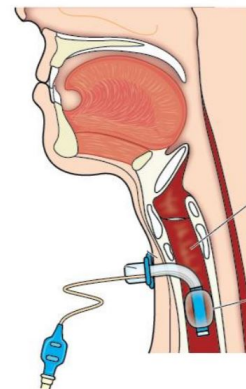
Spreken tijdens beademing zou veel voordelen opleveren voor de patiënt ten opzichte van de gebruikelijke beademing op de meeste IC's. Ten eerste is eerder in het revalidatieproces communicatie met vrienden en familie mogelijk. Patiënten ervaren het ontbreken aan communicatie als de meest negatieve ziekenhuis ervaring. Dit kan leiden tot frustraties, langdurige depressie [7], posttraumatische stressstoornis [8] en patiënten kunnen in een isolement raken. Ten tweede is communicatie met hulpverleners mogelijk, waardoor misdiagnose van delier voorkomen wordt. Patiënten kunnen bijvoorbeeld jeuk hebben op hun neus, wat de hulpverlener kan interpreteren alsof de patiënten de neussonde eruit willen trekken. In het geval van een delier wordt de patiënt vastgebonden aan het bed. Wanneer de hulpverlener de misdiagnose voorkomt door communicatie met de patiënt, worden de hevige situaties voorkomen waarin de patiënt onnodig vastgebonden wordt [9]. De communicatie met hulpverleners maakt een meer patiëntgerichte revalidatie mogelijk, doordat de patiënt de grenzen van de intensiteit van de training aan kan geven.

Ten derde wordt de revalidatie snelheid verhoogd als een patiënt kan spreken. Patiëntgerichte revalidatie zorgt voor betere training. Ook leidt het eerder spreken tijdens het revalidatieproces ervoor dat atrofie van de stembanden en ademhalingsspieren wordt voorkomen, waardoor een eerder herstel van de reuk, smaak en slikfunctie plaatsvindt. [10] [11]

Spreken tijdens de beademing maakt communicatie en verbeterd herstel mogelijk, waardoor de kwaliteit van leven en zelfvertrouwen van de patiënt wordt verhoogd [12]. Voordat verder op spreken tijdens beademing wordt ingegaan, wordt de anatomie en pathofysiologie besproken.

1.1 Anatomie

Voor begrip over de werking van spraak is meer informatie nodig over de anatomische structuren die hier invloed op hebben. Voor de spraak is een flow langs de stembanden nodig die ontstaat door ademhaling. Daarom wordt eerst de belangrijkste anatomie over het reguleren van de ademhaling toegelicht en vervolgens hoe de spraak geproduceerd en gereguleerd kan worden.



Figuur 1: Tracheacanule in de trachea [6]

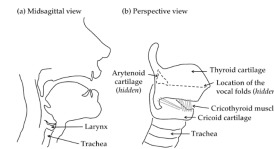
1.1.1 Reguleren van ademhaling

De primaire ademhalingsspieren zijn het *diaphragma thoraco-abdominale* en de *musculi intercostales*. Het grootste deel van de spierkracht voor ademhaling wordt geleverd door het diafragma. Contractie van het diafragma zorgt voor vergroting van de thorax, waardoor een onderdruk in de longen wordt gecreëerd ten opzichte van de buitenwereld [13] [14]. Hierdoor zal een flow de longen instromen en wordt er dus lucht ingeademd. Het diafragma hecht aan het *sternum*, *costa 7-12*, *vertebra lumbalis* en *disci intervertebrales* [14] [15]. Centraal van het diafragma bevindt zich het *centrum tendineum*, de klaverbladvormige peesplaat. Bij rustige middenrifademhaling worden alleen de primaire ademhalingsspieren gebruikt tijdens de inademing en is de uitademing passief. Bij een geforceerde ademhaling worden de secundaire in- en uitademhalingsspieren gebruikt.

1.1.2 Spraak

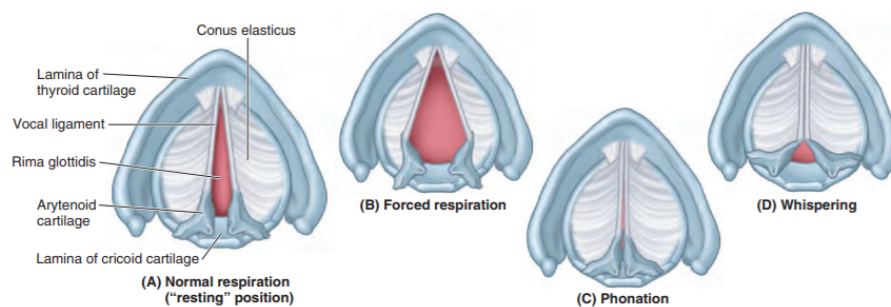
De larynx bestaat uit drie verschillende kraakbeenringen, van inferior naar superior zijn dit: het *cricoid*, *thyroïd* en twee *arytenoïds*, zie figuur 2. Beide *arytenoïds* zijn verbonden met het *thyroïd* en heten op die verbinding het *processus vocalis* [16].

Om geluid te produceren is het nodig dat er tijdens een uitademing lucht door de larynx langs de stembanden stroomt. De respiratoire spieren zorgen tijdens de uitademing voor een subglottale druk die zorgt voor de gewenste weerstand van de stembanden om te kunnen spreken [16]. Bij gezonde mensen is deze subglottale druk 5-10 cmH₂O, maar om te kunnen spreken is een minimale druk van 2 cmH₂O nodig [17]. Tijdens het spreken wordt er geademd met een korte inspiratie en een lange, trage expiratie. De uitgeademde lucht moet door de glottis (het vocale apparaat van de larynx) stromen. Deze bestaat uit de twee *plica vocalis* (vocale vouwen), de *processus vocalis* en de *rima glottidis* (opening tussen de plica vocalis). Het mediale deel van de *plica vocalis* bestaat uit de *musculus thyroarytenoideus*, *musculus vocalis* en de vocale ligamenten. Zij vormen de bron van het hoorbare geluid, doordat de uiteinden gaan trillen als er lucht doorheen geperst wordt. [16] [18]



Figuur 2: Anatomie van de trachea [16]

Tijdens een normale ademhaling is de *rima glottidis* nauw en bij een geforceerde ademhaling wordt deze opening vergroot, zie figuur 3. Variatie in spanning en lengte van de *plica vocalis* en in de intensiteit van ademhaling bepalen de weerstand van de lucht in de larynx. De hoeveelheid flow langs de stembanden wordt bepaald door de grote van de weerstand bij uitademing. De flow langs de stembanden die nodig is om te kunnen spreken is 3-18 L/min [17].



Figuur 3: Variatie in grootte van de rima glottidis wat invloed heeft op de weerstand in de larynx [18].

1.2 Pathofysiologie

Het liggen aan de beademing heeft verschillende negatieve effecten op de ademhalingsspieren en vergroot risico's op complicaties. Om hier meer inzicht in te krijgen is kennis over de pathologie belangrijk.

1.2.1 Effect op ademhalingsspieren

Langdurige beademing kan zorgen voor verschillende complicaties, waaronder atrofie en dysfunctie van het diafragma, door oxidatieve stress en protease activatie [19]. Tijdens beademing neemt de dikte van het diafragma per dag af met 7,5% ten opzichte van de vorige dag. Bij *high-pressure support ventilation* (>12 cmH₂O) neemt het diafragma af met 5,3% per dag en bij *low-pressure support ventilation* (5-12 cmH₂O) met 1,5% per dag [20]. Door deze afname kunnen patiënten onvoldoende kracht leveren voor de ademhaling, waardoor ze moeilijker van de beademingsapparatuur af komen. Door training van de ademhalingsspieren zullen patiënten weer voldoende kracht en conditie opbouwen voor zelfstandige ademhaling. Dit traject kan enige weken duren. Het is dus voor het herstel belangrijk dat een patiënt niet te lang wordt beademd.

1.2.2 Effect op spraak

Doordat op de meeste IC's spreken tijdens beademing niet mogelijk is, verzwakken ook de spieren die de *plica vocalis* aansturen, waardoor de weerstand van de stembanden daalt. Hierdoor kan de patiënt geen eigen positieve eind expiratoire druk (PEEP) handhaven. Deze PEEP is belangrijk om ervoor te zorgen dat de alveoli niet samenvallen. In subsectie 1.3.1 wordt PEEP verder uitgelegd. In het begin zal de stem van de patiënten trillerig klinken, doordat de stembanden gaan resoneren door de grote flow die erlangs stroomt. Doordat de stembanden meer getraind worden naarmate de revalidatie vordert herstelt de functie van de spieren die de *plica vocalis* aansturen. Deze zullen meer weerstand gaan bieden en de vibratie zal minder worden.

1.2.3 Verdere complicaties

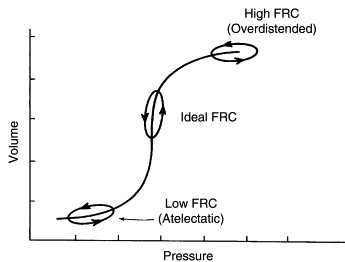
Andere complicaties die kunnen optreden zijn het indrogen van sputum, een pneumothorax, schade aan de luchtwegen, schade van de alveoli, hypoxemie of een pneumonie. Wanneer er beademd wordt met een hoog longvolume wordt de kans op deze complicaties verhoogd [21]. Schade aan de alveoli kan ontstaan door overrekking en cyclische opening en sluiting van de alveoli. Door perivasculair en alveolair oedeem kan hypoxemie ontstaan. Er moet daarom gebruik gemaakt worden van een laag teugvolume (TV) om deze complicaties zo veel mogelijk tegen te gaan. De grootte van het TV, niet de drukken in de longen, bepaalt de eventuele aantasting van de longen, aangezien de spieren in de thorax per patiënt een verschillende tegendruk op de longen uitoefenen. Hierdoor verschilt het TV dat in de longen komt bij een bepaalde druk per patiënt. [22]

1.3 Technologie

Hierboven is beschreven dat het voordelig is voor patiënten om te kunnen spreken tijdens beademing. Uit de anatomie blijkt dat er een luchtstroom langs de stembanden nodig is om spreken mogelijk te maken. Hiervoor is het nodig om de cuff leeg te laten en een weerstand in de expiratieslang aan te brengen. In het Medisch Centrum Leeuwarden (MCL) is het spreken tijdens de beademing via deze manier al mogelijk.

1.3.1 PEEP

Omdat patiënten aan de beademing moeite hebben met ademhaling, moet ervoor gezorgd worden dat er beademd wordt met een druk waarbij de compliantie van de longen het gunstigst is. Hierdoor blijven de alveoli open staan wat zorgt voor maximale zuurstofuitwisseling. Dit wordt gerealiseerd door een vast volume in de longen achter te laten, de functionele residuele capaciteit (FRC) [24], zie figuur 5. Om ervoor te zorgen dat de FRC achterblijft in de longen wordt er een PEEP aangebracht met de waarde die correspondeert met deze FRC. De PEEP wordt aangebracht door een weerstand in de expiratieslang. Bij een (deels) leeggemaakte cuff wordt ervoor gezorgd dat deze weerstand groter is dan de weerstand die de stembanden geven, waardoor de lucht bij uitademing via de stembanden naar buiten gaat, zie figuur 4. De weerstand is echter niet zo groot als bij een spreekklep. De flow van de lucht die weglekt via de stembanden wordt een lekflow genoemd. Om de PEEP te handhaven en te compenseren voor de lekflow moet er een extra flow vanuit de beademingsmachine worden geleverd. De totale PEEP wordt dus in stand gehouden door de weerstand in de expiratieslang in combinatie met een flow vanuit de beademingsmachine. Het TV dat in de longen aankomt wordt bepaald door de druk waarmee boven deze PEEP beademd wordt. Er zal dus bovenop de flow die nodig is voor de PEEP een extra flow lopen om een TV in de longen te krijgen. Het instellen van een PEEP is bewezen effectief tegen het ontstaan van alveolaire schade. De beste waarde van PEEP is niet algemeen bekend, omdat dit patiëntspecifiek is. [25]



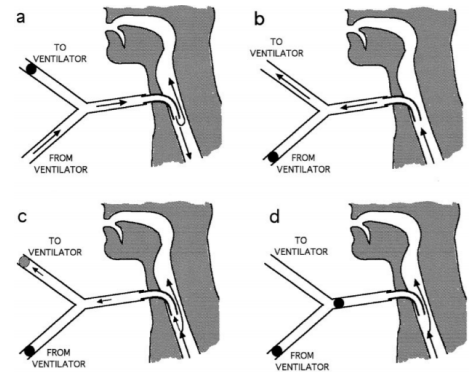
Figuur 5: Compliantie is het gunstigst bij beademing binnen het ideale FRC [26].

1.3.2 Beademingsmachines

In dit ziekenhuis worden hiervoor drie verschillende beademingsmachines gebruikt, deze zullen kort besproken worden. Dit zijn de Maquet Servo-U[®] (Getinge, Zweden) (verder: Servo-U), de Philips Respironics V60 (Koninklijke Philips, Eindhoven) (verder: V60) en de Hamilton T1 (Hamilton Medical) (verder: T1).

De Servo-U maakt gebruik van een inspiratie- en expiratieslang die aangesloten zitten op de beademingsmachine. Bij het begin van beide slangen zitten twee kleppen zodat de luchtstroom de gewenste kant op wordt geleid. Aan het eind van beide slangen zit een Y-stuk die beide slangen aan elkaar koppelt en zorgt dat er slechts één slang aan de patiënt gekoppeld wordt. De Servo-U is op het moment de meest gebruikte beademingsmachine in het MCL.

De T1 heeft hetzelfde werkingsmechanisme als de Servo-U met een inspiratie- en een expiratieslang. De T1 wordt gebruikt bij transport van en door de patiënt, vanwege zijn compactheid en de



Figuur 4: Zwarte stippen zijn obstructies. De grijze stip is een weerstand, dus geen volledige obstructie
a. Inspiratie bij beademing door een beademingsmachine.
b. Normale expiratie bij beademing, de lucht gaat via de expiratieslang naar de beademingsmachine.
c. Expiratie bij beademing, waarbij een PEEP is aangebracht. Door deze PEEP gaat meer lucht langs de stembanden.
d. Expiratie bij beademing met eenrichtingssprekklep. Alle lucht gaat langs de stembanden [23].

accu duur van 9 uur. Hij maakt gebruik van turbinetechnologie, waardoor er geen externe perslucht nodig is. [27]

De V60 is een beademingsmachine ontworpen voor maskerbeademing en heeft hierdoor een extra controlemechanisme om lek te compenseren. De V60 bevat net als de T1 een turbine. Verder heeft het een ander werkingsmechanisme dan de twee bovengenoemde beademingsmachines: Het heeft een enkele slang die van de patiënt naar de beademingsmachine loopt. In deze enkele slang wordt de CO₂ van de uitgeademde lucht van de patiënt uitgewassen. Om de flow die nodig is voor deze uitwassing het systeem te laten verlaten zit er een opening (exhalatie poort) in de slang. Het systeem bevat twee sensoren, één bij de patiënt en één bij de uitgang van de ventilator, waardoor het drukverschil over de exhalatie poort gemeten wordt. De machine compenseert voor dit drukverschil door de flow hierop aan te passen. [28]

In tabel 1 staan de specificaties van de beademingsmachines beschreven. Met deze specificaties kan een inschatting gemaakt worden over het bereik van de machines. De maximale luchtwegdruk is de hoogste druk die de beademingsmachine kan leveren. De maximale inspiratoire flow is de maximale flow die de machine kan leveren en hangt samen met het maximale TV dat de machine kan leveren. Bij lekflow staan waarden beschreven van de lek waarvoor de beademingsmachine zou moeten kunnen compenseren. Bij minuutvolume en ademfrequentie is een range gegeven van wat de machines kunnen leveren.

	Servo-U	T1	V60
Maximale luchtweg druk [cmH₂O]	125	60	40
Maximale inspiratoire flow [L/min]	200	260	240
Bereik van TV [mL]	100-4000	20-2000	0-3000
Lekflow [L/min]	Insp: 200 Exp: 65	–	0-200
Minuutvolume (MV) [L/min]	0,1-7,5	–	0-99,0
Ademfrequentie (RR) [b/min]	4-150	1-80	4-60

Tabel 1: Bereik van de drie verschillende beademingsmachines.

1.3.3 Trigger

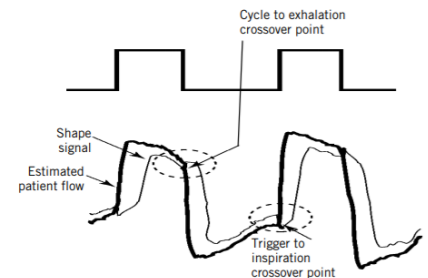
Wanneer de patiënt zelf de benodigde kracht kan leveren om een gedeeltelijke ademhaling te induceren, wordt er gebruik gemaakt van een modus op de beademingsmachine die reageert op deze poging. Deze poging om een inspiratie te starten wordt een trigger genoemd. Beademingsmachines kunnen deze triggers via verschillende variabelen waarnemen; op druk, volume, flow en tijd [29]. Inspiratie begint wanneer één van deze variabelen een drempelwaarde bereikt. Om de beademing te reguleren is deze drempelwaarde in te stellen op de beademingsmachine. Er kan een tijd worden ingesteld waarna de beademingsmachine de beademing overneemt als er te lange periode geen trigger vanuit de patiënt geregistreerd wordt. De machine beademt dan op de ingestelde back-up trigger frequentie. Het verschil in flow is in veel gevallen de meest sensitieve trigger, aangezien een klein verschil in flow nog geen groot drukverschil hoeft te veroorzaken. Het kost de patiënt dus de minste inspanning om een trigger door verschil in flow te laten detecteren. [30]

De Servo-U laat een continue flow stromen die dient als biasflow om triggers van de patiënt te registreren. Deze biasflow is 2L/min. Wanneer de patiënt zelf een kleine ademteug maakt, wordt

(een deel van) deze biasflow richting de longen gezogen, waardoor de beademingsmachine een afname in flow in de expiratieslang detecteert. De beademingsmachine detecteert dit als trigger, waardoor de machine automatisch een teug start en de patiënt beademd wordt in de frequentie die de patiënt aangeeft. Wanneer deze biasflow niet meer terugkomt bij de beademingsmachine geeft de beademingsmachine disconnectie van de slangen weer. Ook kan de trigger door deze biasflow gedetecteerd worden. [31]

De V60 heeft software om de triggering en ademcyclus te reguleren, deze heet Auto-Trak. Deze kan op twee manieren een trigger waarnemen: als de patiënt voor een volumeverandering zorgt die groter is dan een bepaalde waarde of als de patiënt de expiratoire flow voldoende verstoord. Dit laatste gaat volgens de shape signal method, zie figuur 6. Hierbij wordt er een schaduwtrigger afgeleid van de patiëntenflow. Deze schaduwtrigger heeft vertraging ten opzichte van de patiëntenflow. Door een spontane daling in de expiratoire flow door een inspiratiepoging zal de patiëntenflow de schaduwflow door kruisen wat als een trigger resulteert voor de beademingsmachine [32].

De T1 heeft een vergelijkbaar werkingsmechanisme als de Servo-U, alleen is er geen biasflow. Wanneer er tijdens de expiratie een flow van minstens de ingestelde triggerflow richting de longen loopt, detecteert de T1 dit als een trigger van de patiënt. De inspiratie wordt dan geïnitieerd. [27]



Figuur 6: Shape signal method van de V60 [32].

1.4 Wetenschappelijk kader

Om te bekijken welke theorieën en ideeën er al bestaand over spreken tijdens beademing is er literatuuronderzoek uitgevoerd. Een groot aantal hiervan heeft het effect van eerder kunnen spreken tijdens beademing op de patiënten onderzocht. Uit deze onderzoeken blijkt dat kunnen spreken inderdaad veel voordelen oplevert voor de patiënt en de het revalidatietraject van de patiënt, zoals besproken onder 1.0.2. [7] [8] [11] [12]

Daarnaast wordt er onderzoek gedaan naar spreken met een spreekklep op de IC. Zo is er door Passy et al [33] in 1993 al gekeken naar de efficiëntie van een Passy-Muir® (Irvine, CA) spreekklep voor patiënten die langdurig aan de beademing liggen en evalueert de kwaliteit van de spraak. Alle vijftien patiënten in dit onderzoek ontwikkelde verbeterde communicatie, kregen betere zorg door de hulpverleners en de mentale gezondheid van deze patiënten was beter zonder dat er complicaties optraden. Doordat adequate ventilatie wel verslechtert bij het gebruik van een spreekklep is dit onderzoek maar uitgevoerd bij een specifieke patiëntengroep, die niet 24 uur per dag aan de beademing ligt. Deze methode is dus niet geschikt voor iedere patiënt.

In 2005 is een review [34] geschreven door D.R. Hess over onderzoeken en mogelijke methoden om spraak mogelijk te maken bij patiënten aan de beademing. Allereerst wordt een *Talking Tracheostomy Tube* besproken. De cuff van deze buis is opgeblazen bij inademing en loopt leeg bij uitademing, waardoor er minimale spraak mogelijk is. Dit blijkt in de praktijk niet goed te werken en niet voldoende spraak mogelijk te maken. Ook wordt in dit artikel de spreekklep beschreven. Deze manier van spreken is een goede uitkomst, maar er is alleen spraak mogelijk bij expiratie. Ook is het gevaarlijk als de cuff onvoldoende is leeg gelaten, omdat de inkomende flow dan niet de longen kan verlaten. Het spreken door het leeglaten van de cuff wordt besproken en er wordt aangegeven dat dit een veelbelovende techniek is. Wel is er nog onbekend of de beademingsmachines genoeg kunnen compenseren.

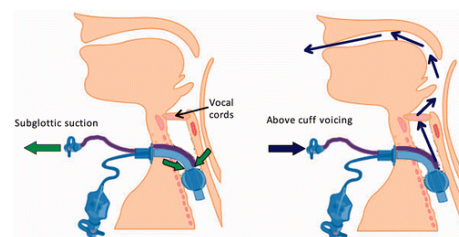
In 2014 is een review geschreven door D.R. Hess en N.P. Altobelli [35] met aanvullingen op het bovenstaande artikel van D.R. Hess. In deze aanvullingen wordt beschreven dat er met wat aanpassingen aan de beademingsmachine spraak mogelijk is bij in- en expiratie met een spreekklep. De klep geeft wel een verminderde veiligheid als er een obstructie in de bovenste luchtwegen ontstaat. Ook is er toegevoegd dat leestijd, waarnemingsscore, verstaanbaarheidsscore, spraakcomfort en ademhaling comfort niet verschillen tussen de patiënten met een spreekklep en patiënten met een leeg gelaten cuff.

Verder is er nog een onderzoek geweest naar de Talking Tracheostomy Tube, het resultaat was dat 9 op de 10 patiënten hoorbare klanken konden produceren en tevreden waren met het hulpmiddel.

Deze aanvullingen zijn allemaal afkomstig uit onderzoeken van Prigent et al. [36] [37] [38] [39]. Daarnaast werd er in 2014 door Bach et al [40] geschreven dat de eerste stap voor een goede revalidatie het leeglaten van de cuff is tijdens de beademing. In 2016 schreef McGrath et al [41]. een artikel over het spreken door een flow door de subglottale afzuigpoort, zie figuur 7. Helaas klinkt vaak de spraak bij deze methode meer als gefluister door de kleine flow. Het voordeel van deze techniek is dat de tracheacanule niet vervangen hoeft te worden en dat deze flow zou bijdragen aan de klaring van subglottische secreties, wat is bevestigd in een ander artikel door McGrath et al [42] uit 2019.

In 2017 is door Sutt et al. [43] onderzoek gedaan naar de veiligheid van het gebruik van de spreekklep. Het grootste gevaar dat bij gebruik van de spreekklep zou kunnen optreden is hyperinflatie. Met behulp van impedantiemetingen worden de geventileerde gebieden van de longen berekend. Wanneer dit gebied significant groter is bij gebruik van een spreekklep ten opzichte van normale beademing is er sprake van hyperinflatie. Aangezien dit niet het geval is wordt er aangetoond dat er geen sprake is van hyperinflatie bij het gebruik van de spreekklep, en wordt het gebruik van de spreekklep als veilig verondersteld.

Ook op het gebied van compensatie van beademingsmachines is er onderzoek gedaan. In 2013 hebben Oto et al. [44] de lekcompensatie van acute care ventilators vergeleken bij invasieve en non-invasieve ventilatie. Hieruit bleek dat er veel verschil zat tussen de beademingsmachines. De V60 kan alle lekken compenseren, net als de PB840. In 2017 hebben Itagaki et al. [45] [46] onderzoeken gedaan naar de lekcompensatie van beademingsmachines bij neonaten. Deze onderzoeken tonen aan dat er maar weinig machines zijn die voor alle mogelijke manieren van lek kunnen compenseren bij volume gereguleerde beademing. Er zit veel verschil in de compensatie van beademingsmachines bij zowel non-invasieve als invasieve methoden. In de onderzoeken wordt aangeraden meer onderzoek te doen naar de verschillen tussen beademingsmachines en de bewustwording van artsen wordt belangrijk geacht.



Figuur 7: Spreken door een subglottale afzuigpoort [41]

1.5 Doel van het onderzoek

1.5.1 Spreken tijdens beademing in het Medisch Centrum Leeuwarden

Het MCL heeft op de IC spreken tijdens beademing mogelijk gemaakt zonder gebruik te hoeven maken van een spreekklep. Hierdoor wordt spreken met beademing als minder intensief ervaren dan spreken met een spreekklep, doordat de patiënt niet van de beademingsmachine afgesloten hoeven worden tijdens het spreken. Op deze manier kan spreken eerder in het revalidatieproces worden gestart, waardoor de genoemde voordelen van spreken tijdens de beademing eerder gestart kunnen worden. Deze voordelen zijn besproken onder subsectie 1.1.2.

De IC van het MCL heeft namelijk een methode ontwikkeld waarbij de patiënt beademd wordt met een (deels) leeggemaakte cuff. Hierdoor kan een deel van de expiratie weglekken richting de stembanden. In tegenstelling tot de spreekklep kan er op deze manier van beademing wel een flow terug naar de beademingsmachine via de expiratieslang. Hierdoor is er geen kans dat er hyperinflatie optreedt en is het voor meer patiënten mogelijk te spreken tijdens de beademing [47]. De inkomende flow blijft de ademhaling ondersteunen [48]. De wetenschappelijke onderbouwing van deze beademingsvorm ontbreekt echter, waardoor deze methode nog niet overgenomen wordt door andere ziekenhuizen. Dit onderzoek is een stap in het vergaren van technische kennis over lekbeademing waarbij verschillende beademingsmachines bekeken worden. Het uiteindelijke doel is om in de toekomst lekbeademing verder toe te passen in de klinische praktijk, zodat de kwaliteit van leven voor de patiënten aan de beademing op de IC verbeterd wordt. Dit onderzoek heeft als doel te bepalen of de hierboven beschreven beademingsmachines voldoende kunnen compenseren voor de grote mate van lek door te bepalen of het TV op peil blijft.

1.5.2 Grens voor voldoende compensatie van het teugvolume

Om te bepalen of een beademingsmachine voldoende kan compenseren worden de TVs die de longen bereiken in een systeem met een oplopende lek vergeleken met de TVs in een systeem zonder

lek.

De beademingsmachines die gebruikt worden hebben geen speciale modus voor de manier van beademen via een tracheostoma met een lekflow. Het is daarom niet realistisch om te verwachten dat de compensatiemechanismen van de machines perfect zullen zijn. Daarnaast hebben de drukinstellingen van de Servo-U een onnauwkeurigheid van 1 cmH₂O ±5% van de ingestelde waarde [49], van de V60 een onnauwkeurigheid van 2 cmH₂O ±4% van de ingestelde waarde [50] en van de T1 een onnauwkeurigheid van 0.75% van de ingestelde waarde of 0.1 cmH₂O (afhankelijk van wat groter is) [27]. De FlowAnalyser PF-300TM (imtmedical AG, CH), die in dit onderzoek gebruikt wordt, heeft ook nog een onnauwkeurigheid van 1,75% [51]. Hierdoor zullen de TVs, ongeacht de lek, ongelijk zijn aan elkaar. Om wel een duidelijke waarde aan te geven vanaf welk punt het compensatiemechanisme onvoldoende is wordt gekozen om een afwijking van 10% in TV als grens te zien. Hierbij zijn de onnauwkeurigheden van de beademingsmachines, FlowAnalyser en de klinische relevantie meegenomen. Het TV dat de longen bereikt in een systeem zonder lek wordt hierbij op 100% vastgesteld, en het TV dat bij een oplopende lek de longen bereikt wordt als percentage hiervan uitgedrukt.

1.6 Onderzoeksvraag

Er is nog veel onduidelijk over het vermogen van beademingsmachines om te compenseren voor veel lekkage. Lekbeademing zoals deze wordt toegepast in het MCL gebeurt in de modus voor maskerbeademing omdat dit altijd met een lekflow gepaard gaat. De lekflow waarbij gesproken kan worden tijdens de beademing is echter veel groter. Het is dus de vraag of het TV dat de longen bereikt met deze grote mate van lekflow voldoende blijft. De hoofdvraag luidt dan ook:

‘In hoeverre compenseren de in het MCL gebruikte beademingsmachines (Maquet Servo-U, Philips Respironics V60 en Hamilton T1) het teugvolume bij een toenemende lekflow bij beademing via een tracheacanule?’

De deelvragen hierbij zijn:

- Welk teugvolume resulteert er uit een vooraf vastgestelde *pressure support* bij een beademingssysteem zonder lekflow?
- Hoe verandert het teugvolume als de lekflow wordt vergroot in een beademingssysteem met lekflow?
- Hoe verhoudt het lekpercentage, weergegeven op de beademingsmachine, zich tot de lekflow die langs de stembanden komt?
- Wat zijn de maximale teugvolumes die de beademingsmachines genereren in een systeem met lekflow en wat is de invloed van de maximale teugvolumes op de longen van de patiënt?
- In hoeverre verandert het minuutvolume en de ademfrequentie bij een toenemend lekpercentage?
- In hoeverre is de bevochtigingsmachine die gebruikt wordt in het MCL in staat te werken bij de flow die geleverd wordt door de beademingsmachines?

1.7 Hypothese

Er wordt verwacht dat de Servo-U goed kan compenseren tot een lek van 80%, aangezien deze machine bij hogere percentages lek geen waarde meer weergeeft voor het TV. Hierdoor wordt er ook geen waarde voor minuutvolume (MV) weergegeven en alarmeert de beademingsmachine. Dit is de reden dat er tot deze lek wordt beademd in het MCL met de Servo-U. De maximale inspiratoire flow van de T1 (260 L/min) is hoger dan die van de Servo-U (200 L/min) en daarom wordt verwacht dat deze ook tot een lekpercentage van 80% goed compenseert. De maximale inspiratoire flow van de V60 is ook hoger dan die van de Servo-U (240 L/min), waardoor wordt verwacht dat deze ook goed kan compenseren tot in ieder geval 80% lek. Ook is de V60 in verschillende

studies [44] [45] [46] onderzocht en hierin is vaak geconcludeerd dat deze beademingsmachine kan compenseren voor grote mate van lek. We verwachten dat deze voldoende kan compenseren voor grote mate van lekflow. We verwachten bij alle beademingsmachines vanaf een lek van 80% een daling in het TV waar te nemen, waardoor de beademingsmachines vanaf dit punt onvoldoende zullen compenseren.

2 Methode

2.1 Simulatiemodel

Om tot een conclusie te komen worden de beademingsmachines onderzocht aan de hand van een simulatiemodel. Dit model simuleert de longen van een patiënt op de IC. Dit is een spierzwakke patiënt. Bij gebruik van dit longmodel kunnen reproduceerbare metingen worden uitgevoerd waarbij de verschillende condities vaste waarden behouden. Op patiënten zou dit niet mogelijk zijn. Verder zou dit onderzoek op patiënten onnodige belasting voor de patiënt veroorzaken. De methode van het onderzoek is in dit hoofdstuk beschreven. Een uitgebreid protocol volgt in appendix A.

2.1.1 Beademingsmachines

De drie in het MCL gebruikte beademingsmachines worden in dit onderzoek vergeleken. Dit zijn de Maquet Servo-U, Philips-Respironics V60 en Hamilton T1. De beademingsmachines bevatten geen software ontworpen voor spreken tijdens beademing en het is onbekend of deze beademingsmachines voor deze grote hoeveelheden van lek kunnen compenseren. Er moet dus worden onderzocht of dit compensatiemechanisme goed werkt door te bepalen welke waarden van flow en TV er nog werkelijk in de longen aankomen, en zo nodig een nieuw soort modus voor op de beademingsmachine worden ontwikkeld die voldoende compensatie kan realiseren.

Iedere beademingsmachine wordt op een modus ingesteld voor drukgecontroleerde beademing, want dat is de meest gebruikte beademingsvorm voor patiënten in het MCL. Daarnaast is dit een veilige beademingsmethode, doordat hierbij de longen niet opgeblazen kunnen worden. Bij gebruik van drukgecontroleerde beademing wordt er een bepaalde druk ingesteld waarop beademd wordt. De beademingsmachine biedt hierbij een flow aan die nodig is om deze druk te bereiken.

Maquet Servo-U

In dit onderzoek wordt de niet-invasieve modus (NIV) voor maskerbeademing gebruikt bij de Servo-U. Bij maskerbeademing lekt er, net als bij het beademen met een leeggemaakte cuff, lucht uit het systeem. De NIV-modus van de Servo-U bepaalt de weggelekte flow en compenseert hiervoor, zodat het TV dat de longen bereikt gelijk zou moeten blijven. De lekflow wordt bij spreken tijdens beademing met de leeggemaakte cuff echter groter verwacht dan bij maskerbeademing. De Servo-U geeft een percentage lek weer, dit percentage is de fractie lekkage van de totale flow. Dit percentage wordt in de rest van dit verslag als mate van lekflow weergegeven.

Ook is er de PS/CPAP modus, een invasieve beademingsmodus voor beademing met een tracheacananule. Deze modus hebben we in het onderzoek gebruikt om het verschil tussen PS/CPAP en NIV zonder lek te bekijken. [31] [52]

Philips Respironics V60

Bij de V60 wordt er beademd met de Spontaneous with timed backup (S/T) modus met AutoTrak+. De S/T modus is een *pressure support* modus voor spontane ademhaling van de patiënt met een tijd-gecontroleerde back-up triggering. AutoTrak+ is de software die zorgt voor handhaving van de juiste triggergevoeligheid en het juiste begin en eind van inspiratie en expiratie, zelfs bij veranderende mate van lek. [53] [32]

Hamilton T1

Bij de T1 wordt er gebruik gemaakt van de SPONT modus. Deze modus is druk ondersteunend en de patiënt zorgt zelf voor de triggering van zijn ademhalingen. Wel is er een back-up frequentie voor als de patiënt lange tijd geen trigger geeft. De triggers worden gedetecteerd door verandering in de flow. Deze modus is bedoeld voor geïntubeerde patiënten en daardoor bevat deze modus twee subopties; spreekklep aan en spreekklep uit. Beide modi worden in de vergelijking van de beademingsmachines meegenomen, zie Appendix A voor de naamgeving. [27] [54]

2.1.2 Simulatielongen

Om dit onderzoek uit te voeren wordt er gebruik gemaakt van QuickLung® Precision Test Lung (IngMar Medical, Pittsburgh, Pennsylvania) om de longen van een patiënt te simuleren. De QuickLung is een instelbare simulatielong voor het testen van beademingsapparatuur. Twee van deze simulatielongen vormen samen met een Y-stuk het longmodel. Er wordt gekozen voor twee simulatielongen, omdat hiermee een grote variatie in totale weerstand en compliantie van het systeem in te stellen is en om reproduceerbare metingen uit te voeren. Door het Y-stuk wordt het longmodel aangesloten op de beademingsapparatuur. [55]

2.1.3 FlowAnalyser

Om het TV te kunnen berekenen die de longen bereikt en de lekflow te kunnen kwantificeren wordt een FlowAnalyser gebruikt. De output van deze machine zijn waarden voor flow en druk. Deze worden gemeten in de tijd en opgeslagen door FlowLab. De FlowAnalyser die in dit onderzoek wordt gebruikt is het vorige model die door de medisch-instrumentele dienst (MID) van het MCL werd gebruikt. De MID gebruikt nu een nieuwer model (Fluke VT 900), waardoor de FlowAnalyser PF-300 voor onderzoek ter beschikking is. Om de betrouwbaarheid van de PF-300 te testen, wordt deze gevalideerd door flow te vergelijken met de Fluke VT 900. Op de Servo-U wordt via de *high-flow* modus een constante flow (tot maximaal 60 L/min) aangelegd en de variatie in flow vergeleken tussen vier metingen. Hieruit blijkt de spreiding van de PF-300 0,022 L/min te zijn. De spreiding van de TV 900 is 0,318 L/min. De PF-300 blijkt betrouwbaarder te zijn en bruikbaar voor ons onderzoek. Voor de instellingen van de FlowAnalyser en FlowLab zie appendix B. [51]



(a) Handschroefclip.



(b) Handschroefclip met ingeklemde buis.



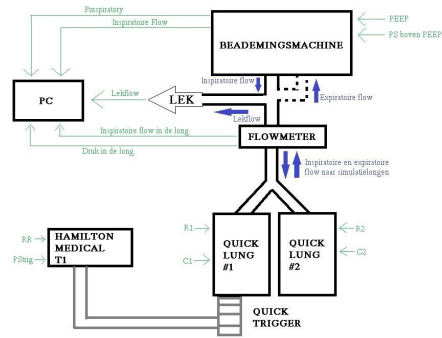
(c) Meetopstelling.

Figuur 8: Onderdelen van de meetopstelling

2.1.4 Aansluiten simulatiesysteem

In dit onderzoek wordt de beademingsmachine aangesloten op een T-stuk, die de beademingsslang in twee delen splitst. Eén deel is aangesloten op een beademingsslang die zorgt voor een variabele lekflow. Deze variabele lekflow wordt verkregen door een beademingsslang in te klemmen in een handschroefclip,

zoals te zien is in figuur 8. Op het tweede deel wordt een filter geplaatst waarop vervolgens een tweede T-stuk bevestigd wordt. Aan dit T-stuk zit een dunne slang die bevestigd wordt aan de *pressure difference* ingang van de FlowAnalyser. In de figuren 9, 8a en 8b voor de meetopstelling. De andere kant zit bevestigd aan de *high-flow* ingang van de FlowAnalyser. Aan de *high-flow* uitgang van de FlowAnalyser wordt het Y-stuk geplaatst, waaraan de twee simulatielongen aangesloten worden. Op de rechter testlongen wordt een QuickTrigger[®] (IngMar Medical, Pittsburgh, Pennsylvania) aangesloten, waarmee de ademhaling getriggerd wordt door een externe beademingsmachine, namelijk een tweede T1.



Figuur 9: Systematische weergave van de meetopstelling.

2.2 Parameters

Voor het simulatiemodel moeten een aantal parameters van tevoren ingesteld worden. Er moeten parameters worden ingesteld op de beademingsmachines, op de simulatielongen, voor de triggering en op de FlowAnalyser. Deze parameters worden in het onderstaand stuk bepaald en veranderen grotendeels niet gedurende het onderzoek. De precieze instellingen zijn terug te vinden in tabel 2.

Parameter	Ingestelde waarde
Beademingsmachine	
PEEP [cmH ₂ O]	8
PS [cmH ₂ O]	5, 8, 11, 14
Zuurstofconcentratie [%]	21
I:E	1:2
I-tijd (V60) [s]	1,5
Stijgtijd (V60)	2
PRamp (T1) [ms]	150
Eind inspiratie [%]	50
Triggersensitiviteit [L/min]	1,6
Simulatielongen	
Compliantie [mL/cmH ₂ O]	10
Weerstand [cmH ₂ O/L/s]	5
Dynamische compliantie [mL/cmH ₂ O]	55,0
Weerstand volgens Servo-U [cmH ₂ O/L/s]	8,9
Triggering	
RR [b/min]	23
Triggervolume [mL]	25

Tabel 2: Overzicht instellingen van de beademingsmachines.

2.2.1 Beademingsmachines

PEEP

Voor de klinische relevantie van het onderzoek wordt een PEEP ingesteld die het meest gebruikt wordt in het MCL. De V60 functioneert met een PEEP van minimaal 8 cmH₂O, omdat de flow hoog genoeg moet zijn om voldoende CO₂ uitwas te creëren. Deze PEEP is overgenomen als

normaalwaarde voor de andere beademingsmachines die gebruikt worden in het MCL en wordt daarom ook gebruikt als waarde voor PEEP in dit onderzoek. Uit onderzoek van Marchese et al. is gebleken dat de PEEP geen invloed heeft op de TVs ongeacht de modus of beademingsmachine [56]. Om ons onderzoek in te perken is er daarom voor gekozen om de PEEP constant te houden.

PS boven PEEP/EPAP ten opzichte van IPAP

De beademingsmachines geven de beademingsdruk verschillend weer. De T1 en Servo-U geven dit weer als een PS boven PEEP. De V60 hanteert IPAP en EPAP. EPAP komt overeen met PEEP, en IPAP is de som van PEEP en PS. Om de invloed te bepalen van verschillende beademingsdrukken wordt gekozen om de PS te variëren. Er wordt gekozen om met vier verschillende drukken te beademen die tragsgewijs oplopen: PS5, PS8, PS11 en PS14. De maximale inspiratoire druk wordt dus 13, 16, 19 en 21 cmH₂O.

2.2.2 Simulatielongen

Voor de dynamische compliantie en de weerstand van de simulatielongen worden dezelfde waarden genomen als de gemeten waarden bij een spierzwakke patiënt op de IC, respectievelijk 57,5 ml/cmH₂O en 5 cmH₂O/L/s. Deze waarden zijn gemiddelden berekend uit patiëntgegevens verkregen door het MCL. De laagst mogelijke compliantie en weerstand die in te stellen zijn op een parallel systeem met beide simulatielongen zijn respectievelijk 10 mL/cmH₂O en 5 cmH₂O/L/s. Deze compliantie op de simulatielongen is in te stellen met een nauwkeurigheid van 20% en de weerstand heeft een onbekende nauwkeurigheid [55]. Om de compliantie en weerstand desondanks nauwkeurig te bepalen, worden de dynamische compliantie en weerstand van het totale simulatiemodel in vier metingen van 6 seconden bepaald door de Servo-U binnen de *pressure control modus*. De uiteindelijk gemeten gemiddelde dynamische compliantie is 55,0 mL/cmH₂O en de gemiddelde weerstand is 8,9 cmH₂O/L/s voor de vier verschillende waarden voor PS samen.

2.2.3 Triggering

Om de werkelijke situatie van de patiënt zo goed mogelijk te simuleren, wordt er gebruik gemaakt van de T1 die aangesloten wordt op de Quicktrigger om een trigger te simuleren. Omdat spierzwakke patiënten niet veel spierkracht kunnen leveren moet deze trigger minimaal zijn. Daarom wordt er gekozen om een triggervolume van 25 mL in te stellen op de T1. Verder wordt de ademfrequentie (RR) ingesteld op 23 beademingen/minuut (b/min). Deze RR is een gemiddelde berekend uit patiëntgegevens die ook gebruikt zijn om de compliantie en weerstand van de longen te bepalen. Ook wijst onderzoek van Akoumianaki et al. uit dat een hoge RR de kans op longbeschadiging laat toenemen, vooral bij zieke longen, dus een te grote RR kiezen zou schadelijk zijn [57].

2.3 Metingen aan het simulatiemodel

Het onderzoek bestaat uit verschillende deelonderzoeken, namelijk bepaling van de nauwkeurigheid van het simulatiemodel, baselinemetingen, kwantificeren van de lekflow en metingen met toenevende lekflow. Deze zullen verder toegelicht worden in onderstaande kopjes.

2.3.1 Bepaling nauwkeurigheid simulatiemodel

Om de interne nauwkeurigheid van het gebruikte simulatiemodel te bepalen worden de invasieve metingen van de Servo-U voor iedere gebruikte PS vier keer herhaald. Deze vier metingen worden vervolgens statistisch met elkaar vergeleken om te onderzoeken of ze significant afwijken.

2.3.2 Baseline meting: onderzoek zonder lekflow

In het eerste deel van het onderzoek wordt het TV en de longdruk gemeten in een systeem zonder lekflow. De metingen zonder lekflow worden uitgevoerd om te bepalen welk TV in de longen aan zou moeten komen. In het systeem zonder lek compenseert de beademingsmachine niet. Daarom worden de metingen met lek vergeleken ten opzichte van het systeem zonder lek. Hiermee wordt bepaald of de beademingsmachine voldoende het TV compenseert voor een bepaalde lekflow. Elke

baselinemeting wordt uitgevoerd in een modus die uitgaat van lekflow. De Servo-U en T1 zijn in de klinische praktijk ingesteld op de invasieve modus wanneer er beademd wordt met opgeblazen cuff zonder lek. De V60 heeft deze modus niet. Om alle beademingsmachines met elkaar te kunnen vergelijken, is besloten om de baseline metingen in dezelfde modus uit te voeren als de metingen met lek.

Bij de Servo-U wordt het verschil tussen de invasieve modus en NIV-modus vergeleken, omdat deze wordt gebruikt in de klinische praktijk bij beademing zonder lek.

2.3.3 Kwantificering van de lekflow

Om de lekpercentages aangegeven door de Servo-U te kwantificeren wordt de lekflow (in L/min) bepaald door de FlowAnalyser bij ieder lekpercentage aangegeven door de Servo-U. Om deze meting te kunnen uitvoeren wordt de Servo-U rechtstreeks aangesloten op de twee testlongen met daartussen een T-stuk. Dit T-stuk splitst de beademingsslang in een deel dat naar de simulatielongen gaat en een deel dat richting de FlowAnalyser gaat. Alvorens dit deel de FlowAnalyser bereikt splitst er nog een deel af naar de *pressure difference* ingang van de FlowAnalyser. Het andere deel wordt aangekoppeld op de *high-flow* ingang van de FlowAnalyser. Zie figuur 10 voor deze meetopstelling.

Om de lekpercentages op de Servo-U te kwantificeren worden deze in stappen verhoogd waarbij elk gemeten lekpercentage wordt genoteerd. De parameters beschreven bij 1.2.4 worden hetzelfde ingesteld als bij de baseline meting. Eerst wordt bij PS5 0% lek gemeten, daarna worden de waarden van lekflow in L/min bij een lek van 25%, 40%, 60%, 80% en 90% genoteerd. Er wordt een poging gedaan om elke waarde van lekflow vervolgens te reproduceren bij een PS van 8, 11 en 14 cmH₂O. Alle hierbij gemeten lekflows bij de weergegeven lekpercentages worden hierbij genoteerd.



(a) Meetopstelling.



(b) Deel van de meetopstelling

Figuur 10: Maquet Servo-U.

2.3.4 Onderzoek met toenemende lekflow

Om het bepalen hoeveel de beademingsmachines kunnen compenseren bij verschillende lekflows, worden op de Servo-U vijf verschillende lekpercentages ingesteld, achtereenvolgens: 0%, 30%, 50%, 70%, 80% en 90%. Naar verwachting kunnen de beademingsmachines onvoldoende compenseren bij een groot lekpercentages, waardoor het lekpercentage met stappen van 10% wordt verhoogd vanaf een lek van 70%. Per PS worden achtereenvolgens de beademingsmachines aan- en afgekoppeld

om de opening van de lek en hierbij horende lekflow constant te houden. De metingen worden in duplex uitgevoerd met een oplopende lek.

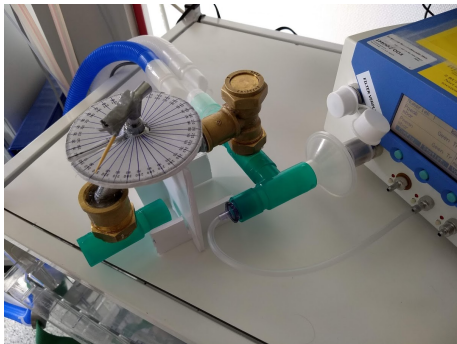
2.4 Keuze kraan voor simulatie lekflow

In ons onderzoek is een model nodig om een lekflow te simuleren. Om een lekflow nauwkeurig af te kunnen stellen naar een vaste grootte hebben we een kraan nodig die reproduceerbare openingen kan creëren. Deze vaste opening zorgt dan bij eenzelfde druk voor een vaste lekflow die het systeem verlaat. Op deze manier kan per PS de opening zo afgesteld worden zodat de lekflow hetzelfde blijft en de uitkomsten achteraf te vergelijken zijn tussen de verschillende machines en de verschillende metingen. Om een goed model te verkrijgen is veel uitgedacht of geprobeerd.

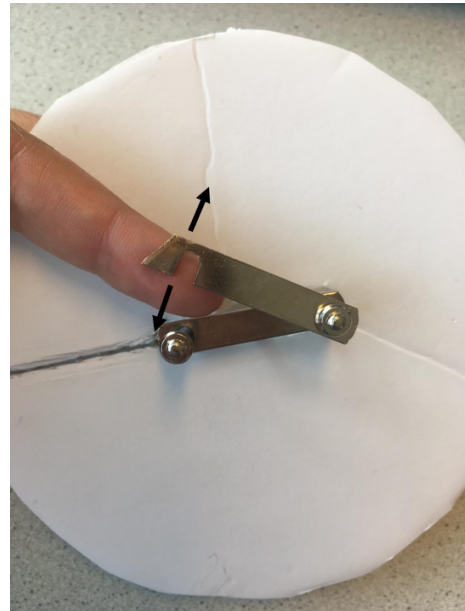
In het MCL zijn veel infuuskraantjes te vinden. Dit zijn kleine kogelkraantjes, die nagenoeg alleen volledig open en dicht kunnen. Aangezien hierbij de lekflow niet voldoende nauwkeurig te reguleren is, zijn deze kraantjes niet geschikt voor ons onderzoek. Om veel nuance in de grootte van de opening te realiseren lijkt een naaldkraan te voldoen. Binnen de periode dat dit onderzoek liep konden wij helaas geen naaldkraan verkrijgen. Als toch voor een naaldkraan gekozen zou worden, moet er gelet worden op de aansluiting van de naaldkraan. Deze kraan heeft namelijk vaak een kleinere diameter in vergelijking met de beademingsmachine, waardoor de interne weerstand wordt verhoogd, wat de lekflow kan beïnvloeden. Uiteindelijk is er een stopkraan aangeschaft, omdat met deze kraan ook nauwkeurige nuance aangebracht zou kunnen worden. Bovenop de stopkraan is een gradenschijf bevestigd om de opening van de kraan op vaste waarden te kunnen variëren en een reproduceerbare lekflow te creëren. Er wordt een wijzer op de kraan bevestigd die de stand van de kraan kan aangeven. Hiernaast zijn alle koppelstukken en mogelijke openingen rondom de stopkraan dicht gekit met Bison Poly Max[®] Crystal Express, om de lek in het systeem te beperken. Zie figuur 11a voor de opstelling. De nauwkeurigheid van de stopkraan is bepaald aan de hand van metingen met de FlowAnalyser, zie appendix A. Hierbij wordt de kraan op verschillende openingen gezet en wordt er bekeken of de lekflow bij een opening van een bepaald aantal graden hetzelfde blijft. Omdat bij lage lekflows de kraan niet constant is, blijkt deze niet voldoende nauwkeurig voor dit onderzoek. Om toch een voldoende nauwkeurig model te krijgen is een ander mechanisme nodig. De medisch instrumentele dienst (MID) heeft geholpen door een beademingslang in te klemmen door middel van een handschroefclip (zie figuur 8a en 8b). Hiermee wordt verwacht dat de lekflow nauwkeurig gereguleerd kan worden. Bovenop de draaiknop van de handschroefclip is een wijzer en schaalverdeling bevestigd om de opening van de kraan te kunnen bepalen. Om stevigheid te bieden is de wijzer op de knop gesoldeerd. De onderkant van de handschroefclip kan open en dichtgedraaid worden om een slang tussen de handschroefclip in te kunnen klemmen (zie figuur 11b). De beademingslang drukt de handschroefclip weer open wanneer deze wordt aangedraaid. Het is belangrijk erop te letten dat de handschroefclip zo wordt geplaatst dat de richting van het opendraaien naar de meetopstelling wijst, zodat deze niet kan opendraaien naar het uiteinde van de slang bij het aandraaien van de handschroefclip, zie figuur 11b. Later bleek ook de beademingslang met de handschroefclip voor lekflow niet op de gradenschaal nauwkeurig reproduceerbaar. Er is gekozen om wel dit model te behouden, maar om de meetvolgorde te veranderen zodat de opening constant blijft bij een vast lekpercentage aangegeven door de Servo-U. Met deze constante opening worden vervolgens alle beademingsmachines op volgorde aan- en afgekoppeld. Door de kalibratiemetingen kunnen deze lekpercentages gekoppeld worden aan een lekflow, omdat deze een direct verband hebben.

2.5 Dataverwerking

Dit onderzoek heeft als doel om de compensatiemechanismen van de verschillende beademingsmachines te vergelijken aan de hand van TVs. Hiervoor moet de data op verschillende manieren geanalyseerd worden.



(a) Opstelling met stopkraan.



(b) Handschroefclip met opening.

Figuur 11: Lekflows gemeten door de FlowAnalyser uitgezet tegen het lekpercentage door de Servo-U.

2.5.1 Verkrijgen van uitkomsten

Met behulp van een geschreven script in MATLAB R2019a (The Mathworks, Natick, MA) wordt de data van de FlowAnalyser ingeladen, om vervolgens de individuele TVs te berekenen. Hieruit wordt het gemiddelde en maximale TV, het MV, de RR en de spreiding van de TVs berekend. Verder wordt de flow als functie van de tijd weergegeven om de functionaliteit van de beademingsmachine te beoordelen. Het script is te vinden in appendix C.

2.5.2 Statistiek

Om te bepalen of de gemeten TVs per PS en lekpercentage significant van elkaar verschillen wordt er gebruik gemaakt van statistiek. Met de *Tests of Normality* en de Shapiro-Wilk toets wordt onderzocht of de verkregen data normaal verdeeld is. Bij normaal verdeelde data wordt de one-way ANOVA uitgevoerd met post hoc Tukey-hsd om te bepalen of er significant verschil zit tussen het TV van de lekken per PS. Bij niet normaal verdeelde data wordt de Kruskal-Wallis toets uitgevoerd om te bepalen of er een significant verschil bestaat. Deze toetsen worden in SPSS (IBM Software Analytics) uitgevoerd.

2.5.3 Naamgeving

De naamgeving van de data is belangrijk bij het verwerken van de data in MATLAB. Op deze manier kan de data systematisch worden ingeladen en kunnen verschillende waarden in een tabel meegenomen worden. Voor de naamgeving zie appendix A. De rest van het verslag noemen we de data zoals in tabel 3.

	Naamgeving	Waarde
Lekflow	Lek0%	0%-3%
	Lek30%	30%±1
	Lek50%	50%±1
	Lek70%	70%±1
	Lek80%	80%±1
	Lek90%	90%±1
Pressure support	PS5	PC boven PEEP 5 cmH ₂ O (Servo-U) IPAP 13 cmH ₂ O (V60) PSupp 5 cmH ₂ O (T1)
	PS8	PS boven PEEP 8 cmH ₂ O (Servo-U) IPAP 15 cmH ₂ O (V60) PSupp 8 cmH ₂ O (T1)
	PS11	PC boven PEEP 11 cmH ₂ O (Servo-U) IPAP 19 cmH ₂ O (V60) PSupp 11 cmH ₂ O (T1)
	PS14	PS boven PEEP 14 cmH ₂ O (Servo-U) IPAP 21 cmH ₂ O (V60) PSupp 14 cmH ₂ O (T1)

Tabel 3: Naamgeving parameters in verslag.

3 Resultaten

3.1 Bepaling nauwkeurigheid meetsysteem

In tabel 4 zijn de uitkomsten van de Kruskal-Wallis toets te zien. Bij een asymptotische significantie onder de 0.05 wordt de nulhypothese verworpen en geconcludeerd dat de metingen significant van elkaar verschillen. In de rij Asymp. Sig. van tabel 4 is dus te zien dat de TVs berekend met de vier metingen bij PS5, PS8 en PS11 significant verschillen, maar deze TVs bij PS14 als hetzelfde gezien kunnen worden.

	PS5	PS8	PS11	PS14
Kruskal-Wallis H	58,404	15,637	54,291	6,914
df	3	3	3	3
Asymp. Sig.	,000	,001	,000	,075

Tabel 4: Kruskal-Wallis toets SPSS.

3.2 Metingen zonder lekflow

Het verschil tussen de invasieve modus en de non-invasieve modus van de Servo-U zonder lek is weergegeven in tabel 5. Hierbij is te zien dat het TV bij de non-invasieve modus telkens hoger is dan bij de invasieve modus.

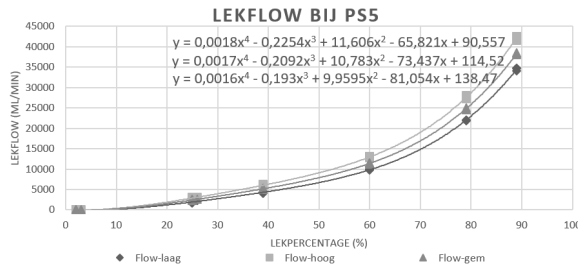
<i>Pressure Support</i>	Non-invasieve modus [mL]	Invasieve modus [mL]	Vershil [mL]	Vershil [%]
5	214,0	202,0	12,0	5,9
8	316,1	304,2	11,9	3,9
11	439,1	417,1	22,0	5,3
14	570,9	544,8	26,1	4,8

Tabel 5: Vershil non-invasieve modus ten opzichte van de invasieve modus bij de Servo-U bij metingen zonder lek. Het percentage verschil wordt berekend met de formule:

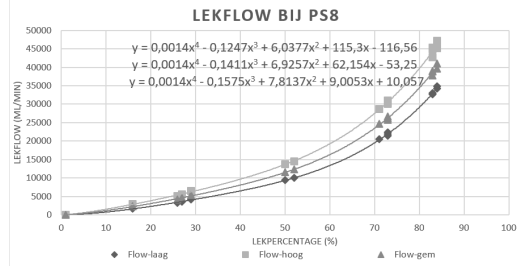
$$\frac{\text{non-invasief} - \text{invasief}}{\text{invasief}} * 100\%$$

3.3 Kwantificering van de lekflow

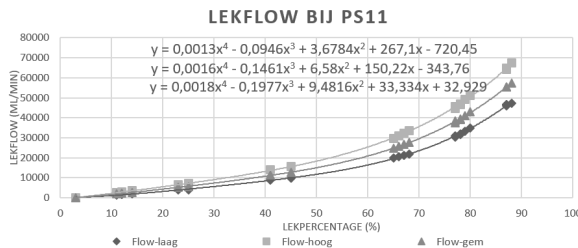
In figuur 12a, 12b, 12c, 12d zijn de lekflows, gemeten door de FlowAnalyser, uitgezet tegen het bijbehorende weergegeven lekpercentage door de Servo-U. Er wordt een trendlijn met polynomisch verband graad 4 weergegeven. Bij PS5 neemt de maximale lekflow toe tot 42,5 L/min, bij PS8 is dit 47,2 L/min, bij PS11 is dit 67,3 L/min, en bij PS14 is het 87,0 L/min. De weergegeven formules kunnen gebruikt worden om de lekflow (y-as) bij een tussenliggend lekpercentage (x-as) te berekenen.



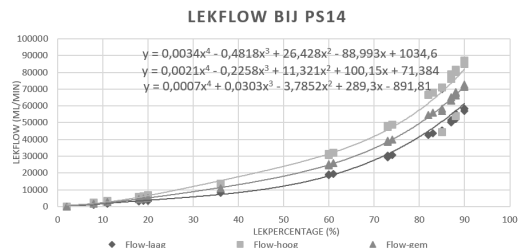
(a) PS5.



(b) PS8.



(c) PS11.



(d) PS14.

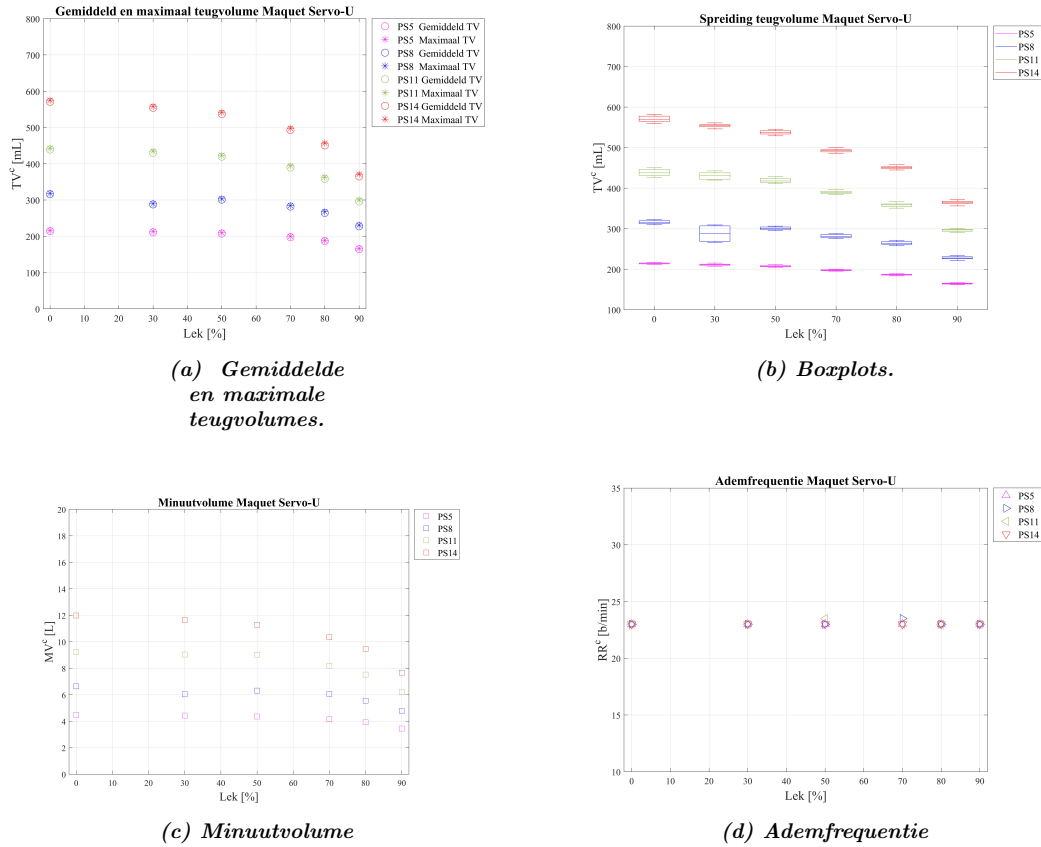
Figuur 12: Lekflows gemeten door de FlowAnalyser uitgezet tegen het lekpercentage door de Servo-U.

3.4 Metingen met toenemende lekflow

3.4.1 Statistische analyse

Met behulp van de *Tests of Normality* (SPSS) is gekeken of de uitkomsten normaal verdeeld zijn. Dit bleek niet het geval. Ook volgens de Shapiro-Wilk toets (SPSS) bleken de uitkomsten niet normaal verdeeld. Daarom is de Kruskal-Wallis toets (SPSS) uitgevoerd om significante verschillen aan te tonen. Het bleek dat alle waarden significant verschillen van de metingen zonder lek (sig. = ,000). Ook is nog een one-way ANOVA met post-hoc Tukey-HSD (SPSS) uitgevoerd om te kijken waar de verschillen zitten, hieruit bleek dat alle lekken afzonderlijk bij elke PS een significant verschil hebben met de meting zonder lek (sig. = ,000).

3.4.2 Maquet Servo-U



Figuur 13: Maquet Servo-U.

In figuur 13a is te zien dat de Servo-U bij PS5 een lichte afname van het TV laat zien tot Lek70%. Bij een hoger lekpercentage wordt de afwijking groter. Bij Lek80% en Lek90% is de afwijking ten opzichte van Lek0% meer dan 10%. Het meeste is de lekflow afgenomen bij Lek90%, daar is nog 76,82% over ten opzichte van Lek0%.

Bij PS8 is er een daling te zien bij Lek30% ten opzichte van Lek0%, er is namelijk nog 91,08% van het TV bij Lek0% over. Hierna stijgt het TV weer tot 95,23% bij Lek50%. Bij grotere lekken daalt het TV, en de laagste waarde bij Lek90% daalt tot 72,01% van Lek0%. Bij Lek70%, Lek80% en Lek90% is het verschil in TV ten opzichte van het TV bij Lek0% groter dan 10%.

Bij PS11 is een daling te zien bij alle lekken ten opzichte van Lek0%. Bij Lek70%, Lek80% en Lek90% is de afwijking ten opzichte van het TV bij Lek0% groter dan 10%. Dit verschil is het grootst bij Lek90%, daar komt nog 67,42% dan het TV bij Lek0% aan in de longen.

In tabel 6 zijn de waarden te zien voor gemiddelde en maximale TV en de afwijking per lek en PS ten opzichte van het TV zonder lek. Bij PS14 is in de daling het grootst ten opzichte van de andere waarden van PS. Bij Lek70%, Lek80% en Lek90% is de afwijking ten opzichte van het TV bij Lek0% groter dan 10%. Bij Lek90% komt het minste TV aan in de longen, dit is nog ongeveer 63,96% van het TV dat bij Lek0% in de longen aankomt.

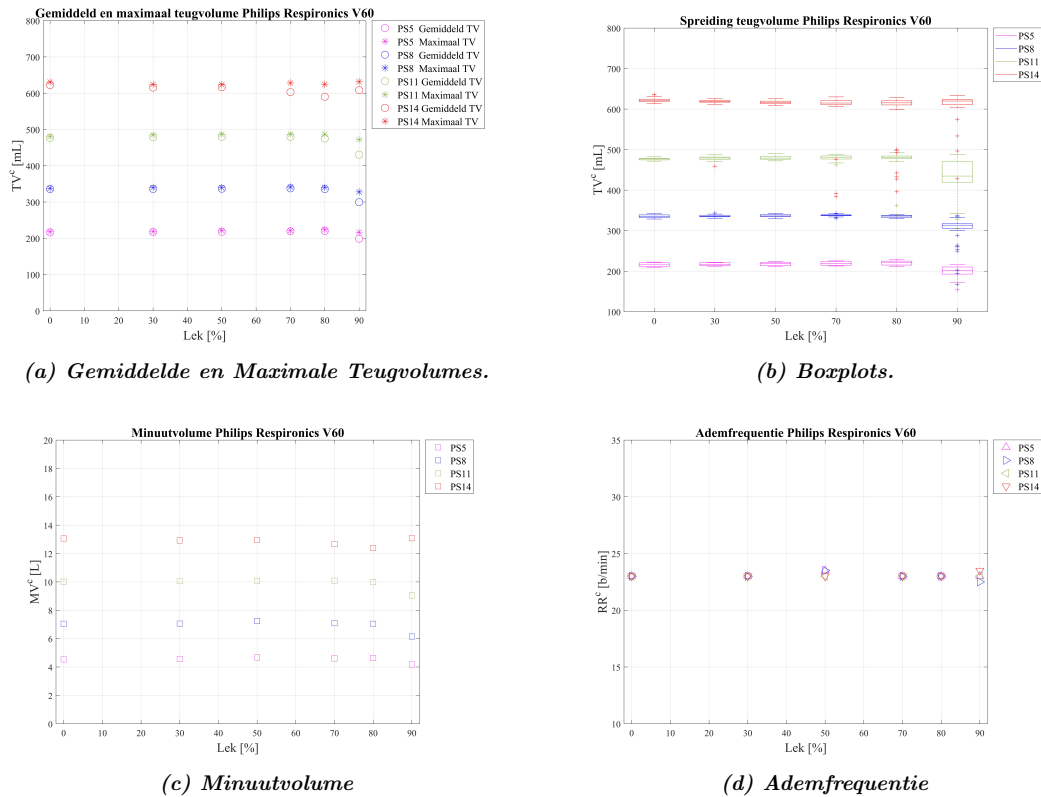
Bij alle verschillende waarden van PS wijkt het maximale TV minimaal af van het gemiddelde TV. In figuur 13b is te zien dat spreiding minimaal is, alleen bij PS8 Lek30% is een grote spreiding te zien. In figuur 13d is te zien dat de RR constant 23 b/min is met een afwijking van 0,5 b/min.

Tijdens het meten is te zien dat de Servo-U de triggers iedere keer opmerkt. Ook is in figuur 13c te zien dat het MV afneemt bij een grotere lek voor elke PS.

<i>Pressure Support</i> [cmH ₂ O]	Lek [%]	Gemiddelde Teugvolume [mL]	Maximaal Teugvolume [mL]	Percentage Gemiddeld Teugvolume [%]	Percentage Afwijking TVmax [%]
5	0	214,0	216,0	100,00	0,91
	30	211,0	213,4	98,59	1,15
	50	207,6	209,8	97,00	1,07
	70	197,5	199,7	92,30	1,11
	80	186,7	188,7	87,25	1,03
	90	164,4	166,5	76,82	1,28
8	0	316,0	318,5	100,00	0,79
	30	287,8	290,1	91,08	0,77
	50	300,9	303,3	95,23	0,78
	70	282,0	284,4	89,26	0,84
	80	264,4	267,7	83,67	1,24
	90	227,5	230,9	72,01	1,45
11	0	439,2	442,7	100,00	0,80
	30	430,5	434,8	98,04	0,98
	50	419,6	423,1	95,55	0,83
	70	389,6	394,0	88,71	1,14
	80	358,5	362,9	81,62	1,21
	90	296,1	300,2	67,42	1,36
14	0	570,8	574,7	100,00	0,69
	30	554,3	558,1	97,12	0,69
	50	537,2	541,6	94,11	0,81
	70	492,9	497,9	86,36	1,00
	80	450,6	456,9	78,95	1,37
	90	365,1	371,1	63,96	1,61

Tabel 6: Resultaten Servo-U.

3.4.3 Respironics V60



Figuur 14: Philips Respironics V60.

In figuur 14a is te zien dat de V60 bij PS5 een constant TV levert tot en met Lek80%, waarna een daling tot 91,98% van Lek0% ontstaat bij Lek90%. De afwijking van het geleverde TV wordt niet groter dan 10% ten opzichte van Lek0%, te zien in tabel 7. Het maximale TV wijkt minimaal af van het gemiddelde TV. De grootste afwijking is bij Lek90% en deze is 8,26% hoger ten opzichte van het gemiddelde.

Bij PS8 blijft het TV ook nagenoeg gelijk tot en met Lek80%, bij Lek90% daalt het TV tot 89,30% van Lek0%. Het maximale TV wijkt minimaal af van het gemiddelde TV, behalve bij Lek90% waar de afwijking 8,62% is.

Bij PS11 blijft het TV gelijk tot Lek80%, bij Lek5 is het TV nog 90,38% van het TV bij Lek0%. Het maximale TV wijkt minimaal af van het gemiddelde TV tot Lek80%, bij Lek90% is deze afwijking 8,76%.

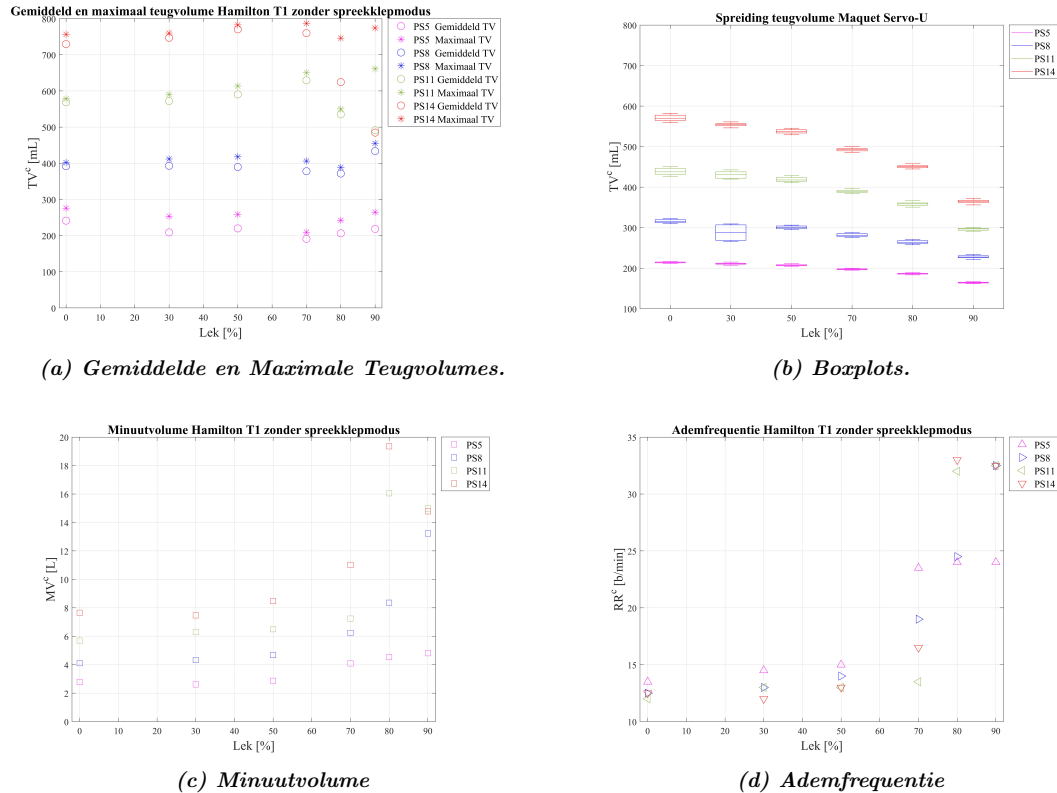
Bij PS14 is een lichtelijke daling te zien tot en met Lek80%, waarbij nog 94,88% van het TV bij Lek0% over is. Bij Lek90% is er een stijging te zien, maar het TV stijgt tot 97,78% van Lek0%. Het maximale TV wijkt minimaal af van het gemiddelde TV tot en met Lek70%. De afwijking is het grootst bij Lek80%, waar dit 5,46% is.

In figuur 14d is te zien dat de RR voor iedere Lek en PS gemiddeld 23 b/min is, met af en toe een afwijking van 0,5 b/min positief en negatief. Tijdens de metingen is opgevallen dat de machine toch af en toe de trigger niet opmerkte. Het MV blijft ongeveer gelijk per PS wanneer de lek verhoogd wordt, zoals zichtbaar is in figuur 14c.

<i>Pressure Support</i> [cmH ₂ O]	Lek [%]	Gemiddelde Teugvolume [mL]	Maximaal Teugvolume [mL]	Percentage Gemiddeld Teugvolume [%]	Percentage Afwijking TVmax [%]
5	0	216,2	218,3	100,00	0,96
	30	217,2	218,8	100,48	0,73
	50	217,6	221,4	100,68	1,72
	70	219,3	221,2	101,44	0,88
	80	220,3	223,9	101,93	1,60
	90	198,8	216,7	91,98	8,26
8	0	335,5	337,8	100,00	0,68
	30	336,0	339,8	100,12	1,13
	50	336,8	339,8	100,37	0,88
	70	337,7	341,6	100,64	1,14
	80	335,6	340,4	100,03	1,39
	90	299,6	327,9	89,30	8,62
11	0	476,5	480,8	100,00	0,89
	30	478,7	484,8	100,46	1,26
	50	479,8	487,0	100,70	1,47
	70	479,9	487,1	100,71	1,47
	80	475,1	487,2	99,70	2,49
	90	430,7	472,0	90,38	8,76
14	0	622,1	630,7	100,00	1,37
	30	615,4	624,2	98,91	1,42
	50	616,5	623,0	99,09	1,04
	70	602,9	628,2	96,90	4,03
	80	590,3	624,4	94,88	5,46
	90	608,3	631,5	97,78	3,67

Tabel 7: Resultaten V60.

3.4.4 Hamilton T1 zonder spreekklepmodus



Figuur 15: Hamilton T1 zonder spreekklepmodus.

In figuur 15a is te zien dat bij PSS5 het TV nagenoeg gelijk blijft wanneer de lek lekkage toeneemt. De grootste afwijking is aanwezig bij een lek van 70%, hierbij is 79,16% van het TV over. Na deze afname neemt het TV weer toe tot 93,33% bij Lek90%. De maximale afwijking van het maximale TV ten opzichte van het gemiddelde TV is 17,54% bij Lek30%.

Bij PSS8 is te zien dat het TV licht daalt tot 94,81% bij Lek80%. Bij Lek90% stijgt het TV weer tot 110,62% van het TV bij Lek0%. De maximale afwijking tussen het maximale TV en het gemiddelde TV is 6,94% bij een lek van 70%.

Bij PSS11 loopt het TV op tot Lek70%, waarbij het TV 110,68% is van het TV bij Lek0%. Na Lek70% daalt het TV tot onder het TV van een systeem zonder lek. Het TV bij Lek90% is 86,38% van het TV bij Lek0%. Het maximale TV wijkt telkens minimaal af van het gemiddelde TV, behalve bij een lek van 90%, daarbij is het verschil tussen het maximale TV en het gemiddelde TV 25,70%.

Bij PSS14 is een sterke daling van het TV te zien wanneer de lek hoger wordt dan 70%. Tot Lek70% blijft het TV ongeveer constant, maar stijgt het een beetje ten opzichte van het TV in een systeem zonder lek. Wanneer het lekpercentage oploopt tot 90% daalt het TV tot 66,46% van het TV bij Lek0%. Het maximale TV wijkt weinig af van het gemiddelde TV tot een lek van 80%. Bij Lek80% is het verschil 16,29%, en bij Lek90% is dit verschil 37,36%.

In tabel 8 is te zien dat het gemiddeld TV op meerdere plaatsen meer dan 10% afwijkt van het TV zonder lek. Hierin valt slecht een verband te zien.

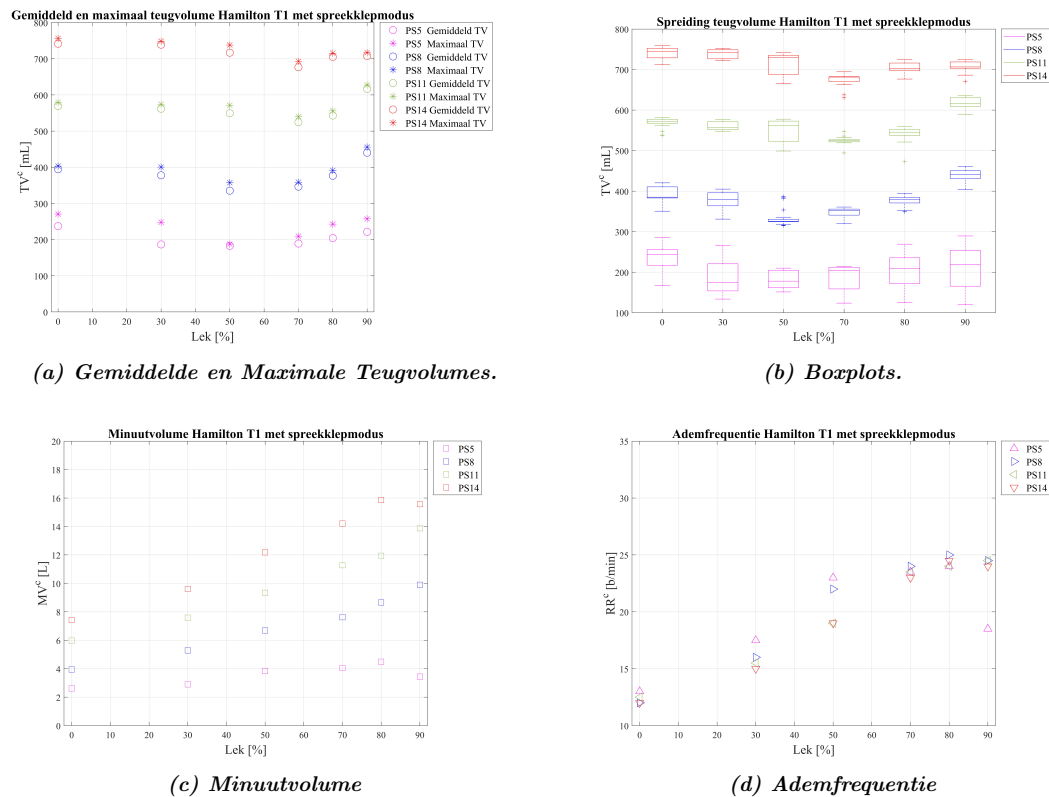
In figuur 15d is te zien dat de RR bij Lek0% tussen 12-13,5 b/min is. Wanneer de lek wordt

verhoogd stijgt deze waarde; bij PS5 tot 24 b/min bij PS5 en bij PS 8, PS11 en PS14 tot 32,5-33 b/min. In figuur 15c is te zien dat het MV stijgt wanneer de lek wordt vergroot, behalve bij PS11 en PS14. Bij deze waarden is een daling van het MV te zien wanneer de lek wordt vergroot tot 90%.

<i>Pressure Support</i> [cmH ₂ O]	Lek[%]	Gemiddelde Teugvolume [mL]	Maximaal Teugvolume [mL]	Percentage Gemiddeld Teugvolume [%]	Percentage Afwijking TVmax [%]
5	0	241,4	275,8	100,0	12,5
	30	208,9	253,4	86,5	17,6
	50	219,9	258,5	91,1	14,9
	70	191,1	209,4	79,2	8,7
	80	206,3	242,3	85,5	14,8
	90	218,5	264,6	90,5	17,4
8	0	392,0	401,8	100,0	2,4
	30	393,1	411,9	100,3	4,6
	50	389,8	417,8	99,4	6,7
	70	377,9	406,1	96,4	6,9
	80	371,7	388,7	94,8	4,4
	90	433,6	455,0	110,6	4,7
11	0	568,6	578,1	100,0	1,6
	30	572,0	590,1	100,6	3,1
	50	590,3	613,6	103,8	3,8
	70	629,4	650,3	110,7	3,2
	80	535,1	550,2	94,1	2,7
	90	491,2	661,1	86,4	25,7
14	0	729,4	756,4	100,0	3,6
	30	747,0	759,9	102,4	1,7
	50	770,3	782,7	105,6	1,6
	70	759,8	786,7	104,2	3,4
	80	624,4	745,9	85,6	16,3
	90	484,8	773,9	66,5	37,4

Tabel 8: Resultaten T1 zonder spreekklepmodus.

3.4.5 Hamilton T1 met spreekklepmodus



Figuur 16: Hamilton T1 met spreekklepmodus.

In figuur 16a is te zien dat bij PS5 het TV van de T1 met spreekklepmodus tot en met Lek50% daalt naar 77,00% van het TV bij Lek0%. Vervolgens stijgt het TV wanneer de lek verhoogd wordt en is deze bij Lek90% weer 93,33% van het TV bij Lek0%. De grootste afwijking tussen het maximale TV en het gemiddelde TV is aanwezig bij Lek30%, waar dit verschil 24,69% is.

Bij PS8 is te zien dat het TV tot en met Lek50% daalt tot 85,00% van het TV van Lek0%. Vervolgens stijgt het TV tot meer dan het TV bij Lek0%, namelijk tot 111,61% bij Lek90%. Het maximale verschil tussen TV_{max} en TV_{gem} is 6,18% bij een lek van 50%.

Bij PS11 neemt het TV af tot en met Lek70%, waarbij het TV 92,13% is van het TV bij Lek0%. Daarna is er een stijging van het TV te zien en is het weer 108,30% van het TV zonder lek. Het maximale TV wijkt maximaal 3,82% af van het gemiddelde TV.

Bij PS14 daalt het TV tot en met Lek70% tot 91,22% van het TV van Lek0%. Vervolgens stijgt het TV bij een lek van 90% weer tot 95,43% van het TV van Lek0%. Het maximale TV wijkt bij een lek van 50% slechts 2,86% af.

In figuur 16d is te zien dat de RR bij een Lek0% telkens 12 b/min is, en dat deze oploopt wanneer het percentage lek wordt verhoogd. De maximale RR bij een systeem met 90% lek ligt telkens rond de 25 b/min. In figuur 16c is te zien dat MV toeneemt wanneer het lekpercentage groter wordt. Tijdens de meting is te zien dat de T1 met spreekklepmodus de triggers niet opmerkt.

In tabel 9 is te zien dat bij PS5 Lek30%, Lek50%, Lek70% en Lek80% er een afwijking van meer dan 10% is ten opzichte van het TV zonder lek. Ook is te zien dat bij PS8 Lek50% en Lek70% het TV een grotere afwijking heeft dan 10% ten opzichte van het TV zonder lek.

<i>Pressure Support</i> [cmH ₂ O]	Lek[%]	Gemiddelde Teugvolume [mL]	Maximaal Teugvolume [mL]	Percentage Gemiddeld Teugvolume [%]	Percentage Afwijking TVmax [%]
5	0	237,3	270,6	100,00	12,29
	30	186,6	247,8	78,65	24,69
	50	182,7	187,8	77,00	2,68
	70	189,1	209,3	79,68	9,65
	80	204,1	242,9	86,01	15,95
	90	221,5	257,4	93,33	13,96
8	0	394,4	403,1	100,00	2,16
	30	377,8	400,7	95,77	5,72
	50	335,3	357,4	85,00	6,18
	70	346,5	358,6	87,84	3,39
	80	376,5	391,3	95,44	3,80
	90	440,3	455,8	111,62	3,42
11	0	569,3	579,2	100,00	1,71
	30	561,9	574,3	98,70	2,15
	50	549,4	571,2	96,51	3,82
	70	524,5	539,8	92,13	2,84
	80	542,9	556,0	95,36	2,35
	90	616,6	627,6	108,30	1,76
14	0	741,6	756,3	100,00	1,95
	30	738,9	748,4	99,64	1,27
	50	716,8	737,9	96,65	2,86
	70	676,5	693,0	91,22	2,38
	80	705,0	715,3	95,07	1,43
	90	707,7	716,7	95,43	1,26

Tabel 9: Resultaten T1 met spreekklepmodus.

4 Discussie

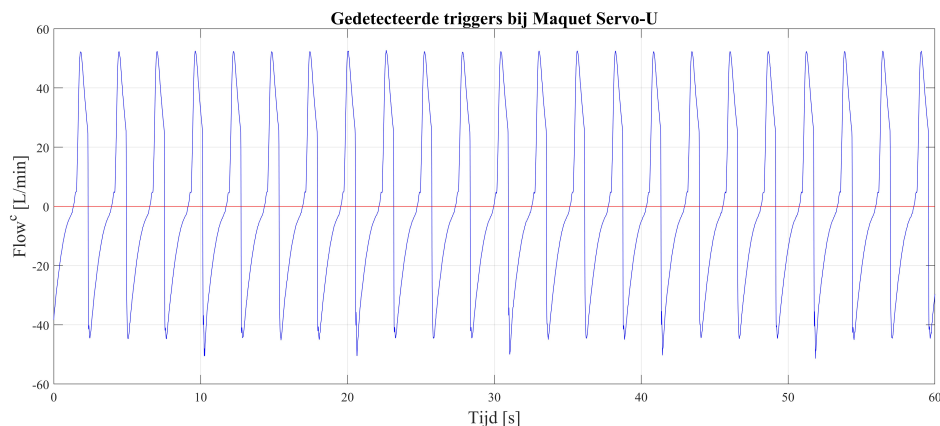
4.1 Compensatiemechanisme en functionaliteit van de beademingsmachines

Het doel van dit onderzoek is om uitspraak te doen over de mate van compensatie door het TV dat de longen bereikt te onderzoeken in de omstandigheden van beademing met een oplopende lekflow voor de verschillende beademingsmachines bij vier beademingsdrukken. Wanneer het TV dat de longen bereikt meer dan 10% afwijkt van het TV bij een systeem zonder lek, wordt zoals eerder besproken verondersteld dat het compensatiemechanisme niet voldoet. In de resultaten staan de TVs per beademingsmachine en per PS beschreven. Naast deze TVs is de triggerrespons, en de daarmee samenhangende RR, ook van invloed op de functionaliteit van de beademingsmachines voor spreken tijdens beademing. In de discussie worden de bevindingen besproken en wordt teruggekeken op de methode en resultaten.

4.1.1 Maquet Servo-U

Zoals te zien is in tabel 6 voldoet het compensatiemechanisme van de Servo-U bij een PS van 5 cmH₂O tot en met een lek van 70%. Bij de andere waarden van PS is te zien dat het compensatiemechanisme voldoet tot en met een lek van 50%. Zoals is beschreven wordt verwacht dat de machine tot 80% voldoende kan compenseren. Omdat de Servo-U voor een PS hoger dan 5 cmH₂O enkel tot en met een lek van 50% voldoende kan compenseren, wordt aangeraden om bij deze waarde van PS niet met een lek boven de 50% te beademen.

De Servo-U detecteert elke triggerpoging, ongeacht de drukken of lekpercentages, waardoor de inspiratie telkens start wanneer de patiënt zelf een trigger initieert. De gedetecteerde triggers in het adempatroon zijn zichtbaar in figuur 17. Hoe groter de trigger van de patiënt is, hoe groter het TV is dat in de longen van de patiënt aankomt. Zo zou een tekort aan TV gecompenseerd kunnen worden door een grotere trigger van de patiënt. De patiënt zal dan zelf dus meer kracht moeten leveren om het tekort in TV aan te vullen, waardoor het ademen tijdens het spreken zwaarder wordt. Dit kan resulteren in een kortere tijd dat spreken tijdens de beademing mogelijk is, omdat de patiënt dit fysiek niet lang volhoudt.



Figuur 17: De Servo-U detecteert elke trigger. Dit voorbeeld is de tweede meting bij Lek70% en PS14.

In figuur 13b zijn boxplots te zien waarin de spreiding van de waarden van TV zijn weergegeven per PS en lek. De spreiding is niet groot, wat betekent dat de beademingsmachine een redelijk constant TV levert bij een trigger met constante grootte. Wel is te zien dat bij PS8 Lek30% de spreiding groter is. Als er wordt gekeken naar de dataset is te zien dat er bij PS8 Lek30% een verschil aanwezig is tussen de eerste en tweede meting. De eerste meting ligt 12,4% lager dan de tweede meting. De tweede meting ligt in de lijn van verwachting. Deze waarden zijn te zien in tabel 10. Gekeken naar alle losse TVs bij PS8 Lek30% zijn deze bij de eerste meting constant lager dan

bij de tweede meting. Het komt dus niet door één afwijkend TV dat bij de eerste meting het TV lager is dan bij de tweede meting. Door de afwijking wordt de spreiding van de gemeten waarden van TV groter. Deze afwijking kan veroorzaakt worden doordat de eerste metingen zijn uitgevoerd zonder bacterie-virusfilter op de plek waar de expiratieslang op de Servo-U wordt aangesloten en tweede metingen met dit filter zijn uitgevoerd, zie figuur 18.

Lek[%]	Teugvolume meting 1 [mL]	Teugvolume meting 2 [mL]
0	319,6	312,4
30	268,8	306,9
50	304,2	297,6
70	285,5	278,6
80	267,6	261,6
90	230,4	224,7

Tabel 10: Verschil tussen de eerste en tweede meting bij PS8 voor verschillend lek voor de Servo-U.

Omdat er een Protection Filter (zie figuur 18) op een andere plaats in het systeem aanwezig is, leek het bacterie-virusfilter overbodig. Later in het proces werd erop gewezen dat het bacterie-virusfilter toch

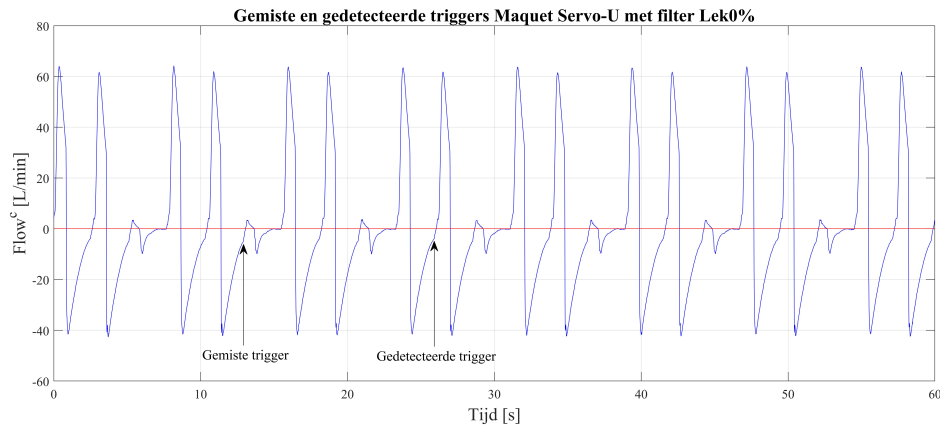
nodig is om de beademingsmachine schoon te houden. Bij de tweede metingen is het bacterie-virusfilter toegevoegd tussen de expiratieslang en de Servo-U. Dit filter lijkt het aangegeven lekpercentage door de Servo-U bij een constante opening niet te beïnvloeden. De interne afwijking tussen de eerste en tweede meting blijkt 1,64% te zijn, waarin de eerste meting systematisch hoger is dan de tweede meting. Daarnaast is er in de meeste gevallen een statistisch verschil is tussen de eerste en tweede meting. Dit is echter niet bij elke lek en PS het geval, maar wel voor de meeste waarden dus noemen we het een statistisch significant verschil. Omdat de data niet normaal verdeeld is, wordt voor het bepalen of er een significant verschil aanwezig is wordt Kruskal-Wallis toets gebruikt. Omdat dit significant verschil tussen de eerste en tweede meting ook bij PS14 aanwezig is en daar in beide gevallen geen filter aanwezig is bij de metingen, kunnen we zeggen dat niet alleen het filter verantwoordelijk is voor het verschil tussen beide metingen.



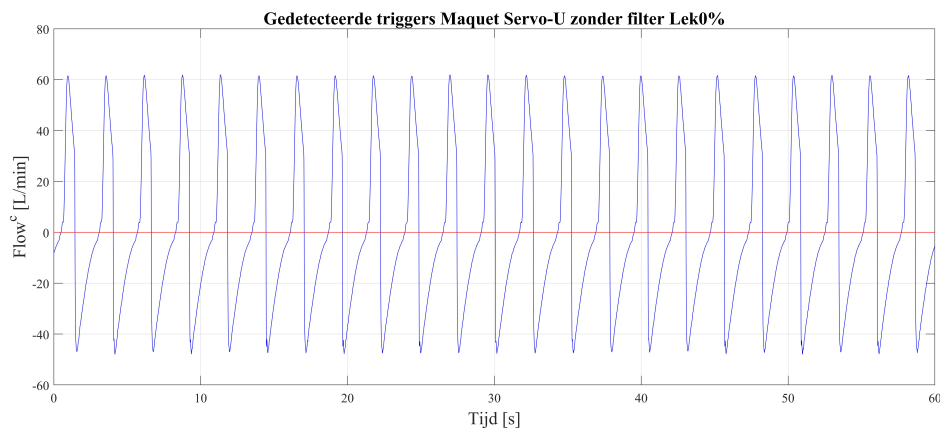
Figuur 18: Het Protection Filter.

Pas bij de tweede metingen van PS14 is opgemerkt dat er een filter in het systeem is toegevoegd, doordat niet meer iedere trigger werd opgemerkt. In figuur 19 is te zien dat de trigger niet wordt gedetecteerd, doordat de trigger geïnitieerd wordt op het moment dat er nog een expiratieflow is. Om te kijken of het filter de oorzaak is van het missen van de triggers, is op dat moment het filter uit het systeem verwijderd. In figuur 20 is te zien dat wanneer dit filter uit het systeem wordt verwijderd, de trigger wel gedetecteerd wordt om de inspiratie te initiëren. De weerstand van het filter beïnvloedt de biasflow waardoor de trigger niet wordt opgemerkt. Wanneer het filter wordt verwijderd verandert ook het lekpercentage aangegeven door de Servo-U. Dit lekpercentage is daarna weer op de gewenste waarde gezet. Doordat we vaste lekpercentages instellen heeft het filter geen invloed op de lekflow. Het filter zit in de klinische praktijk in het beademingscircuit, waardoor een trigger van 25 mL bij een patiënt die beademd wordt met een PS van 14 cmH₂O niet voldoende zal zijn om een inspiratie te initiëren.

Al met al compenseert de Servo-U tot en met een lek van 50% voldoende voor de TVs. Indien genoeg wordt genomen met een kortere spreektijd voor de patiënt en de patiënt in staat is om voldoende kracht te leveren om een trigger te initiëren die het tekort in TV compenseert, is de Servo-U ook bruikbaar voor spreken tijdens beademing met hogere lekken. Wel moet rekening gehouden worden met het oppakken van een trigger bij een PS van 14 cmH₂O.



Figuur 19: De Servo-U met bacterie-virusfilter detecteert niet iedere trigger bij tweede meting, Lek0% en PS14. De triggers worden gemist doordat er bij de start van de trigger nog expiratieflow is, waardoor de trigger niet wordt gedetecteerd door de Servo-U.



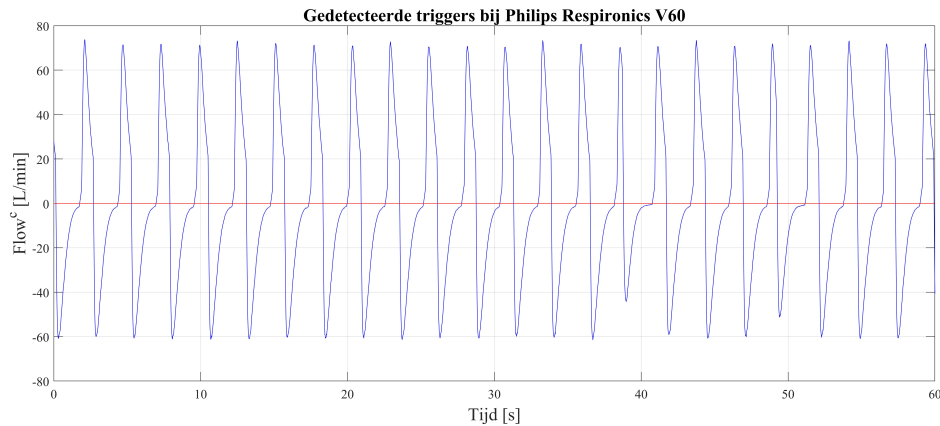
Figuur 20: De Servo-U zonder bacterie-virusfilter detecteert iedere trigger bij tweede meting, Lek0% en PS14.

4.1.2 Philips Respironics V60

In tabel 7 is te zien dat het compensatiemechanisme van de V60 bij een PS van 5, 11 en 14 cmH₂O minder dan 10% afwijkt ten opzichte van Lek0%. Hieruit kan worden geconcludeerd dat het compensatiemechanisme bij deze waarde van PS en PEEP voldoende werkt. Bij een PS van 8 cmH₂O is te zien dat bij een lek van 90% er nog 89,30% van het initiële TV in de longen komt. Deze afwijking ten opzichte van de drempelwaarde van 10% die gehanteerd wordt is minimaal. Hierdoor kan worden geconcludeerd dat de V60 een voldoende compensatiemechanisme heeft om tot en met 90% lek te beademen. We verwachten dat de machine meer lek kan compenseren dan deze 90% aangezien de machine aangaf dat hierbij 93 L/min weglekte. De machine zou tot 200 L/min lek moeten kunnen compenseren, zie tabel 1.

De beademingsmachine detecteert de trigger voor iedere Lek en PS, wat resulteert in een constante RR van 23 b/min. Het adempatroon is weergegeven in figuur 21, waarin te zien is dat elke trigger wordt gedetecteerd. Dit is prettig voor een patiënt, omdat op het moment dat de patiënt een trigger levert de machine ook daadwerkelijk een ademdeug levert.

In figuur 14b is te zien dat de spreiding van de geleverde waarden van TV niet erg groot is, behalve bij een lek van 90%, waarbij vooral bij een PS van 11 cmH₂O de spreiding groot is. De gemiddelden van de eerste en tweede meting liggen dicht bij elkaar, maar de afzonderlijke TVs hebben een grote spreiding. Deze spreiding is niet te wijten aan één afwijkend TV. In figuur 22 is te zien dat een lage waarde voor TV komt door een afwijkende vorm van de teug, te zien als derde

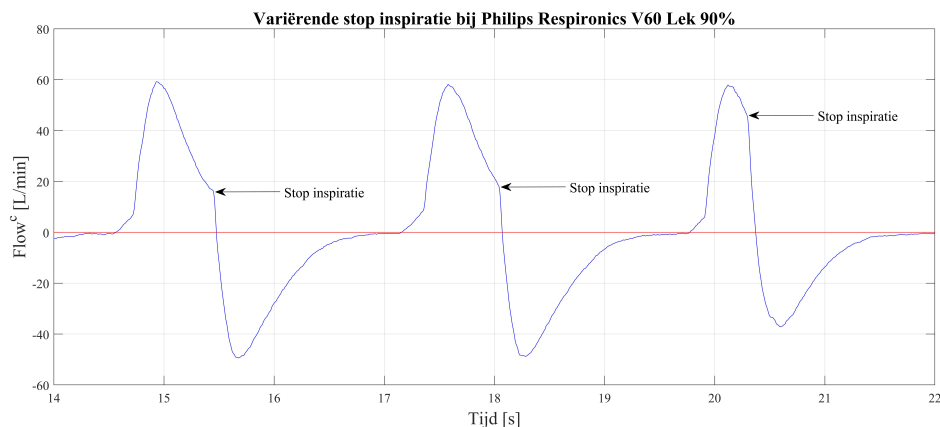


Figuur 21: De V60 detecteert iedere trigger. Voorbeeld gegeven van de tweede meting bij Lek70% en PS14.

teug in het figuur. Deze teug heeft dan een kortere tijdsduur en een iets lagere piekflow. Deze kortere tijdsduur komt doordat de inspiratie op een eerder moment wordt afgebroken door de beademingsmachine en de expiratieklep opengaat. Auto-Trak26 bepaalt wanneer de expiratie begint. Er zijn vier momenten die bepalend zijn voor Auto-Trak om de expiratie te initiëren, namelijk:

- De expiratie inspanning van de patiënt verstoort de vorm van de inspiratoire flow voldoende;
- De inspiratieflow kruist de SET (spontaneous exhalation threshold), deze wordt bij elke ademteug opnieuw bepaald;
- 3 seconden na het IPAP-level (een back-up beveiligingsmechanisme);
- Wanneer een omkering van de flow plaatsvindt, wat veroorzaakt kan worden door een masker- of mondkleef.

Om de korte ademteugen te verklaren lijken de laatstgenoemde en SET op het eerste oog het meest waarschijnlijk. De omkering van de flow zou echter ook plaats moeten vinden bij de andere waarden van PS bij een lek van 90%, maar omdat dit alleen het geval is bij PS11 lijkt dit onwaarschijnlijk de oorzaak. De SET wordt per teug bepaald en zou dus een oorzaak kunnen zijn voor de kleinere ademteugen door eerdere stop van de inspiratie. We kunnen niet achterhalen hoe SET precies het moment van expiratie berekend, omdat dit een bedrijfsgeheim is.



Figuur 22: Variërende stop van de inspiratie bij de V60 in de tweede meting, Lek90% en PS11 zorgen voor een kleiner teugvolume.

Het nadeel van de V60 is dat de interne turbine geluidsoverlast creëert. Daarnaast hebben patiënten last van een “tochtgevoel” die wordt veroorzaakt door de grote lekflow die door de expiratieklep

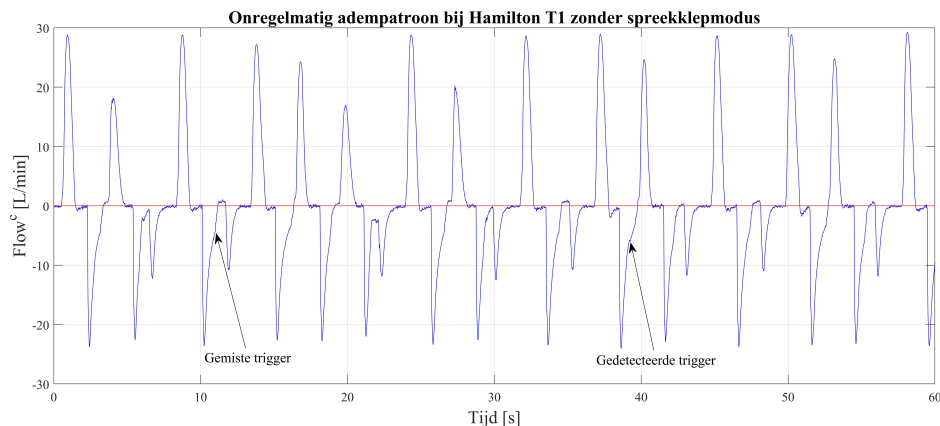
de kamer in komt.

Kortom, de V60 detecteert iedere trigger, dus de triggersensitiviteit van de V60 is voor iedere druk en lek voldoende. Afgezien van de geluidsoverlast is dankzij de voldoende trigger respons en het voldoende compensatiemechanisme de V60 klinisch functioneel voor spreken tijdens beademing.

4.1.3 Hamilton T1 zonder spreekklepmodus

Het TV bij lekbeademing schommelt bij elke PS willekeurig tussen de 80% en de 110% ten opzichte van het TV zonder lek, zoals te zien in tabel 8. Hierbij is er vaak een afwijking van 10% of meer te zien ten opzichte van het TV zonder lek. Omdat hierin geen patroon te herkennen is en er een grote spreiding is binnen de TVs, is het lastig te bepalen vanaf welk punt de machine niet meer voldoende kan compenseren.

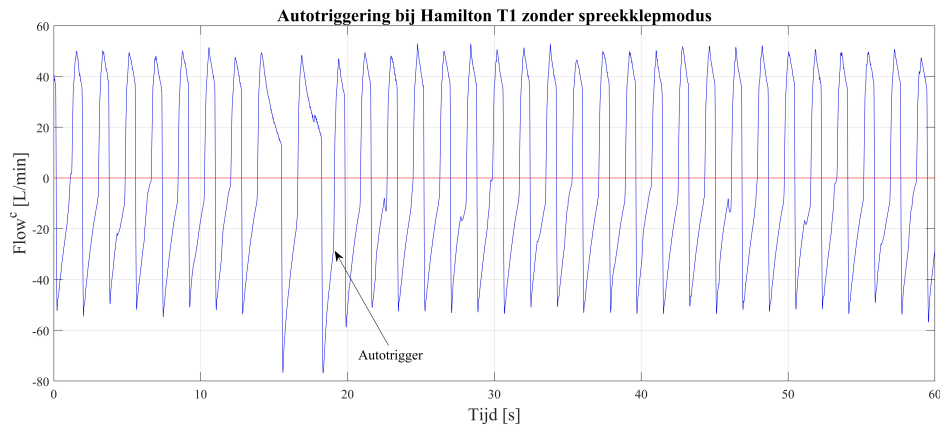
In tabel 8 is te zien dat de T1 zonder de spreekklepmodus onregelmatig beademd. De variërende RR komt doordat de T1 de trigger soms wel en soms niet gedetecteerd wordt. Figuur 23 is een voorbeeld waarin de trigger soms wel en soms niet wordt gedetecteerd. Dit resulteert in een RR van 15 b/min en een grote spreiding in figuur 15b. Wanneer de trigger niet wordt gedetecteerd, wordt verwacht dat de zal de T1 over zal schakelen naar de back-up frequentie van 12 b/min. Hierdoor is de volgende triggerpoging tijdens de expiratie, waardoor een piek te zien is in het expiratiepatroon. De T1 detecteert deze trigger niet en gaat verder op de back-up frequentie. Wanneer de trigger na verloop van tijd aan het einde van expiratie is, zal de trigger worden opgemerkt door de T1. In figuur 23 is te zien dat de gedetecteerde ademteug zich dichterbij de vorige ademteug bevindt, doordat de trigger gedetecteerd wordt in plaats van dat doorgedaan wordt op de back-up frequentie. Hierdoor heeft hij dus geen volledige controle over zijn ademhaling.



Figuur 23: Onregelmatig adempatroon bij de T1 zonder spreekklepmodus in de tweede meting, Lek30% en PS5 zorgen voor verschillende grootte in teugvolumes.

In de afbeelding 15d is te zien dat voornamelijk bij lekken van 70% en groter de RR toeneemt tot maximaal 33 b/min. Deze hoge waarden van RR ontstaan door autotriggering: de machine detecteert de grote lekflow als een triggerpoging van de patiënt, zoals te zien is in figuur 24. Daardoor wordt de trigger van de patiënt niet waargenomen door de beademingsmachine. Het verschil in TV wordt veroorzaakt doordat het TV in de longen de som is van het TV van de trigger van de patiënt en het TV van de T1. Hierdoor ontstaat er een patroon van verschillende TVs met verschillende tijdsduur ertussen. In het geval van autotriggering heeft de patiënt dus geen controle over zijn adempatroon.

De T1 heeft speciale software, IntelliTrig, die compenseert voor lekken en weerstand tussen de beademingsmachine en de patiënt door de inspiratie- en expiratie curve met elkaar te vergelijken. Bij iedere ademhaling wordt de lek bepaald en hierop wordt daarnaast het triggermechanisme aangepast, zodat de lek geen invloed heeft op de ingestelde triggergevoeligheid. Het werkt alleen bij normale inspiratie- en expiratiecurve. Deze software zit op iedere T1 en staat altijd aan, maar lijkt in dit onderzoek niet goed te functioneren [51] [58]. Dat zou kunnen komen, doordat de inspiratie-



Figuur 24: Autotrigger bij T1 zonder spreekklepmodus in de tweede meting, Lek90%, PS14 zorgen voor een RR van 32 b/min. De triggerpoging resulteert in een hoger TV wanneer deze aan het einde van de inspiratie komt. De hoge lekflow zorgt ervoor dat de T1 een triggerpoging waarneemt tijdens de expiratie (autotriggering).

en expiratiecurve niet de normale vorm hebben [27].

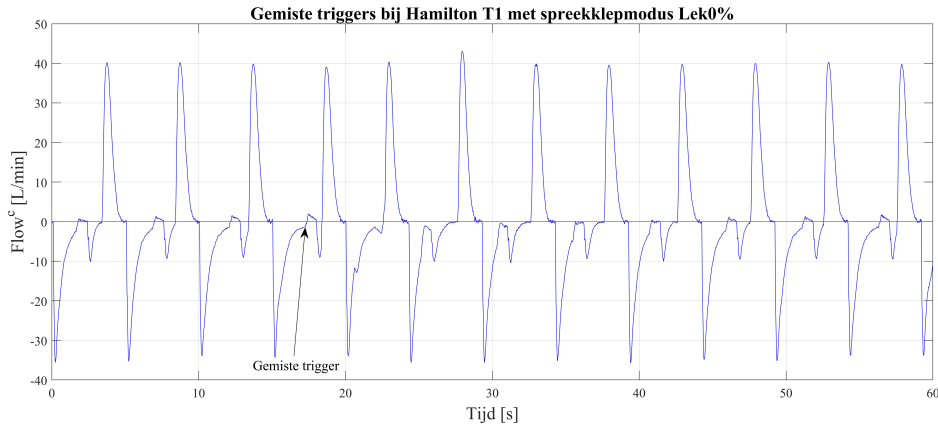
Kortom, bij een PS van 5 cmH₂O en 8 cmH₂O blijft het TV ongeveer gelijk, maar bij een PS van 11 cmH₂O en 14 cmH₂O is lichte afname te zien in TV. Doordat de stijging van de RR meer invloed heeft op het MV dan de kleine verandering in TV, resulteert dit in een toename van het MV. Het MV dat in de patiënt aankomt blijft dus voldoende en de verandering in TV is niet schadelijk. Het overgaan op autotrigger en back-up trigger maakt de machine in SPONT-modus echter niet functioneel voor de patiënt, waardoor wij niet aanraden deze in de kliniek toe te passen voor spreken tijdens beademing.

4.1.4 Hamilton T1 met spreekklepmodus

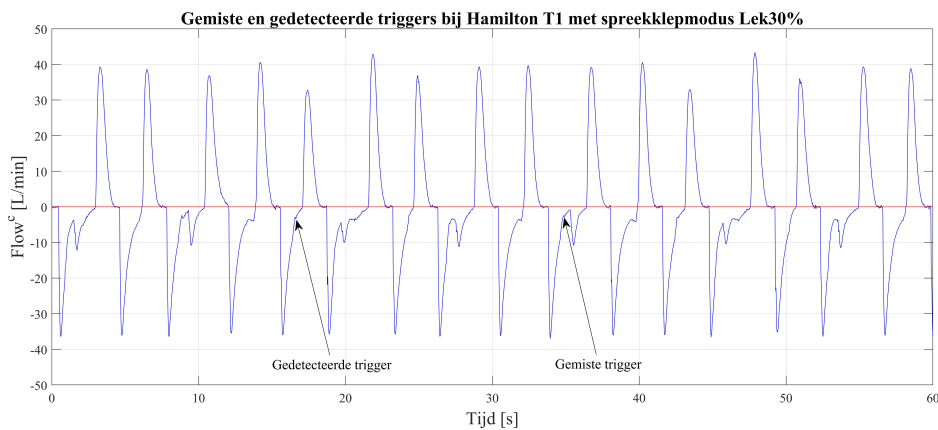
In tabel 9 is te zien dat de T1 met spreekklepmodus bij een PS van 11 cmH₂O en 14 cmH₂O geen afwijking van meer dan 10% in TV zichtbaar is ten opzichte van beademing zonder lek. Bij een PS van 5 cmH₂O en 8 cmH₂O is de afwijking van meer dan 10% wel aanwezig bij respectievelijk 30%, 50%, 70%, 80% lek en 50%, 70%, 90% lek. Hieruit kan geconcludeerd worden dat de beademingsmachine bij deze mate van lek en PS het TV onvoldoende compenseert. Het feit dat de T1 met spreekklepmodus bij een hoge lek goed compenseert kan komen door het doel van de machine in deze modus, namelijk spreken met een spreekklep. Hierbij moet de gehele expiratie via de stembanden, wat 100% lek zou betekenen. Het werkingsmechanisme van de T1 met spreekklepmodus lijkt gebaseerd op deze volledige lek, waardoor deze modus niet goed werkt bij kleine lekflows. Wel is het raar dat deze machine bij lage lekken dezelfde TVs geeft dan bij extreem hoge lekken. Dit kunnen wij niet verklaren aan de hand van de gegevens die wij hebben over deze machine.

In afbeelding 16d is te zien dat de RR samen met de lek oploopt van ongeveer 12 b/min tot ongeveer 24 b/min. De back-up frequentie die is ingesteld op de beademingsmachine is 12 b/min, hierop wordt overgegaan wanneer de patiënt zelf niet triggert of de triggers niet gedetecteerd worden. Wel zou de machine aangeven in het scherm als overgegaan wordt op de back-up frequentie, en dat was bij ons niet het geval. Toch lijkt het wel dat de machine op de back-up frequentie is gaan beademen door het missen van de triggers. In figuur 25 en 26 wordt bevestigd dat de triggers worden gemist. Bij elke PS loopt de RR op bij een oplopende lek, doordat meer triggers toch wel worden gedetecteerd. In figuur 16d is te zien dat bij een oplopende lek er steeds meer triggers worden gedetecteerd. Bij een lek van 90% detecteert de T1 met spreekklepmodus alle triggers. Een uitzondering hierop te zien in figuur 27. Dit is de tweede meting bij PS5 Lek90%. Hier is een RR te zien van 13 b/min. Bij de eerste meting is de RR 24 b/min, het gemiddelde van beide is de lage waarde in afbeelding 16d. Doordat er enkel twee metingen uitgevoerd zijn met deze PS, is niet te zeggen of de T1 met spreekklepmodus in het vervolg de triggers wel of niet zal detecteren. Doordat

de triggers bij PS5 bij Lek50%, Lek70% en Lek80% en bij hogere PS en Lek90% wel gedetecteerd worden, verwachten wij dat deze tweede meting een uitschieter is.

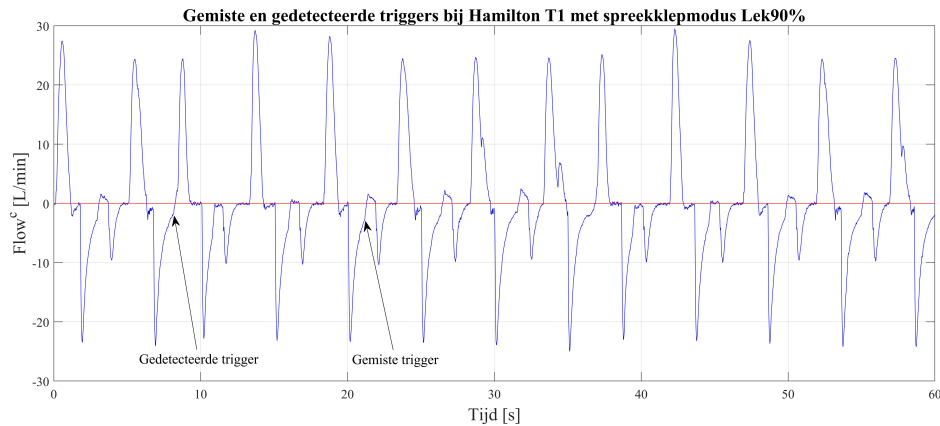


Figuur 25: Gemiste trigger bij Hamilton T1 met spreekklep M2 Lek0% PS8.



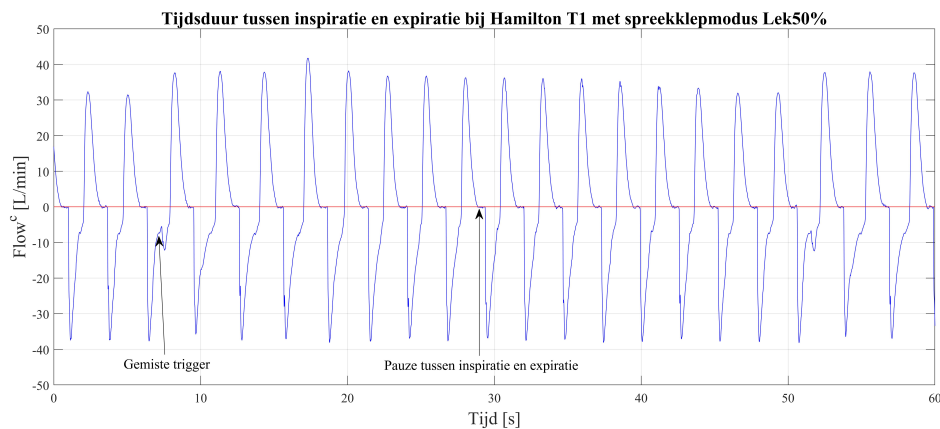
Figuur 26: Combinatie van gemiste en gedetecteerde triggers bij de Hamilton T1 met spreekklepmodus bij de tweede meting, Lek30% en PS8 zorgen voor een RR tussen de backup-frequentie en triggerfrequentie, namelijk 16 b/min.

Verder valt op dat er een tijdsduur zichtbaar is tussen de inspiratie en expiratie, waarin er geen flow de longen in- of uitstroomt, zie figuur 28 en 29. Bij oplopende PS is te zien dat de tijdsduur tussen deze inspiratie en expiratie korter wordt. In de literatuur is geen mogelijke oorzaak voor deze tijdsduur te vinden. Een mogelijke verklaring is dat door de drukopbouw een beveiligingsmechanisme in werking treedt. In de normale situatie van beademing met spreekklepmodus verlaat de expiratoire flow via de natuurlijke route en komt er totaal geen lucht in de expiratieslang. In dit onderzoek is er geen spreekklep aanwezig. Hierdoor loopt de lucht wel de expiratieslang in. Echter, in deze modus is de expiratieklep gesloten, waardoor er druk in de expiratieslang opbouwt. Deze druk in de expiratieslang registreert de T1 en als beveiliging, zodat de lucht toch de expiratieslang kan verlaten, opent hij de expiratieklep. Dit duurt een tijdje en is te zien als ‘pauze’ tussen de inspiratie en expiratie. Er zijn twee mogelijke oorzaken waardoor het in werking treden van deze beveiliging een tijdje duurt, namelijk dat er een vertraging zit bij de druksensor of dat de drempelwaarde van druk in de expiratieslang pas na een tijd wordt overschreden. Deze drempelwaarde zou moeten zijn dat de druk niet hoger wordt dan de ingestelde druk. Het is ons alleen niet bekend of dit gebaseerd is op de PEEP, PS of een combinatie hiervan. Wel is te zien dat bij hogere drukken de ‘pauze’ korter duurt. De meest voor de hand liggende verklaring voor de kortere ‘pauze’ is dat de drempelwaarde samenhangt met de PEEP. Dan zou de drempelwaarde eerder met hoge drukken



Figuur 27: Combinatie van gemiste en gedetecteerde triggers bij de Hamilton T1 met spreekklepmodus bij de tweede metingn een lek van 90% en PS5. Het is te zien dat de Hamilton T1 met spreekklepmodus veel triggers mist, maar dit is een uitzondering.

bereikt worden. De ‘pauze’ tussen inspiratie en expiratie zou door patiënten als vervelend ervaren kunnen worden, doordat zij willen uitademen maar dit niet mogelijk is. Hierdoor is deze modus niet prettig voor patiënten bij spreken tijdens de beademing.



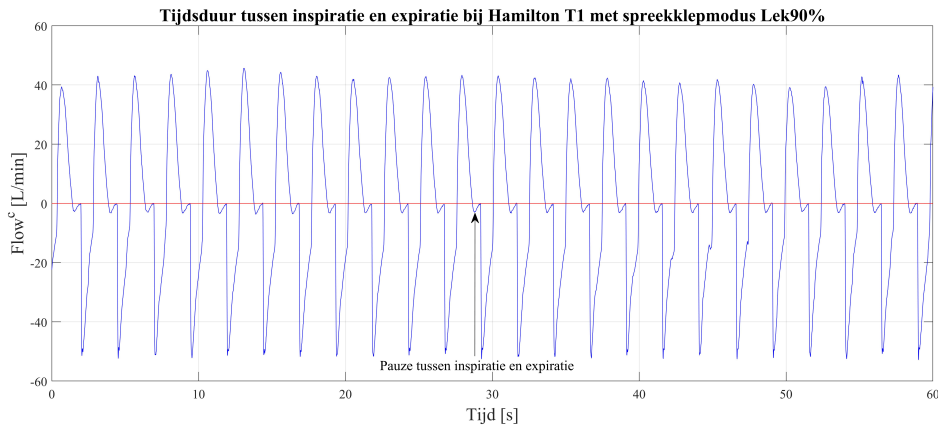
Figuur 28: Tijdsduur tussen inspiratie en expiratie waarin geen flow aanwezig is bij de T1 met spreekklepmodus bij de tweede meting, Lek50% en PS8 zorgen voor een ademfrequentie van 21 b/min.

Hierboven is beschreven dat het TV ongeveer gelijk blijft terwijl de RR stijgt, hierdoor neemt het MV toe wanneer de lek groter wordt. Door deze toename in MV blijft de ventilatie van de patiënt voldoende. Er zal eerst nog verder onderzoek gedaan moeten worden naar de kracht die patiënten moeten leveren om een trigger op de beademingsmachine te laten detecteren en of patiënten daartoe in staat zijn.

Al met al compenseert de T1 met spreekklepmodus het TV voldoende bij elke waarde van lek en PS, maar detecteert deze triggers pas vanaf Lek50%. Daarnaast is de tijdsduur tussen inspiratie en expiratie vervelend voor patiënten. Concluderend is deze beademingsmachine bruikbaar bij hoge lekken, maar niet patiëntvriendelijk.

4.2 Maximale teugvolume

Een te groot TV kan schade toebrengen aan de longen wanneer dit TV te hoog is. Hierom is het maximale TV berekend en weergegeven. Er is echter geen waarde te bepalen voor het exacte TV waarop schade ontstaat, omdat dit patiënt afhankelijk is. Wel is bekend dat een TV van 6-8 mL/kg



Figuur 29: Tijdsduur tussen inspiratie en expiratie waarin een kleine flow aanwezig is bij de T1 met spreekklepmodus bij de tweede meting, Lek90% en PS8 zorgen voor een ademfrequentie van 24 b/min.

ideale lichaamsgewicht een goed streven is [22]. Daarom willen wij weten wanneer het TV groter is dan 8 mL/kg ideale lichaamsgewicht. De beademingsmachine is ingesteld op een lengte van 1,80 m met daarbij het ideale lichaamsgewicht van 75 kg. Hiervoor zal het maximale TV uitkomen op $75 \cdot 8 = 600$ mL.

Het TV is afhankelijk van de druk waarmee beademd wordt. Bij een PS van 14 cmH₂O is het maximaal gemeten TV groter dan 600 mL bij de V60 en bij beide modi van de T1. De mate van PS zal zorgvuldig afgesteld moeten worden op een patiënt om te zorgen dat het TV niet te groot wordt. Voor onze patiënt is beademen met een PS van 14 cmH₂O vrij hoog. Als er met een grote lek beademd wordt met de V60 en T1, kan er dus overwogen worden met een lagere PS te beademen om het maximale TV beperkt te houden.

4.3 Samenhang PS en teugvolume

De reactie van de beademingsmachines op de toenemende lek verschilt; de Servo-U levert een lager TV bij een grotere lek, maar de T1 bij beide modi levert een groter TV bij een grotere lek. Wetende dat het TV ook afhankelijk is van de druk waarmee wordt beademd, kan er gekozen worden om bij een grote lek een hogere of juist lagere PS te kiezen. Hiermee wordt gecompenseerd voor de afname of toename van het TV door de lek. Bij de Servo-U en V60 zou bij een grote lek met een hogere PS beademd kunnen worden, terwijl het verstandig is om bij de T1 voor beide modi een lagere PS in te stellen bij beademing met grote een lek. Met de praktische informatie uit dit onderzoek zou de hulpverlener al een eerste inschatting kunnen maken voor de beste keuze van instellingen voor PS om te compenseren voor een te laag of te hoog TV.

Om precies te kunnen zeggen met hoeveel de PS moet worden verhoogd of verlaagd, moet naast dit onderzoek naar het TV ook onderzoek gedaan worden naar de druk die in de longen aankomt en hoeveel dit verschilt van de gewenste druk.

4.4 Aanbevelingen

In de loop van dit onderzoek zijn verbeterpunten en vervolgvragen naar boven gekomen. Ook zijn er bevindingen die in de kliniek meegenomen kunnen worden om de zorg voor patiënten te verbeteren.

4.4.1 Opzet onderzoek

Testopstelling

Voor vervolgonderzoek is het nodig een testopstelling te gebruiken die voldoet aan de volgende eisen:

- Er moet een nauwkeurig model zijn om lekflow te simuleren

- Er moet een zo minimaal mogelijke lek in de opstelling zijn wanneer lek dichtgedraaid is
- Behalve het longmodel moet de meetopstelling een minimale weerstand hebben.
- Er moet gemeten worden in een zo constant mogelijke omgeving, vooral gelet op temperatuur, druk en luchtvochtigheid
- De simulatielongen moeten een af te stellen weerstand en compliantie hebben
- Een reproduceerbare opening van de lekflow is nodig

Daarnaast zijn er nog een aantal punten die wenselijk zijn, namelijk:

- Twee FlowAnalysers in het systeem; één voor het kwantificeren van de lekflow, de ander om de flow (en druk) in de simulatielongen te bepalen
- Aansluitmogelijkheden op meerdere beademingsmachines zodat deze eenvoudig en snel aan- en afgekoppeld kunnen worden

Kraan

In dit onderzoek is gebruik gemaakt van een beademingsslang met handschroefclip om de lekflow te reguleren. Het aandraaien van de schroef gaat stroef door de krachten die erop komen te staan. Hierdoor werd er gebruik gemaakt van een waterpomptang bij het aandraaien en losdraaien. Dit maakt het experiment wat onhandig om uit te voeren. Om deze redenen raden wij een robuuste parallel handschroefclip aan in een vervolgonderzoek. Een andere optie zou zijn om een nauwkeurige naaldkraan te gebruiken voor dit onderzoek. Hier is echter nog geen onderzoek naar gedaan, omdat het niet gemakkelijk was om aan een geschikte naaldkraan met passende aansluitingen te komen. Er moet dan gelet worden op dat de opening van de naaldkraan groot genoeg is voor de flow, zodat de weerstand van de kraan de flow niet veel beïnvloed. Indien hieraan voldaan wordt is een naaldkraan wellicht nauwkeuriger.

Flowmeter

Eigenlijk is het beter om bij iedere beademingsmachine de lekflow als uitgang te nemen in plaats van het lekpercentage van een beademingsmachine. Hiervoor moet een tweede flowmeter ter beschikking zijn, zodat tegelijkertijd de flow naar de longen en de lekflow gemeten kan worden. Om in ons onderzoek de lekflow te bepalen werd de flowmeter op twee verschillende plekken in het systeem geplaatst. Door het verplaatsen van de flowmeter verandert de weerstand van het systeem. Dit verschil in weerstand bij de lek kan ervoor zorgen dat de gemeten lekflow kleiner is dan de uiteindelijke lekflow. Wel is deze weerstand laag, namelijk $2,25 \text{ cmH}_2\text{O}/\text{mL}/\text{sec}$, waardoor deze weinig invloed zal hebben op de lekflow. Patiënten hebben ook een weerstand voor de lekflow, namelijk de stembanden. Hierdoor kan deze weerstand van de FlowAnalyser juist de klinische situatie goed nabootsen. Doordat de weerstand, waardoor de lekflow verminderd, ook het lekpercentage verlaagd, heeft het verplaatsen van de weerstand geen invloed op de uitkomsten van het onderzoek.

Aantal metingen

Alle metingen met oplopende lek zijn in duplex uitgevoerd. Om nauwkeurigere data te verkrijgen was het beter geweest om de metingen vaker uit te voeren. De waarden van TVs verschillen soms erg van elkaar wanneer alle andere parameters gelijk zijn. Bij weinig metingen heeft een uitschieter veel invloed op het gemiddelde, waardoor deze buiten de verwachte trend valt. Hierdoor is het lastig valide conclusies te trekken over de uitkomsten. Bij subsectie 3.1 is beschreven dat de baselinemetingen bij een PS van 5, 8 en $11 \text{ cmH}_2\text{O}$ significant verschillen, maar bij een PS van $14 \text{ cmH}_2\text{O}$ is dit niet het geval. Als er een significant verschil tussen de gemeten TVs aanwezig is, zullen er meer metingen nodig zijn om een betrouwbare uitspraak te doen en zeker te zijn dat het gemeten verschil niet berust op toeval. Door het feit dat bij een PS van $14 \text{ cmH}_2\text{O}$ de metingen wel overeenkomen lijkt het dat het verschil bij de andere waarden van PS niet erg groot is, aangezien de metingen bij elke PS in hetzelfde systeem zijn uitgevoerd. Er zullen meer dan vier metingen uitgevoerd moeten worden om een meer valide uitspraak te kunnen doen over de beademingsmachines. Hoeveel metingen zal nader onderzocht moeten worden.

Verschil invasieve modus ten opzichte van de noninvasieve modus

In de resultaten valt te zien dat de Servo-U een verschillend TV levert bij de invasieve modus en de NIV-modus zonder lek, waarbij de NIV-modus telkens een wat hoger TV levert. Bij de NIV-modus zonder lek detecteert de Servo-U telkens een lek van ongeveer 2%. Deze lek wordt niet weergegeven wanneer de invasieve modus ingeschakeld is. Het zou hierdoor kunnen komen dat de beademingsmachine ongewild gaat compenseren voor deze 2% lek, waardoor het TV dat in de longen aan komt groter is dan met de invasieve modus. Wel heeft de NIV-modus een bepaalde geaccepteerde onnauwkeurigheid waarbinnen deze 2% lek zou kunnen vallen, dus er is niet met zekerheid te zeggen de afwijking door het compensatiemechanisme van de NIV-modus wordt veroorzaakt.

Baselinemeting Hamilton T1 met spreekklepmodus

Bij de T1 met spreekklepmodus is deze spreekklepmodus ook gebruikt voor de baseline meting. Deze modus is echter ontwikkeld om te beademen wanneer er een spreekklep geplaatst is en alle lucht via de mondholte “weglekt”. Doordat deze spreekklep en de lek niet aanwezig zijn bij de baselinemeting, is niet met zekerheid te zeggen of de machine gaat compenseren voor de lucht die via de expiratieslang naar de beademingsmachine terugkomt. Daarom kunnen we niet met zekerheid zeggen dat het gemeten TV ook werkelijk een goede baseline is voor dit systeem. Ook zouden er metingen gedaan kunnen worden met een spreekklep in het systeem om te kijken of deze spreekklepmodus goed functioneert bij de situatie waar deze voor ontwikkeld is.

Daarnaast heeft de T1 een NIV-modus op de beademingsmachine, deze modus ook een *pressure supported* modus die compenseert voor lek aanwezig bij maskerbeademing. Omdat deze modus voor lek is gemaakt in tegenstelling tot de SPONT-modus, is het voor een vervolgonderzoek interessant te bekijken of deze NIV-modus beter kan compenseren voor de gecreëerde lek.

Ook wordt aangeraden onderzoek te doen naar de werking van de spreekklepmodus als er daadwerkelijk een spreekklep in het systeem is. Voor een vergelijking met een spreekklep moet dan alsnog de SPONT-modus worden gekozen, aangezien de NIV-modus geen optie voor een spreekklep heeft.

4.4.2 Bevochtigingsapparaat in de klinische praktijk

In het MCL worden bij de Servo-U en de V60 het bevochtigingsapparaat MR850 Heated Humidifier (FisherPaykel Healthcare, Auckland) gebruikt. De T1 gebruikt dit bevochtigingsapparaat niet, omdat deze machine voor korte duur gebruikt wordt. Om de lucht in bij deze beademing te bevochtigen wordt een kunstneus gebruikt. Dit bevochtigingsapparaat heeft twee modi; een invasieve modus en non-invasieve modus. In het MCL wordt voor spreken aan de beademing de invasieve modus van de MR850 gebruikt, omdat de lucht niet door de mond- of keelholte de luchtwegen inkomt en de patiënt dus zelf niet kan bijdragen aan de verwarming en bevochtiging van de lucht. Het gebruikte bevochtigingsapparaat kan in deze modus tot 60 L/min bevochtigen en opwarmen. Dit betekent dat de totale flow, bestaande uit de flow naar de longen, de lekflow en bij de Servo-U ook de biasflow, minder dan 60 L/min moet. De biasflow bij de Servo-U is 2 L/min. De flow die de longen bereikt in ons simulatiemodel is maximaal 75 L/min bij een lek van 90% en PS14. Bij deze lek is de lekflow volgens de formule in figuur 12d ongeveer 90 L/min. Samen geeft dit een flow van 167 L/min, wat dus veel te groot is om opgewarmd en bevochtigd te worden door het bevochtigingsapparaat. Bij een PS van 5 cmH₂O is de totale flow vanaf Lek80% bij de V60 te hoog en bij Lek90% bij de Servo-U te hoog. Bij een PS van 8 cmH₂O is de totale flow bij de V60 vanaf Lek50% te groot en bij de Servo-U vanaf lek 70%. Bij een PS van 11 cmH₂O is de totale flow vanaf Lek30% te groot. Bij een PS van 14 cmH₂O is de totale flow altijd hoger dan 60 L/min. De waarden waartussen het bevochtigingsapparaat met zekerheid voldoende kan bevochtigen en verwarmen zijn te zien in tabel 11. Wanneer de beademingsmachine de lucht niet voldoende kan bevochtigen en opwarmen is er een verhoogd risico op het indrogen van sputum, atelectase, een verhoogde luchtwegweerstand, meer luchtweginfecties en schade van het luchtwegepitheel [59]. Wanneer er beademd wordt tijdens het spreken moet rekening worden gehouden met het feit dat niet alle lucht voldoende bevochtigd kan worden. Omdat de lucht bewezen onvoldoende bevochtigd en opgewarmd wordt, wordt aangeraden een bevochtigingsapparaat aan te schaffen die een grotere flow kan bevochtigen en opwarmen. Indien dit niet mogelijk is wordt aangeraden de PS laag en de lek beperkt te houden om te zorgen dat de totale flow onder de 60 L/min blijft. Er wordt daarom

aangeraden voor de veiligheid van de patiënt om vanaf deze waarden van PS en lekken niet meer te beademen met deze bevochtigingsapparaat.

	Servo-U	V60
PS5	Lek0% - Lek70%	Lek0% - Lek80%
PS8	Lek0% - Lek50%	Lek0% - Lek50%
PS11	Lek0%	Lek0%
PS14	-	-

Tabel 11: Bereik tussen waar het bevochtigingsapparaat met zekerheid de lucht voldoende kan verwarmen en bevochtigen.

4.4.3 Afkappunt voldoende compensatie in het teugvolume

De FlowAnalyser heeft een nauwkeurigheid van 1,75% en de nauwkeurigheid van de beademingsmachine is verschillend per machine, zoals beschreven in de inleiding onder subsectie 1.5.2. Door de statistische analyse, besproken onder 3.3.1, is uitgewezen dat er een significant verschil aanwezig is tussen de invasieve metingen in een systeem zonder lek bij PS5, PS8 en PS11. Bij PS14 was dit significante verschil niet aanwezig. Verder is de afwijking in gemiddeld TV tussen de eerste en de tweede meting berekent bij de Servo-U 1,67% (SD 0,95). Dit is dus de minimale afwijking die al aanwezig is door onnauwkeurigheid in het hele systeem.

Een te laag afkappunt zorgt ervoor dat veel waarden van TV als te klein worden gezien terwijl deze afwijking klinisch niet veel uitmaakt. Een te hoog afkappunt betekent dat pas bij een erg groot verschil dit gezien wordt als falen, terwijl in werkelijkheid de patiënt al niet genoeg beademd wordt. Omdat we ruim boven de som van deze twee onnauwkeurigheden moeten zitten, maar wel kritisch naar de beademingsmachines willen kijken is er gekozen voor een afkappunt van 10%. Dit getal is realistisch om een verschil in TV veroorzaakt door een onvoldoende compensatie van de beademingsmachine aan te tonen. Dit verschil is echter niet meteen klinisch relevant, aangezien een verschil in TV van ongeveer 50 mL de patiënt geen schade zal opleveren. Daarnaast is het mogelijk dat een patiënt aan de beademing zelf kan compenseren door grotere triggers te leveren of de RR te verhogen. Dit zal wel fysiek zwaarder zijn voor de patiënt.

4.4.4 De invloed van druk

In dit onderzoek is alleen onderzocht of de TVs die in de longen aankomen voldoende blijven bij een oplopende lek. Naast te grote TVs die schadelijk zijn voor de longen, kunnen hoge drukken ook schade veroorzaken aan de longen [60]. Ook kan een te lage druk oorzaak zijn van een te laag TV. In een vervolgonderzoek zou gekeken kunnen worden of de ingestelde waarden voor PS op de beademingsmachine ook daadwerkelijk in de longen aanwezig zijn. Dit zou bekeken kunnen worden aan de hand van onze gemeten data, aangezien de drukken gemeten zijn met de FlowAnalyser.

4.4.5 Vergelijking teugvolumes weergegeven door beademingsmachine

Voor vervolgonderzoek is het relevant om het TV aangegeven door de beademingsmachine, mee te nemen in de verwerking van de resultaten, aangezien de beademingsmachine de daling in TV ook zelf weer kan geven. Als deze daling goed weergegeven wordt kan de arts op het moment zelf de instellingen aanpassen, waardoor het gewenste TV alsnog de longen zal bereiken.

4.4.6 Variëren compliantie en weerstand

Voor een vervolgonderzoek is het ook mogelijk de invloed van compliantie en weerstand op de TVs die aankomen in de longen mee te nemen. Hiervoor zouden de compliantie en weerstand gevarieerd kunnen worden. Een voordeel is dat er verschillende patiëntengroepen kunnen worden gesimuleerd. Hierdoor zou deze invloed ook meegenomen kunnen worden in patiëntgerichte beademing.

5 Conclusie

De hoofdvraag van ons onderzoek is: In hoeverre compenseren de in het MCL gebruikte beademingsmachines (Maquet Servo U, Philips Respironics V60 en Hamilton T1) het teugvolume bij een toenemende lekflow bij beademing via een tracheacanule. Naast het TV wordt de trigger respons onderzocht om de functionaliteit van de beademingsmachines voor spreken tijdens beademing te bepalen.

De Servo-U compenseert het TV dat in de longen aankomt met zekerheid voldoende tot en met een lek van 50%. Bij een lek van 70% en hoger compenseert de machine niet meer voldoende. Alle triggers worden door de Servo-U gedetecteerd. Hieruit concluderen wij dat de Servo-U tot een lek van 50% functioneel is voor spreken tijdens de beademing.

De V60 compenseert voldoende om tot en met een lek van 90% het gewenste TV te leveren aan de longen. Er is echter wel een grotere spreiding te zien bij een lek van 90%. Hierdoor is echter niet te zeggen dat deze beademingsmachine geen voldoende compensatiemechanisme heeft. Daarnaast worden alle triggers door de V60 gedetecteerd. Hieruit concluderen wij dat de V60 functioneel is voor spreken tijdens de beademing.

Bij de T1 zonder spreekklepmodus wijkt het TV vaak met meer dan 10% af ten opzichte van het TV bij een systeem zonder lek. Er is geen patroon in deze afwijking te zien en daardoor is er geen vast punt aan te wijzen vanaf waar het TV onvoldoende gecompenseerd wordt. Hierdoor wordt geconcludeerd dat de T1 niet voldoende compenseert. De trigger wordt af en toe opgepikt door de T1, maar verder gaat de T1 over in zijn back-up trigger of autotrigger. Hieruit concluderen wij dat de T1 zonder spreekklepmodus niet functioneel is voor spreken tijdens de beademing.

Bij een kleine lek compenseert de T1 met spreekklepmodus eerst te kleine TVs; wanneer de lek verder toeneemt worden deze TVs weer groter. Bij een PS van 5 en 8 cmH₂O kan dit bij extreme lekken overgaan in overcompensatie. Daarnaast compenseert de T1 met spreekklepmodus voor beademing bij een PS van 11 en 14 cmH₂O voldoende naar het juiste TV. Alleen bij een lek van 70% en hoger detecteert de T1 met spreekklepmodus de triggers. Hieruit concluderen wij dat de T1 met spreekklepmodus niet functioneel, behalve vanaf een lek van 70% bij PS van 11 en 14 cmH₂O.

Kortom, de V60 heeft als enige een compensatiemechanisme dat voor elke PS en lek kan compenseren en wordt daarom aangeraden om te gebruiken tijdens het spreken bij beademing.

Referenties

- [1] Ctbscholing, “Benodigdheden voor beademing.”
- [2] Deventer Ziekenhuis, “Behandelingen - Deventer Ziekenhuis.”
- [3] Maastricht UMC+, “Beademing — Intensive Care.”
- [4] G. R. Stra, G. Tel, E. N. Instructions, U. D. E. Gebrauchsanweisung, F. R. Instructions, I. T. Istruzioni, E. S. Instrucciones, and P. T. Instru, “TRACOE ® twist Tracheostomy Tubes TRACOE ® twist Tracheostomiekanülen.”
- [5] Johns Hopkins University, Johns Hopkins Hospital, and Johns Hopkins Health System, “Tracheostomy and a Passy-Muir Valve.”
- [6] Albert Schweitzer ziekenhuis, “Een tijdelijke tracheostoma Informatie voor familie,” tech. rep., 2018.
- [7] R. Khalaila, W. Zbidat, K. Anwar, A. Bayya, D. M. Linton, and S. Svir, “Communication Difficulties and Psychoemotional Distress in Patients Receiving Mechanical Ventilation,” *American Journal of Critical Care*, vol. 20, pp. 470–479, nov 2011.
- [8] A. L. Freeman-Sanderson, L. Togher, M. R. Elkins, and P. R. Phipps, “Return of Voice for Ventilated Tracheostomy Patients in ICU: A Randomized Controlled Trial of Early-Targeted Intervention.,” *Critical care medicine*, vol. 44, pp. 1075–81, jun 2016.
- [9] P. I. M. Egbers, “Gesprek op de afdeling,” 2019.
- [10] A. Vissink, R. V. Weissenbruch, and A. V. N. Amerongen, “Thema : Oral medicine Smaak- en reukstoornissen,” vol. 108, pp. 229–236, 2001.
- [11] S. A. Skoretz, H. L. Flowers, and R. Martino, “The Incidence of Dysphagia Following Endotracheal Intubation,” *Chest*, vol. 137, pp. 665–673, mar 2010.
- [12] A. L. Freeman-Sanderson, L. Togher, M. R. Elkins, and P. R. Phipps, “Quality of life improves with return of voice in tracheostomy patients in intensive care: An observational study,” *Journal of Critical Care*, vol. 33, pp. 186–191, jun 2016.
- [13] W. F. Boron and E. L. Boulpaep, “Medical Physiology: A Cellular and Molecular Approach,” in *Medical Physiology: A Cellular and Molecular Approach*, ch. 27 Mechani, pp. 630–651, Saunders Elsevier, 2nd ed., 2012.
- [14] K. Moore, A. Dalley, and A. Agur, “Abdomen - Diaphragma,” in *Moore clinically oriented anatomy* (C. Taylor, ed.), ch. 2, pp. 306–307, Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins., 7 ed., 2013.
- [15] W. Dauber and H. oorspronkelijk Feneis, “Spieren,” in *Feneis’ Geïllustreerd anatomisch zakwoordenboek* (A. Gribnau, E. Kroon, and G. Spitzer, eds.), pp. 106–107, Bohn Stafleu van Loghum, 4 ed., 2006.
- [16] M. A. Redford, “Mechanisms of Voice Production,” in *The Handbook of Speech Production*, Blackwell Handbooks in Linguistics, ch. 3, pp. 33–38, John Wiley & Sons, 2015.
- [17] D. R. Hess and R. Faarc, “TQT fonación RC 2005,” 2005.
- [18] K. Moore, A. Dalley, and A. Agur, “Respiratory Layers of Cervical Viscera,” in *Moore clinically oriented anatomy* (C. Taylor, ed.), ch. 8 Neck, pp. 1021–1032, Wolters Kluwer/Lippincott Williams & Wilkins., 7 ed., 2013.
- [19] M. B. Hudson, A. J. Smuder, W. B. Nelson, C. S. Bruells, S. Levine, and S. K. Powers, “Both High Level Pressure Support Ventilation and Controlled Mechanical Ventilation Induce Diaphragm Dysfunction and Atrophy,”

- [20] M. Zambon, P. Beccaria, J. Matsuno, M. Gemma, E. Frati, S. Colombo, L. Cabrini, G. Landoni, and A. Zangrillo, "Mechanical Ventilation and Diaphragmatic Atrophy in Critically Ill Patients," *Critical Care Medicine*, vol. 44, pp. 1347–1352, jul 2016.
- [21] A. S. Slutsky and V. M. Ranieri, "Ventilator-Induced Lung Injury," *New England Journal of Medicine*, vol. 369, pp. 2126–2136, nov 2013.
- [22] D. Gommers and H. Meeder, "Beademing - Erasmus MC," 2016.
- [23] J. D. Hoit, R. B. Banzett, H. L. Lohmeier, T. J. Hixon, and R. Brown, "Clinical Ventilator Adjustments That Improve Speech," *Chest*, vol. 124, pp. 1512–1521, oct 2003.
- [24] D. Satoh, S. Kurosawa, W. Kirino, T. Wagatsuma, Y. Ejima, A. Yoshida, H. Toyama, and K. Nagaya, "Impact of changes of positive end-expiratory pressure on functional residual capacity at low tidal volume ventilation during general anesthesia.," *Journal of anesthesia*, vol. 26, pp. 664–9, oct 2012.
- [25] D. R. Hess, D. Hess, J. Pittet, M. Matthay, I. Ayestarán, and J. Pérez-Bárcena, "Approaches to conventional mechanical ventilation of the patient with acute respiratory distress syndrome.," *Respiratory care*, vol. 56, pp. 1555–72, oct 2011.
- [26] J. M. Wilson and J. W. DiFiore, "Respiratory Physiology and Care," *Pediatric Surgery*, pp. 109–122, jan 2012.
- [27] Hamilton Medical, "Operator's Manual Hamilton T1," 2015.
- [28] Philips, "Respironics V60/V60 Plus Ventilator," 2009.
- [29] R. Chatburn, "Classification of mechanical ventilators," *Respiratory care*, vol. 37, no. 9, pp. 1009–1025, 1992.
- [30] C. S. Sassoon, A. E. Giron, E. A. Ely, and R. W. Light, "Inspiratory work of breathing on flow-by and demand-flow continuous positive airway pressure.," *Critical care medicine*, vol. 17, pp. 1108–14, nov 1989.
- [31] Maquet Critical Care, "Data Sheet Servo-U, system version 2.1," tech. rep., Getinge Group, 2016.
- [32] Philips, "Respironics V60/V60 Plus Ventilator User Manual," 2018.
- [33] V. Passy, A. Baydur, W. Prentice, and R. Darnell-Neal, "Passy-Muir?? Tracheostomy Speaking Valve on Ventilator-Dependent Patients," *The Laryngoscope*, vol. 103, p. 653??658, jun 1993.
- [34] D. R. Hess, "Facilitating Speech in the Patient With a Tracheostomy," *Respiratory Care*, vol. 50, pp. 519–525, apr 2005.
- [35] D. R. Hess, N. P. Altobelli, C. Gegenheimer, S. Izenberg, and P. Kulkarni, "Tracheostomy tubes.," *Respiratory care*, vol. 59, pp. 956–71; discussion 971–3, jun 2014.
- [36] H. Prigent, M. Garguilo, S. Pascal, S. Pouplin, J. Bouteille, M. Lejaille, D. Orlikowski, and F. Lofaso, "Speech effects of a speaking valve versus external PEEP in tracheostomized ventilator-dependent neuromuscular patients," *Intensive Care Medicine*, vol. 36, pp. 1681–1687, oct 2010.
- [37] H. Prigent, D. Orlikowski, M. B. Blumen, K. Leroux, L. Legrand, M. Lejaille, L. Falaize, M. Ruquet, J.-C. Raphael, and F. Lofaso, "Characteristics of tracheostomy phonation valves.," *The European respiratory journal*, vol. 27, pp. 992–6, may 2006.
- [38] H. Prigent, C. Samuel, B. Louis, M.-F. Abinun, F. Zerah-Lancner, M. Lejaille, J.-C. Raphael, and F. Lofaso, "Comparative Effects of Two Ventilatory Modes on Speech in Tracheostomized Patients with Neuromuscular Disease," *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 167, pp. 114–119, jan 2003.

- [39] H. Prigent, M. Lejaille, N. Terzi, D. Annane, M. Figere, D. Orlikowski, and F. Lofaso, “Effect of a tracheostomy speaking valve on breathing–swallowing interaction,” *Intensive Care Medicine*, vol. 38, pp. 85–90, jan 2012.
- [40] J. R. Bach, M. R. Gonçalves, P. L. Rodriguez, L. Saporito, and L. Soares, “Cuff Deflation,” *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, vol. 93, pp. 719–723, aug 2014.
- [41] B. McGrath, J. Lynch, M. Wilson, L. Nicholson, and S. Wallace, “Above cuff vocalisation: A novel technique for communication in the ventilator-dependent tracheostomy patient.,” *Journal of the Intensive Care Society*, vol. 17, pp. 19–26, feb 2016.
- [42] B. A. McGrath, S. Wallace, M. Wilson, L. Nicholson, T. Felton, C. Bowyer, and A. M. Bentley, “Safety and feasibility of above cuff vocalisation for ventilator-dependant patients with tracheostomies,” *Journal of the Intensive Care Society*, vol. 20, pp. 59–65, feb 2019.
- [43] A.-L. Sutt, C. M. Anstey, L. R. Caruana, P. L. Cornwell, and J. F. Fraser, “Ventilation distribution and lung recruitment with speaking valve use in tracheostomised patient weaning from mechanical ventilation in intensive care,” *Journal of Critical Care*, vol. 40, pp. 164–170, aug 2017.
- [44] J. Oto, C. T. Chenelle, A. D. Marchese, and R. M. Kacmarek, “A comparison of leak compensation in acute care ventilators during noninvasive and invasive ventilation: a lung model study.,” *Respiratory care*, vol. 58, pp. 2027–37, dec 2013.
- [45] T. Itagaki, D. J. Bennett, C. T. Chenelle, D. F. Fisher, and R. M. Kacmarek, “Performance of Leak Compensation in All-Age ICU Ventilators During Volume-Targeted Neonatal Ventilation: A Lung Model Study.,” *Respiratory care*, vol. 62, pp. 10–21, jan 2017.
- [46] T. Itagaki, C. T. Chenelle, D. J. Bennett, D. F. Fisher, and R. M. Kacmarek, “Effects of Leak Compensation on Patient-Ventilator Synchrony During Premature/Neonatal Invasive and Noninvasive Ventilation: A Lung Model Study.,” *Respiratory care*, vol. 62, pp. 22–33, jan 2017.
- [47] J. Heimer, S. Eggert, B. Fliss, and E. Meixner, “Fatal bilateral pneumothorax and generalized emphysema following contraindicated speaking-valve application,” *Forensic Science, Medicine and Pathology*, pp. 1–4, mar 2019.
- [48] P. H. Egbers and E. C. Boerma, “Communicating with conscious mechanically ventilated critically ill patients: let them speak with deflated cuff and an in-line speaking valve!,” *Critical care (London, England)*, vol. 21, p. 7, jan 2017.
- [49] Getinge, “Gebruikershandleiding SERVO-U Beademingsstelsel v3.0.”
- [50] Koninklijke Philips Electronics N.V., “Respironics V60 Ventilator User Manual,” 2009.
- [51] Imtmedical, “User Manual FlowAnalyser™,” tech. rep., imtmedical, Buchs, 2008.
- [52] Maquet Medical Systems, “SERVO-U ® Ventilation DATASHEET.”
- [53] Koninklijke Philips N.V, “PHILIPS Hospital respiratory care, V60 ventilator, Specifications,” 2016.
- [54] G. C. White, “Hamilton Medical T1 critical care ventilators,” in *Equipment Theory for Respiratory Care*, ch. 10 Noninva, p. 768, 2014.
- [55] IngMar Medical, “QuickLung Precision Test Lung - IngMar Medical,” 2019.
- [56] A. D. Marchese, D. Sulemanji, D. Chipman, J. Villar, R. M. Kacmarek, and R. Kacmarek, “Performance of current intensive care unit ventilators during pressure and volume ventilation.,” *Respiratory care*, vol. 56, pp. 928–40, jul 2011.

- [57] E. Akoumianaki, K. Vaporidi, and D. Georgopoulos, “The Injurious Effects of Elevated or Non-elevated Respiratory Rate during Mechanical Ventilation,” *American Journal of Respiratory and Critical Care Medicine*, vol. 199, pp. 149–157, jan 2019.
- [58] Hamilton Medical, “Feature overview: HAMILTON-T1 transport ventilator.”
- [59] N. G. Roux, G. A. Plotnikow, D. S. Villalba, E. Gogniat, V. Feld, N. Ribero Vairo, M. Sartore, M. Bosso, J. L. Scapellato, D. Intile, F. Planells, D. Noval, P. Buñirigo, R. Jofré, and E. Díaz Nielsen, “Evaluation of an Active Humidification System for Inspired Gas,” *Clinical and Experimental Otorhinolaryngology*, vol. 8, no. 1, p. 69, 2015.
- [60] G. Ioannidis, G. Lazaridis, S. Baka, I. Mpoukovinas, V. Karavasilis, S. Lampaki, I. Kioumis, G. Pitsiou, A. Papaiwannou, A. Karavergou, N. Katsikogiannis, E. Sarika, K. Tsakiridis, I. Korantzis, K. Zarogoulidis, and P. Zarogoulidis, “Barotrauma and pneumothorax,” *Journal of thoracic disease*, vol. 7, pp. S38–43, feb 2015.

Appendix A: Protocol

1 Benodigdheden

- Maquet Servo-U
- Philips Respironics V60
- Hamilton T1 (2x)
- IngMar Medical QuickLung® (2x)
- IngMar Medical QuickTrigger
- imtmedical FlowAnalyser PF-300™
- Lenovo Thinkpad P50
- FlowLab™ version 5.1.0
- Matlab R2019a

2 Algemeen

1. Zorg dat de deur tijdens het meten van de FlowAnalyser altijd gesloten.
2. Zorg dat de lek flow en andere flow niet beïnvloed wordt door omstandigheden, dus houdt niet de hand voor de lekflow of iets dergelijks.
3. Blijf gedurende het meten van alle beademingsbuizen, alle beademingsmachines, de FlowAnalyser, de simulatielongen en zet het tafeltje waarop de FlowAnalyser wordt gezet af.

3 Voorbereiding

4. Sluit de deur van de meetruimte voor een constante druk
5. Sluit de laptop aan op de flowanalyser door middel van de USB. De flowanalyser moet uit staan.

4 Flowlab instellingen

6. Start Flowlab en stel de volgende parameters in (figuur 1, 2, 3 en 4), of laad het opgeslagen als bestand (.ini), dit bestand is te vinden in appendix B.
 - a. Panels configuration & curve trigger

Figure 1: Panels configuration.

Figure 2: Panels curve trigger.

b. Numerics configuration

Measuring values	Unit	Setpoint	Limit Lo	Limit Hi	Color
<input checked="" type="checkbox"/> Flow High	l/min				
<input type="checkbox"/> Flow Low	l/min				
<input type="checkbox"/> Pressure (in Highflow)	cmH2O				
<input checked="" type="checkbox"/> Pressure Difference	cmH2O				
<input type="checkbox"/> Pressure High	cmH2O				
<input type="checkbox"/> Humidity	%				
<input type="checkbox"/> Oxygen	%				
<input type="checkbox"/> Pressure High	cmH2O				
<input type="checkbox"/> Pressure Atmospheric	psi				
<input type="checkbox"/> Volume (in Highflow)	ml				

Respiratory Parameters	Unit	Setpoint	Limit Lo	Limit Hi	Color
<input type="checkbox"/> Rate	b/min				
<input type="checkbox"/> I:E	---				
<input type="checkbox"/> PEEP	cmH2O				
<input type="checkbox"/> Ppeak	cmH2O				
<input type="checkbox"/> Ratio Tl/T	%				
<input type="checkbox"/> Vte	ml				
<input type="checkbox"/> Vti	ml				
<input type="checkbox"/> Vi	l/min				
<input type="checkbox"/> Ti	s				
<input type="checkbox"/> Te	s				

Figure 3: Numerics configuration.

c. Trending configuration

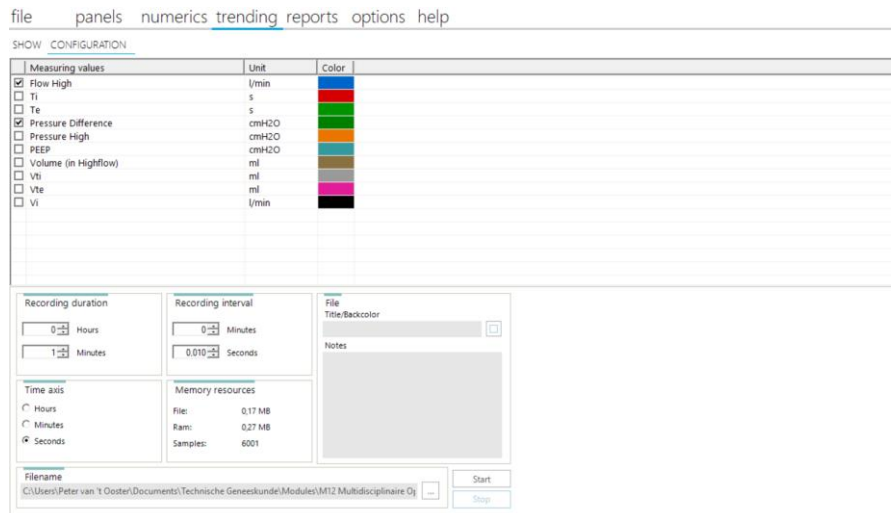


Figure 4: Trending configuration.

7. Opstarten van FlowAnalyser
8. Wacht 15 minuten zodat de machine op kan warmen
9. Kalibreer de FlowAnalyser

Selecteer *Pressure / Flow Offset Calibration* op de FlowAnalyser (zie figuur 5).

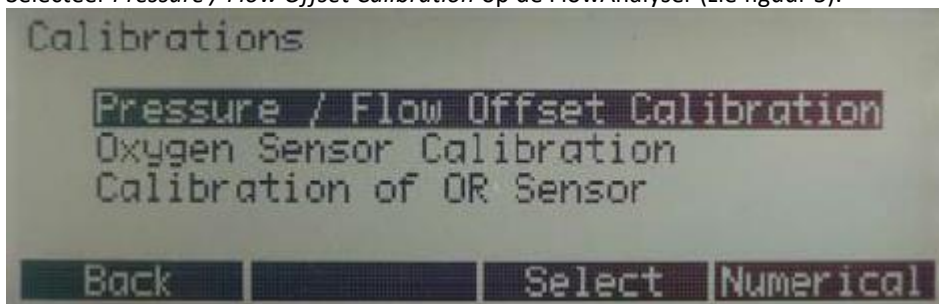


Figure 5: Kalibratieinstellingen.

10. Na het meten worden door FlowLab de metingen opgeslagen als cfg-bestand en logfile opgeslagen volgens dezelfde naamgeving: **M._Lek._B._C55_R9_PS._ddmaand_uumm.log**

- a. M= meting
 - i. M1= eerste meting
 - ii. M2= tweede meting
- b. Lek=Lekflow
 - i. Lek0 = 0-3%
 - ii. Lek1= 30%±2
 - iii. Lek2= 50%±2
 - iv. Lek3=70%±2
 - v. Lek4=80%±2
 - vi. Lek5=90%±2
- c. B=Beademingsmachine
 - i. B1= ServoU
 - ii. B2= V60
 - iii. B3= T1 zonder spreekklepmodus
 - iv. B4= T1 met spreekklepmodus
- d. C=Compliantie
- e. R=Weerstand

- f. PS= *pressure support*
 - i. PS5 = PC boven PEEP 5 (Servo-U), IPAP 13 cmH₂O (V60), PSupp 5 (T1)
 - ii. PS8= PC boven PEEP 8 (Servo-U), IPAP 16 cmH₂O (V60), PSupp 8 (T1)
 - iii. PS11 = PC boven PEEP 11 (Servo-U), IPAP 19 cmH₂O (V60), PSupp 11 (T1)
 - iv. PS14 = PC boven PEEP 14 (Servo-U), IPAP 21 cmH₂O (V60), PSupp 14 (T1)
- g. Datum en tijdstip
 - i. ddmaand is de dag waarop de meting is uitgevoerd, bijvoorbeeld 14mei
 - ii. uumm is bijvoorbeeld 1734 en dat betekent dan dat de meting om 17.34 is gestart.

5 Simulatielongen

11. Sluit de twee IngMar Medical QuickLung met de bijbehorende buizen aan op het Y-stuk en verbindt deze met de *high-flow* uitgang van de FlowAnalyser
12. Stel de weerstand en compliantie in volgens tabel 1 op de beiden simulatielongen.
13. Koppel het ballonnetje om de simulatielongen op te blazen af.
14. Plaats op de opening die hierdoor ontstaat een koppelstuk, waarop vervolgens de beademings slang van de triggerbeademingsmachine (T1) geplaatst wordt.

6 Aansluiten simulatiemodel

15. Sluit de beademingsmachine aan op een T-splitsing (T-stuk-1). Deze splitst de beademings slang in twee delen (zie figuur 6).
 - a. Sluit het ene deel aan op een flexibele beademings slang die de lek gaat reguleren.
 - i. Klem deze beademings slang in door een handschroefclip, zoals te zien in figuur 7 en figuur 8.
 - b. Plaats op het andere deel een filter en plaats daarop een filter met opnieuw een T-stuk. Dit T-stuk splitst de beademingsbuis weer in twee tweeën:
 - i. Een dunne slang die wordt bevestigd aan de *pressure difference* ingang van de FlowAnalyser, zie figuur 6.
 - ii. De *high-flow* ingang van de FlowAnalyser. Zoals hierboven beschreven zit aan de *high-flow* uitgang van de FlowAnalyser het Y-stuk van de simulatielongen.



Figure 6: Koppeling beademingsmachine aan FlowAnalyser.



Figure 7: Beademingslang ingeklemd door handschroefclip.

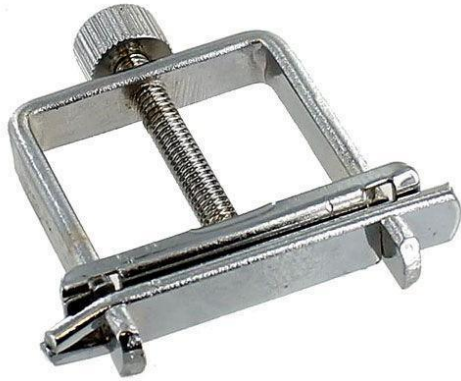


Figure 8: Handschroefclip.

7 Instellen parameters op testlongen en beademingsmachines

In tabel 1 zijn de instellingen voor beide testlongen te zien. In tabel 2 zijn de instellingen voor de Servo-U te zien. In tabel 3 zijn de instellingen voor de Respironics V60 te zien. In Tabel 4 zijn de instellingen voor de Hamilton T1 (met en zonder spreekklepmodus) te zien. Tabel 5 bevat de instellingen voor de Hamilton T1 die als triggermachine wordt gebruikt.

Testlongen	
Compliantie (mL/cmH2O)	10
Weerstand (cmH2O/L/s)	5

Tabel 1: Instellingen testlongen.

Servo-U	
PEEP (cmH2O)	8
PC boven PEEP (cmH2O)	5-8-11-14
Triggersensitiviteit	1,6l/min
Eind inspiratie (%)	50%
Tinsp stijging (s)	0.15
Persoon	Man, 180cm, 75 kg
Verwarmingsmachine	Uit, knoop (3x) in extra slang die sensor is. Door die slang kan een lek ontstaan, daarom is het nodig om daar een knoop in te leggen.

O2-conc. (%)	21
PRamp (ms)	50
I:E	1:2,0

Tabel 2: Instellingen Servo-U.

V60	
Modus	S/T Auto-Trak+
Stijging (min)	UIT
Stijgtijd	2
I-tijd (sec)	1.50
Freq (BPM)	10
O2 (%)	21
IPAP (cmH2O)	13, 16, 19 en 21
EPAP (cmH2O)	8

Tabel 3: Instellingen Respironics V60.

Hamilton met en zonder spreekklep	
Modus	SPONT
PEEP (cmH2O)	8
Zuurstofconcentratie (%)	21
PRamp (ms)	150
ETS (%)	50
Flow Trig. (L/min)	1,6
Persoon	Man, 180 cm en 75kg
PSupp (cmH2O)	5, 8, 11, 14

Tabel 4: Instellingen Hamilton T1.

Triggerbeademingsmachine (Hamilton T1)	
Modus	APVcmv
Vt (mL)	25
Frequentie (b/min)	23
PEEP (cmH2O)	0
Persoon	Man, 180 cm, 75 kg,
Zuurstofconcentratie (%)	21
Flor trig. (L/min)	2
I:E	1:2.0

Tabel 5: Instellingen op Hamilton T1 (als trigger beademingsmachine).

Bij de Hamilton moet gewacht worden voordat hij zijn druk heeft opgebouwd om met het juiste volume te triggeren. Deze wachttijd wordt op het blote oog ingeschat tot de waarde van volume constant is.

8 Nauwkeurigheid simulatiemodel lekflow

1. Koppel de beademingsmachine rechtstreeks aan de Flowanalyser met een extra T-stuk er tussen waar een vaste hoge weerstand wordt geplaatst.
2. Plaats de beademings slang met handschroefclip achter de FlowAnalyser.
3. Start de *high-flow* modus van de beademingsmachine en start een flow van 40L/min.
4. Noteer het aantal graden opening.
5. Noteer de hoogste en laagste waarde weergegeven door de FlowAnalyser onder numerics *Flow High* (zie figuur 11).
6. Draai de knop open.
7. Herhaal stap 4 en 5.
8. Draai de knop nog verder open.
9. Herhaal stap 4 en 5.
10. Draai de knop nog verder open
11. Herhaal stap 4 en 5.
12. Draai de knop weer volledig dicht.
13. Herhaal stap 4 en 5.
14. Draai de knop open naar hetzelfde aantal graden als bij stap 6.
15. Herhaal stap 4 en 5.
16. Draai de knop open naar hetzelfde aantal graden als bij stap 8.
17. Herhaal stap 4 en 5.
18. Herhaal de stappen 4 tot en met 15.
19. Vergelijk de gemeten waarden met elkaar, wanneer deze overeenkomen is het simulatiemodel nauwkeurig.

9 Baseline metingen zonder lek

1. Simulatiemodel opbouwen zoals beschreven onder F.
2. FlowAnalyser opstarten zoals beschreven onder D.

3. Beademingsmachines instellen met de parameters beschreven in tabel 2, 3 en 4, kies voor PC boven PEEP 5 cmH₂O (Servo-U), voor IPAP 13 cmH₂O (V60) en voor PSupp 5 cmH₂O (T1).
4. Triggermachine starten met de instellingen beschreven in tabel 5.
5. Servo-U aan T-stuk-1 koppelen.
6. Alle verbindingen goed vast draaien.
7. In FlowLab de meting starten op het moment dat het scherm een constant patroon weergeeft.
8. Start een meting van 60 seconden.
9. Sla dit bestand op zoals beschreven bij FlowLab instellingen punt D5. Voor de baseline metingen wordt een lek van 999 genoteerd. In dit geval wordt het dus, stel de meting is op 20 mei om 12.50 uur gestart: M1_Lek999_B1_C55_R9_PS5_20mei_1250.log
10. Verhoog de PS naar 8 cmH₂O.
11. Herhaal stap 7 en 8.
12. Verhoog de PS naar 11 cmH₂O.
13. Herhaal stap 7 en 8.
14. Verhoog de PS naar 14 cmH₂O.
15. Herhaal stap 7 en 8.
16. Zet alle logfiles in dezelfde map en analyseer ze met het Matlab script van appendix C.

10 Metingen met oplopende lek

1. Simulatiemodel opbouwen zoals beschreven onder F.
2. FlowAnalyser opstarten zoals beschreven onder D.
3. Beademingsmachines instellen met de parameters beschreven in tabel 2, 3 en 4, kies voor PC boven PEEP 5 cmH₂O (Servo-U), voor IPAP 13 cmH₂O (V60) en voor PSupp 5 cmH₂O (T1).
4. Triggermachine instellen met de parameter beschreven in tabel 5 en starten.
5. Servo-U aan T-stuk-1 koppelen.
6. Lek dichtdraaien tot het percentage lek op de Servo-U nagenoeg 0% aangeeft, dit mag een marge hebben tot 3%.
7. In FlowLab de meting starten op het moment dat het goede percentage bereikt is.
8. Sla dit bestand op zoals beschreven bij FlowLab instellingen punt D5. In dit geval dus, stel de meting is op 20 mei om 12.50 uur gestart: M1_Lek0_B1_C55_R9_PS5_20mei_1250.log
9. Koppel de Servo-U af en de V60 aan op T-stuk-1.
10. Wanneer de V60 het adempatroon genormaliseerd heeft, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
11. Sla dit bestand op zoals beschreven bij FlowLab instellingen punt 7.
12. Koppel de V60 af en de T1 aan op T-stuk-1. Zorg dat de spreekklepmodus uit staat.
13. Wanneer de T1 zonder spreekklepmodus het adempatroon genormaliseerd heeft, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
14. Sla dit bestand op zoals beschreven bij FlowLab instellingen punt 7.
15. Zet de spreekklepmodus aan.
16. Wanneer de T1 met spreekklepmodus het adempatroon genormaliseerd heeft, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
17. Sla dit bestand op zoals beschreven bij FlowLab instellingen punt 7.
18. Koppel de T1 af en de Servo-U aan op T-stuk-1.
19. Wanneer de Servo-U het adempatroon genormaliseerd heeft het lekpercentage, aangegeven op de Servo-U, langzaam opschroeven tot 30%±2 door de handschroefclip open te draaien. Probeer zo dicht mogelijk tot de 30% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
20. Wanneer het percentage van 30%±2 bereikt is, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
21. Herhaal stap 7 tot en met 17 herhalen.
22. Wanneer de Servo-U het adempatroon genormaliseerd heeft het lekpercentage, aangegeven op de Servo-U, langzaam opschroeven tot 50%±2 door de handschroefclip open te draaien. Probeer zo

- dicht mogelijk tot de 50% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
23. Wanneer het percentage van 50 ± 2 bereikt is, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
 24. Herhaal stap 7 tot en met 17 herhalen.
 25. Wanneer de Servo-U het adempatroon genormaliseerd heeft het lekpercentage, aangegeven op de Servo-U, langzaam opschroeven tot 70 ± 2 door de handschroefclip open te draaien. Probeer zo dicht mogelijk tot de 70% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
 26. Wanneer het percentage van 70 ± 2 bereikt is, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
 27. Herhaal stap 7 tot en met 17 herhalen.
 28. Wanneer de Servo-U het adempatroon genormaliseerd heeft het lekpercentage, aangegeven op de Servo-U, langzaam opschroeven tot 80 ± 2 door de handschroefclip open te draaien. Probeer zo dicht mogelijk tot de 80% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
 29. Wanneer het percentage van 80 ± 2 bereikt is, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
 30. Herhaal stap 7 tot en met 17 herhalen.
 31. Wanneer de Servo-U het adempatroon genormaliseerd heeft het lekpercentage, aangegeven op de Servo-U, langzaam opschroeven tot 90 ± 2 door de handschroefclip open te draaien. Probeer zo dicht mogelijk tot de 90% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
 32. Wanneer het percentage van 90 ± 2 bereikt is, de meting in FlowLab starten. Er wordt nu 60 seconden gemeten.
 33. Herhaal stap 7 tot en met 17 herhalen.
 34. Verander op alle drie de beademingsmachines de volgende parameters: PC boven PEEP wordt 8 cmH₂O (Servo-U), IPAP wordt 16 cmH₂O (V60) en PSupp wordt 8 cmH₂O (T1).
 35. Draai de handschroefclip weer volledig dicht zodat het percentage lek op de Servo-U nagenoeg 0% aangeeft, dit mag een marge hebben tot 3%.
 36. Herhaal stap 6 tot en met 32.
 37. Verander op alle drie de beademingsmachines de volgende parameters: PC boven PEEP wordt 11 cmH₂O (Servo-U), IPAP wordt 19 cmH₂O (V60) en PSupp wordt 1 cmH₂O (T1).
 38. Draai de handschroefclip weer volledig dicht zodat het percentage lek op de Servo-U nagenoeg 0% aangeeft, dit mag een marge hebben tot 3%.
 39. Herhaal stap 6 tot en met 31.
 40. Verander op alle drie de beademingsmachines de volgende parameters: PC boven PEEP wordt 11 cmH₂O (Servo-U), IPAP wordt 19 cmH₂O (V60) en PSupp wordt 1 cmH₂O (T1).
 41. Draai de handschroefclip weer volledig dicht zodat het percentage lek op de Servo-U nagenoeg 0% aangeeft, dit mag een marge hebben tot 3%.
 42. Herhaal stap 6 tot en met 32.
 43. Herhaal stap 2 tot en met 41 en de tweede meting te starten.
 44. Zet alle logfiles in dezelfde map en analyseer ze met het Matlab script in appendix C.

11 Kwantificeren van de lekflow

45. Behoudt dezelfde instellingen voor de beademingsmachines, FlowLab en de simulatielongen en behoudt dezelfde aansluiting van de triggerbeademingsmachine (T1).
46. Kies voor PC boven PEEP op de Servo-U 5 cmH₂O.
47. Het simulatiemodel wordt veranderd ten opzichte van de metingen met oplopende lek om de lekflow te kunnen bepalen, zie figuur 9 en 10
 - a. Sluit de beademingsmachine aan op een T-splitsing (T-stuk-1). Deze splitst de beademingsslang in twee delen (zie figuur 9)

- i. Het rechtdoorgaande deel wordt aangesloten op het Y-stuk van de simulatielongen.
 - ii. De aftakking wordt aangesloten op een filter waar weer een T-splitsing op zit.
 - 1. Op de ene kant wordt een dunne slang aangesloten die wordt bevestigd aan de pressure difference ingang van de FlowAnalyser.
 - 2. De andere kant wordt aangesloten op de *high-flow* ingang van de FlowAnalyser. Aan de *high-flow* uitgang wordt de beademingslang aangesloten die de variabele lek verzorgd.
48. Draai de handschroefclip volledig dicht, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft nagenoeg 0% wordt, dit mag een marge hebben tot 3%.
49. Zorg dat de flow hoog nu 0 aangeeft, kalibreer anders de FlowAnalyser opnieuw.
50. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel. .
51. Draai de handschroefclip langzaam open, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft $25\% \pm 2$ wordt. Probeer zo dicht mogelijk tot de 70% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
52. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
53. Draai de handschroefclip langzaam open, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft $40\% \pm 2$ wordt. Probeer zo dicht mogelijk tot de 40% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
54. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide, samen met het precieze lekpercentage in excel.
55. Draai de handschroefclip langzaam open, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft $40\% \pm 2$ wordt. Probeer zo dicht mogelijk tot de 40% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
56. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
57. Draai de handschroefclip langzaam open, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft $60\% \pm 2$ wordt. Probeer zo dicht mogelijk tot de 0% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
58. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
59. Draai de handschroefclip langzaam open, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft $80\% \pm 2$ wordt. Probeer zo dicht mogelijk tot de 80% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
60. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
61. Draai de handschroefclip langzaam open, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft $90\% \pm 2$ wordt. Probeer zo dicht mogelijk tot de 90% te komen. Draai de handschroefclip vooral niet te snel, zodat er van een laag percentage naar een hoog percentage gewerkt blijft worden.
62. Herhaal stap 4 tot en met 17.
63. Herhaal stap 4 tot en met 17.
64. Verander de PC boven PEEP op de Servo-U naar 8 cm H₂O.
65. Draai de handschroefclip volledig dicht, zodat het lekpercentage dat de Servo-U weergeeft nagenoeg 0% wordt, dit mag een marge hebben tot 3%.
66. Zorg dat de flow hoog nu 0 aangeeft, kalibreer anders de FlowAnalyser opnieuw.

67. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
68. Probeer de flow die gemeten en genoteerd is bij D8 te reproduceren.
69. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
70. Pas indien de genoteerde flow bij D25 afwijkt van de genoteerde flow bij D8 het lekpercentage, weergegeven op de Servo-U, aan.
71. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
72. Herhaal stap 26 en 27 tot deze flow minimaal afwijkt van de flow bij D8.
73. Probeer de flow die gemeten en genoteerd is bij D10 te reproduceren.
74. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
75. Pas indien de genoteerde flow bij D30 afwijkt van de genoteerde flow bij D10 het lekpercentage, weergegeven op de Servo-U, aan.
76. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
77. Herhaal stap 31 en 32 tot deze flow minimaal afwijkt van de flow bij D10.
78. Probeer de flow die gemeten en genoteerd is bij D12 te reproduceren.
79. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
80. Pas indien de genoteerde flow bij D35 afwijkt van de genoteerde flow bij D10 het lekpercentage, weergegeven op de Servo-U, aan.
81. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
82. Herhaal stap 36 en 37 tot deze flow minimaal afwijkt van de flow bij D12.
83. Probeer de flow die gemeten en genoteerd is bij D14 te reproduceren.
84. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
85. Pas indien de genoteerde flow bij D40 afwijkt van de genoteerde flow bij D14 het lekpercentage, weergegeven op de Servo-U, aan.
86. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
87. Herhaal stap 41 en 42 tot deze flow minimaal afwijkt van de flow bij D14.
88. Probeer de flow die gemeten en genoteerd is bij D16 te reproduceren.
89. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
90. Pas indien de genoteerde flow bij D45 afwijkt van de genoteerde flow bij D16 het lekpercentage, weergegeven op de Servo-U, aan.
91. Lees in het beeld numerics, show onder value de hoogste en de laagste waarde van *flow high* afgedurende 15 seconden, zie figuur 11. Noteer beide waarden, samen met het precieze lekpercentage in excel.
92. Herhaal stap 47 en 47 tot deze flow minimaal afwijkt van de flow bij D8.

- 93. Verander de PC boven PEEP op de Servo-U naar 11 cm H2O.
- 94. Herhaal stap 21 tot en met 48.
- 95. Verander de PC boven PEEP op de Servo-U naar 14 cm H2O.
- 96. Herhaal stap 21 tot en met 48.

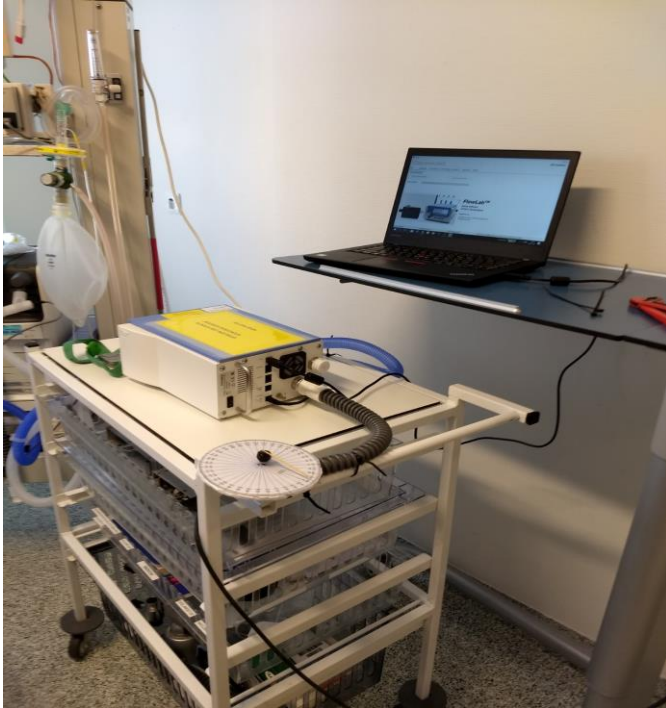


Figure 10: Koppeling FlowAnalyser aan lek, en beademingslang rechtstreeks aan longen.

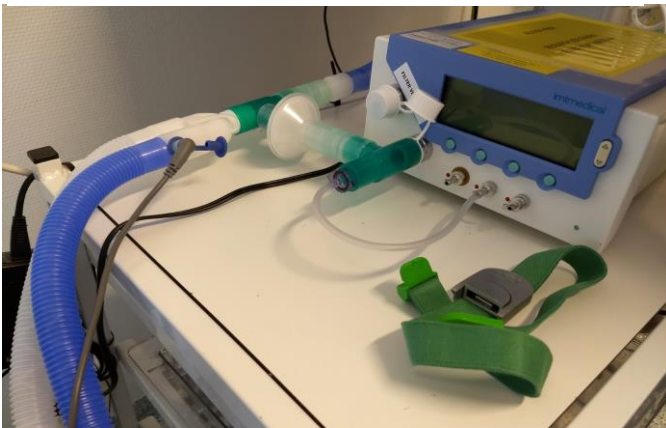


Figure 9: Beademingslang met opening lek achter de FlowAnalyser.

file panels numerics trending reports options help

SHOW CONFIGURATION

Statistiek

Measuring values	Unit	Value	Min	Max	Average	Setpoint	Limit Lo	Limit Hi	OK
Flow High	l/min	---	---	---	---				
Pressure Difference	cmH2O	---	---	---	---				

Figure 11: Numerics show.

12 Uitkomsten nauwkeurigheid simulatiemodel met lekflow

Om de nauwkeurigheid van de stopkraan te bepalen is er gebruik gemaakt van de *high flow* modus op de beademingsmachine. Aan de beademings slang wordt een T-splitsing geplaatst waar aan één kant de kraan met FlowAnalyser wordt aangekoppeld, en aan de andere kant een vaste hoge weerstand wordt geplaatst. Hierbij wordt de kraan op verschillende openingen gezet en wordt er bekeken of de lekflow bij een opening van een bepaald aantal graden hetzelfde blijft. Bij een kleine opening, en dus een lage lekflow, blijken er grote afwijkingen te zijn. Het moment waarop de kraan open gaat lijkt willekeurig. Vanaf een constante lekflow van minimaal 14.6 L/min is de afwijking tussen verschillende metingen slechts 1.23%. Wanneer de lekflow lager wordt, zal de kraan de bij de ene meting een hogere weerstand leveren dan bij de andere meting. Dit komt doordat de kraan dicht valt. Deze kraan blijkt dus alleen bij een hoge lekflow nauwkeurig, maar dit is niet voldoende voor ons onderzoek.

Appendix B: FlowLab instellingen

[DeviceSettings]

TriggerValueId=0

[SessionSettings]

TrendRecHours=0

TrendRecMinutes=1

TrendRecIntervallMinutes=0

TrendRecIntervallSeconds=0.01

TrendXResolution=2

Trend_Title=Lek 20 PS 5

Trend_Backcolor_Color=ffffff

Trend_Gridline_Color=626262

Autoscale=False

CustomGas_Custom1=Air;1.2;18.05;0.0475

CustomGas_Custom2=Halothane;6.837;12.46;0

CustomGas_Custom3=Enflurane;5.476;8.07;0

CustomGas_Custom4=Isoflurane;5.476;8.92;0

CustomGas_Custom5=Sevoflurane;6.457;12.76;0

CustomGas_Custom6=Desflurane;5.739;14.52;0

CustomGas_Custom7=Xenon;5.488;21.1;0

CustomGas_Custom8=;1;10;0

CustomGas_Custom9=;1;10;0

CustomGas_Custom10=;1;10;0

CustomGasCalc_N2=False;False;0

CustomGasCalc_O2=False;False;0

CustomGasCalc_CO2=False;False;0

CustomGasCalc_He=False;False;0

CustomGasCalc_N2O=False;False;0

CustomGasCalc_Custom1=False;False;0

CustomGasCalc_Custom2=False;False;0

CustomGasCalc_Custom3=False;False;0

CustomGasCalc_Custom4=False;False;0

CustomGasCalc_Custom5=False;False;0

CustomGasCalc_Custom6=False;False;0

CustomGasCalc_Custom7=False;False;0

CustomGasCalc_Custom8=False;False;0

CustomGasCalc_Custom9=False;False;0

CustomGasCalc_Custom10=False;False;0

[TriggerSetting]

[ReportSettings]

OutputCurves=True

OutputNumerics=True

Company=IMT Analytics AG
Gewerbestrasse 8
9470 Buchs
Switzerland

Operator=Operator

Title=Longmodel voor spreken tijdens beademen

Customer=Universiteit Twente

Department=Technische Geneeskunde - MDO 07

ImageAutoScale=False

UutBrand=

UutType=

UutOperatingHours=

UutSerialNumber=

Comment=Technische Geneeskunde
Medisch Centrum Leeuwarden
MDO 07
Peter van 't Ooster
Ruth van Heugten
Tessa Coenraad
Suzan Wulms

begeleider: Peter Egbers
CommentEmptyLines=3
PrintUniqueld=False

[PerformanceSettings]

[NumericMonitoringSetting0]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=22
NumMonitoring_Unit_ID=22
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=0
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting1]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=21
NumMonitoring_Unit_ID=0
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=1
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting2]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=29
NumMonitoring_Unit_ID=16
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=2
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting3]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=27
NumMonitoring_Unit_ID=16
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=3
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting4]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=30
NumMonitoring_Unit_ID=3
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=4

NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting5]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=24
NumMonitoring_Unit_ID=19
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=5
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting6]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=23
NumMonitoring_Unit_ID=19
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=6
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting7]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=25
NumMonitoring_Unit_ID=1
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=7
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting8]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=19
NumMonitoring_Unit_ID=21
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=8
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=
NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericMonitoringSetting9]
NumMonitoring_Visible=False
NumMonitoring_MeasVal_ID=20
NumMonitoring_Unit_ID=21
NumMonitoring_Filter_ID=1
NumMonitoring_Position=9
NumMonitoring_Setpoint=
NumMonitoring_LimitLo=

NumMonitoring_LimitHi=
NumMonitoring_Color=ff000000

[NumericSetting0]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=1
Num_Unit_ID=1
Filter_ID=1
Num_Position=1
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting1]
Num_Visible=True
Num_MeasVal_ID=0
Num_Unit_ID=1
Filter_ID=1
Num_Position=0
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting2]
Num_Visible=True
Num_MeasVal_ID=3
Num_Unit_ID=16
Filter_ID=1
Num_Position=3
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting3]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=4
Num_Unit_ID=16
Filter_ID=1
Num_Position=2
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting4]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=13
Num_Unit_ID=16
Filter_ID=1
Num_Position=4
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting5]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=10
Num_Unit_ID=3
Filter_ID=1
Num_Position=5
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting6]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=9
Num_Unit_ID=3
Filter_ID=1
Num_Position=6
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting7]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=13
Num_Unit_ID=16
Filter_ID=1
Num_Position=7
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting8]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=14
Num_Unit_ID=15
Filter_ID=1
Num_Position=8
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[NumericSetting9]
Num_Visible=False
Num_MeasVal_ID=6
Num_Unit_ID=19
Filter_ID=1
Num_Position=9
Num_Setpoint=
Num_LimitLo=
Num_LimitHi=
Num_Color=ff000000

[PanelSetting0]

Panel_Visible=True
Title=Flow
BackColor_Color=ffffff
Gridline_Color=626262
Loop=False
Curve1_Visible=True
Curve1_ID=0
Curve1_Unit_ID=1
Curve1_Min=-55.9
Curve1_Span=149.5
Curve1_Grid=True
Curve1_Color=ff006db5
Curve1_Style=1
Curve2_Visible=False
Curve2_ID=1
Curve2_Unit_ID=1
Curve2_Min=-55.9
Curve2_Span=149.5
Curve2_Grid=False
Curve2_Color=ff86bfbc
Curve2_Style=0
Visible=True

[PanelSetting1]
Panel_Visible=True
Title=Pressure
BackColor_Color=ffffff
Gridline_Color=626262
Loop=False
Curve1_Visible=True
Curve1_ID=3
Curve1_Unit_ID=16
Curve1_Min=-2.253573
Curve1_Span=19.0483
Curve1_Grid=True
Curve1_Color=ff008000
Curve1_Style=1
Curve2_Visible=False
Curve2_ID=13
Curve2_Unit_ID=16
Curve2_Min=-2.253573
Curve2_Span=19.0483
Curve2_Grid=False
Curve2_Color=ff86bfbc
Curve2_Style=0
Visible=True

[PanelSetting2]
Panel_Visible=False
Title=Panel 3
BackColor_Color=ffffff
Gridline_Color=626262
Loop=False
Curve1_Visible=False
Curve1_ID=3
Curve1_Unit_ID=16
Curve1_Min=-456.9
Curve1_Span=1327.2

Curve1_Grid=True
Curve1_Color=ff006db5
Curve1_Style=1
Curve2_Visible=False
Curve2_ID=6
Curve2_Unit_ID=19
Curve2_Min=0
Curve2_Span=1
Curve2_Grid=False
Curve2_Color=ff86bfbc
Curve2_Style=0

[TrendingSetting0]
Trending_Visible=True
Trending_MeasVal_ID=0
Trending_Unit_ID=1
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=0
Trending_Color=ff0065ca

[TrendingSetting1]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=19
Trending_Unit_ID=21
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=1
Trending_Color=ffd50000

[TrendingSetting2]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=20
Trending_Unit_ID=21
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=2
Trending_Color=ff009500

[TrendingSetting3]
Trending_Visible=True
Trending_MeasVal_ID=3
Trending_Unit_ID=16
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=3
Trending_Color=ff008000

[TrendingSetting4]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=13
Trending_Unit_ID=16
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=4
Trending_Color=ffea7500

[TrendingSetting5]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=29
Trending_Unit_ID=16
Trending_Filter_ID=1

Trending_Position=5
Trending_Color=ff359a9f

[TrendingSetting6]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=6
Trending_Unit_ID=19
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=6
Trending_Color=ff8a7142

[TrendingSetting7]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=23
Trending_Unit_ID=19
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=7
Trending_Color=ff9a9a9a

[TrendingSetting8]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=24
Trending_Unit_ID=19
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=8
Trending_Color=ffe21d98

[TrendingSetting9]
Trending_Visible=False
Trending_MeasVal_ID=25
Trending_Unit_ID=1
Trending_Filter_ID=1
Trending_Position=9
Trending_Color=ff000000

Appendix C: Matlabscript

```
clc; clear all; close all
%% Naamgeving aan- en uitzettenworkspace en plotname aanpassen
% LET OP: pas LOCATIE aan naar de doelloctie.
% B1 Maquet Servo-U
% B2 Philips Respironics V60
% B3 Hamilton T1 zonder spreekmodus
% B4 Hamilton T1 met spreekmodus
Beademingsmachine=1;           % pas nummer beademingsmachine aan naar de ingeladen
                                % beademingsmachine

if Beademingsmachine==1
    workspacename='workspaceB1';
    plotnamea='Gemiddeld en maximaal teugvolume Maquet Servo-U';
    plotnameb='Spreiding teugvolume Maquet Servo-U';
    plotnamec='Minuutvolume Maquet Servo-U';
    plotnamed='Ademfrequentie Maquet Servo-U';
    tablePS5csv='LOCATIE\TableTVPS5B1.csv';
    tablePS8csv='LOCATIE\TableTVPS8B1.csv';
    tablePS11csv='LOCATIE\TableTVPS11B1.csv';
    tablePS14csv='LOCATIE\TableTVPS14B1.csv';
    tablePS5xls='LOCATIE\TableTVPS5B1.xls';
    tablePS8xls='LOCATIE\TableTVPS8B1.xls';
    tablePS11xls='LOCATIE\TableTVPS11B1.xls';
    tablePS14xls='LOCATIE\TableTVPS14B1.xls';
    table='LOCATIE\TableB1.xls';
elseif Beademingsmachine==2
    workspacename='workspaceB2';
    plotnamea='Gemiddeld en maximaal teugvolume Philips Respironics V60';
    plotnameb='Spreiding teugvolume Philips Respironics V60';
    plotnamec='Minuutvolume Philips Respironics V60';
    plotnamed='Ademfrequentie Philips Respironics V60';
    tablePS5csv='LOCATIE\TableTVPS5B2.csv';
    tablePS8csv='LOCATIE\TableTVPS8B2.csv';
    tablePS11csv='LOCATIE\TableTVPS11B2.csv';
    tablePS14csv='LOCATIE\TableTVPS14B2.csv';
    tablePS5xls='LOCATIE\TableTVPS5B2.xls';
    tablePS8xls='LOCATIE\TableTVPS8B2.xls';
    tablePS11xls='LOCATIE\TableTVPS11B2.xls';
    tablePS14xls='LOCATIE\TableTVPS14B2.xls';
    table='LOCATIE\TableB2.xls';
elseif Beademingsmachine==3
    workspacename='workspaceB3';
    plotnamea='Gemiddeld en maximaal teugvolume Hamilton T1 zonder spreekmodus';
    plotnameb='Spreiding teugvolume Hamilton T1 zonder spreekmodus';
    plotnamec='Minuutvolume Hamilton T1 zonder spreekmodus';
    plotnamed='Ademfrequentie Hamilton T1 zonder spreekmodus';
    tablePS5csv='LOCATIE\TableTVPS5B3.csv';
    tablePS8csv='LOCATIE\TableTVPS8B3.csv';
    tablePS11csv='LOCATIE\TableTVPS11B3.csv';
    tablePS14csv='LOCATIE\TableTVPS14B3.csv';
```

```

tablePS5xls='LOCATIE\TableTVPS5B3.xls';
tablePS8xls='LOCATIE\TableTVPS8B3.xls';
tablePS11xls='LOCATIE\TableTVPS11B3.xls';
tablePS14xls='LOCATIE\TableTVPS14B3.xls';
table='LOCATIE\TableB3.xls';
elseif Beademingsmachine==4
    workspaceName='workspaceB4';
    plotnamea='Gemiddeld en maximaal teugvolume Hamilton T1 met spreekklepmodus';
    plotnameb='Spreiding teugvolume Hamilton T1 met spreekklepmodus';
    plotnamec='Minuutvolume Hamilton T1 met spreekklepmodus';
    plotnamed='Ademfrequentie Hamilton T1 met spreekklepmodus';
    tablePS5csv='LOCATIE\TableTVPS5B4.csv';
    tablePS8csv='LOCATIE\TableTVPS8B4.csv';
    tablePS11csv='LOCATIE\TableTVPS11B4.csv';
    tablePS14csv='LOCATIE\TableTVPS14B4.csv';
    tablePS5xls='LOCATIE\TableTVPS5B4.xls';
    tablePS8xls='LOCATIE\TableTVPS8B4.xls';
    tablePS11xls='LOCATIE\TableTVPS11B4.xls';
    tablePS14xls='LOCATIE\TableTVPS14B4.xls';
    table='LOCATIE\TableB4.xls';
end
%% Definieren van kleuren
red = [1 0 0];
blue = [0 0 1];
magenta = [1 0 1];
green = [0.4660 0.6740 0.1880];

%% Loop inladen
files=dir('* .log');

for i=1:length(files)
    clearvars -except T i files TVPS5 TVPS8 TVPS11 TVPS14 plotname workspaceName tablePS5csv
    tablePS5xls tablePS8csv tablePS8xls tablePS11csv tablePS11xls tablePS14csv tablePS14xls table TVall n red
    blue magenta green

    % uitlezen naam tekstbestand
    out=textscan(files(i).name,'M%f_Lek%f_B%f_C%f_R%f_PS%f');
    M(i)=out{1};
    Lek(i)=out{2};
    B(i)=out{3};
    C(i)=out{4};
    R(i)=out{5};
    PS(i)=out{6};

    % omschrijven lek naar de weergegeven lekpercentages door de Servo-U
    if Lek(i)==0
        Lek=0;
    elseif Lek(i)==1
        Lek=30;
    elseif Lek(i)==2
        Lek=50;
    elseif Lek(i)==3
        Lek=70;
    end
end

```



```

elseif Lek(i)==4
Lek=80;
elseif Lek(i)==5
Lek=90;
end

% flow en tijd uitlezen
loadcell = readcell(files(i).name); % data inladen
data = string(loadcell);
time = data(7:end,1); % van time een vector maken
time = strrep(time, ',', '.'); % komma's in vector in punten veranderen
time = str2double(time);
flow = data(7:end,2);
flow= strrep(flow, ',', '.');
flow = str2double(flow);
flow = flow./60; % flow in mL/s
if max(flow)<200 % eenheid van de data verschilt. Deels in mL en deels in L.
% data in L wordt omgeschreven naar mL

flow=flow.*1000;
end
flowlpm=flow.*60./1000; % flow in ml/min
flowpos = flow;
flowpos(flowpos<0)= 0; % schrijf flow om naar mL/min en neem alleen de postieve flow
% waarden

% peaks van flowpos
mph=prctile(flowpos,80); % MinPeakHeight als voorwaarde voor Peak detectie
fs=100; % samplefrequentie
mpd=1.5*fs; % MinPeakDistance zodat niet twee peaks achter elkaar
% gedetecteerd worden
[peaks, l]=findpeaks(flowpos, 'MinPeakHeight', mph, 'MinPeakDistance', mpd);
r (i) =length(peaks); % ademprequentie

%TV integreren met peaks
for k=1:length(peaks)-1
stop_insp(k)=find(flowpos(l(k):l(k+1))==0,1)+l(k);
end
for j=1:length(peaks)-2
TV(j)=trapz(time((stop_insp(j):stop_insp(j+1))),flowpos((stop_insp(j):stop_insp(j+1)))); % TV integreren
end

% gemiddelde TV, maximale TV en MV berekenen
TVmean=mean(TV); % gemiddelde TV
TVmax=max(TV); % maximum TV
MV=sum(TV)/1000; % minuutvolume in L
n=33; % maximaal aantal TV, zodat alle TVs in de TVall komen
TVall=cell2mat({TV});
TVall(end+1:n)=NaN; % maak leeg TVall

% Double maken met Meting, Lek, Compliantie, Weerstand, Pressure Support, TV gemiddeld, TV
% maximaal, ademprequentie, minuutvolume en alle teugvolumes
T(i,:)= [M(i),Lek,B(i),C(i),R(i),PS(i),TVmean,TVmax,r(i),MV,TVall];
% plot flowpos , peak en stop_insp

```

```

figure;plot(flowpos);hold on;plot(l,flow(l),'*');hold on;
plot(stop_insp,flowpos(stop_insp),'x');
xlabel('Tijd [s]'); ylabel('Flow^{c} [mL/min]'); title('Flowpos met peaks en stop inspiratie')

% plot flow inspiatie en expiratie voor vergelijking oppakken
% triggering met/zonder filter
linezero=zeros(length(time),1);
figure;plot(time,flowlpmin,'color',blue);hold on; plot(time,linezero,'color',red)
xlim([0 60]);
xlabel('Tijd [s]')
ylabel('Flow^{c} [L/min]')
title('Flow over de tijd')
set(gca, 'FontName','Serif')
propertyeditor('on')

% PS uitsplitsen in 4 verschillende doubles met daarin de Lek, TVmean en TVmax
if PS(i)==5
    TVPS5(i,:)=[Lek,TVmean, TVmax, MV, r(i), TVall];
elseif PS(i)==8
    TVPS8(i,:)=[Lek,TVmean, TVmax, MV, r(i), TVall];
elseif PS(i)==11
    TVPS11(i,:)=[Lek,TVmean, TVmax, MV, r(i), TVall];
elseif PS(i)==14
    TVPS14(i,:)=[Lek,TVmean, TVmax, MV, r(i), TVall];
end

end

end

%% Filteren van de nul-rijen en gemiddelde tussen M1 en M2 berekenen
% Deel A: filteren van de rijen met nullen vanuit de vier verschillende TVPS doubles per meting worden de
% NaN cellen verwijderd om vervolgens M1 en M2 aan elkaar in één rij te zetten en aan te vullen tot een rij
% van lengte 2x n met NaN

% Deel B: gemiddelde nemen van TVmean en TVmax van beide metingen

% Deel C: bereken percentage van TVmean bij Lek% t.o.v. TVmean bij Lek0 met % is Lek0 t/m Lek6

% Deel D: bereken percentage afwijking TVmax ten opzichte van TVmean

% Deel E: maak nieuwe double met de volgende kolommen: Lek, TVmean, TVmax, MV, RR,
% Percentage_Gemiddeld_Teugvolume_tov_Lek0, Percentage_Afwijking_TVmax_tov_TVmean, elke TV

% Table maakt een tabel van deel E zonder de individuele TVs

% PS5
TVPS5a=TVPS5(any(TVPS5,2),:);
TVPS5aL0M1=TVPS5a(1,6:n+3); TVPS5aL0M1(find(isnan(TVPS5aL0M1)))=[]; TVPS5aL0M2=TVPS5a(7,6:n+3);
TVPS5aL0M2(find(isnan(TVPS5aL0M2)))=[];
TVPS5aL0=[TVPS5aL0M1, TVPS5aL0M2]; TVPS5aL0(end+1:2*n)=NaN;
TVPS5aL30M1=TVPS5a(2,6:n+3); TVPS5aL30M1(find(isnan(TVPS5aL30M1)))=[];
TVPS5aL30M2=TVPS5a(8,6:n+3); TVPS5aL30M2(find(isnan(TVPS5aL30M2)))=[];
TVPS5aL30=[TVPS5aL30M1, TVPS5aL30M2]; TVPS5aL30(end+1:2*n)=NaN;
TVPS5aL50M1=TVPS5a(3,6:n+3); TVPS5aL50M1(find(isnan(TVPS5aL50M1)))=[];
TVPS5aL50M2=TVPS5a(9,6:n+3); TVPS5aL50M2(find(isnan(TVPS5aL50M2)))=[];

```

```

TVPS5aL50=[TVPS5aL50M1, TVPS5aL50M2]; TVPS5aL50(end+1:2*n)=NaN;
TVPS5aL70M1=TVPS5a(4,6:n+3); TVPS5aL70M1(find(isnan(TVPS5aL70M1)))=[];
TVPS5aL70M2=TVPS5a(10,6:n+3); TVPS5aL70M2(find(isnan(TVPS5aL70M2)))=[];
TVPS5aL70=[TVPS5aL70M1, TVPS5aL70M2]; TVPS5aL70(end+1:2*n)=NaN;
TVPS5aL80M1=TVPS5a(5,6:n+3); TVPS5aL80M1(find(isnan(TVPS5aL80M1)))=[];
TVPS5aL80M2=TVPS5a(11,6:n+3); TVPS5aL80M2(find(isnan(TVPS5aL80M2)))=[];
TVPS5aL80=[TVPS5aL80M1, TVPS5aL80M2]; TVPS5aL80(end+1:2*n)=NaN;
TVPS5aL90M1=TVPS5a(6,6:n+3); TVPS5aL90M1(find(isnan(TVPS5aL90M1)))=[];
TVPS5aL90M2=TVPS5a(12,6:n+3); TVPS5aL90M2(find(isnan(TVPS5aL90M2)))=[];
TVPS5aL90=[TVPS5aL90M1, TVPS5aL90M2]; TVPS5aL90(end+1:2*n)=NaN;
TVPS5aLall=[TVPS5aL0; TVPS5aL30; TVPS5aL50; TVPS5aL70; TVPS5aL80; TVPS5aL90];
TVPS5b=(TVPS5a(1:6,1:5)+TVPS5a(7:12,1:5))./2; % gemiddelde van TVmean, TVmax, Perc tov lek0, Perc
afwijking TVmax
TVPS5c=[TVPS5b(1,2)/TVPS5b(1,2)*100; TVPS5b(2,2)/TVPS5b(1,2)*100; TVPS5b(3,2)/TVPS5b(1,2)*100;
TVPS5b(4,2)/TVPS5b(1,2)*100; TVPS5b(5,2)/TVPS5b(1,2)*100; TVPS5b(6,2)/TVPS5b(1,2)*100];
TVPS5d=[(TVPS5b(1,3)-TVPS5b(1,2))/TVPS5b(1,3)*100; (TVPS5b(2,3)-TVPS5b(2,2))/TVPS5b(2,3)*100;
(TVPS5b(3,3)-TVPS5b(3,2))/TVPS5b(3,3)*100; (TVPS5b(4,3)-TVPS5b(4,2))/TVPS5b(4,3)*100; (TVPS5b(5,3)-
TVPS5b(5,2))/TVPS5b(5,3)*100; (TVPS5b(6,3)-TVPS5b(6,2))/TVPS5b(6,3)*100];
TVPS5e=[TVPS5b(:,1), TVPS5c(:,1), TVPS5d(:,1), TVPS5aLall];
TableTVPS5=array2table(TVPS5e,'VariableNames',{'Lek','Gemiddelde_Teugvolume','Maximum_Teugvolume','
Minuutvolume','Ademfrequentie','Percentage_Gemiddeld_Teugvolume_tov_Lek0','Percentage_Afwijking_TV
max_tov_TVmean','TV1','TV2','TV3','TV4','TV5','TV6','TV7','TV8','TV9','TV10','TV11','TV12','TV13','TV14','TV15',
'TV16','TV17','TV18','TV19','TV20','TV21','TV22','TV23','TV24','TV25','TV26','TV27','TV28','TV29','TV30','TV31',
'TV32','TV33','TV34','TV35','TV36','TV37','TV38','TV39','TV40','TV41','TV42','TV43','TV44','TV45','TV46','TV47','T
V48','TV49','TV50','TV51','TV52','TV53','TV54','TV55','TV56','TV57','TV58','TV59','TV60','TV61','TV62','TV63','TV
64','TV65','TV66'});

% PS8
TVPS8a=TVPS8(any(TVPS8,2),:);
TVPS8aL0M1=TVPS8a(1,6:n+3); TVPS8aL0M1(find(isnan(TVPS8aL0M1)))=[]; TVPS8aL0M2=TVPS8a(7,6:n+3);
TVPS8aL0M2(find(isnan(TVPS8aL0M2)))=[];
TVPS8aL0=[TVPS8aL0M1, TVPS8aL0M2]; TVPS8aL0(end+1:2*n)=NaN;
TVPS8aL30M1=TVPS8a(2,6:n+3); TVPS8aL30M1(find(isnan(TVPS8aL30M1)))=[];
TVPS8aL30M2=TVPS8a(8,6:n+3); TVPS8aL30M2(find(isnan(TVPS8aL30M2)))=[];
TVPS8aL30=[TVPS8aL30M1, TVPS8aL30M2]; TVPS8aL30(end+1:2*n)=NaN;
TVPS8aL50M1=TVPS8a(3,6:n+3); TVPS8aL50M1(find(isnan(TVPS8aL50M1)))=[];
TVPS8aL50M2=TVPS8a(9,6:n+3); TVPS8aL50M2(find(isnan(TVPS8aL50M2)))=[];
TVPS8aL50=[TVPS8aL50M1, TVPS8aL50M2]; TVPS8aL50(end+1:2*n)=NaN;
TVPS8aL70M1=TVPS8a(4,6:n+3); TVPS8aL70M1(find(isnan(TVPS8aL70M1)))=[];
TVPS8aL70M2=TVPS8a(10,6:n+3); TVPS8aL70M2(find(isnan(TVPS8aL70M2)))=[];
TVPS8aL70=[TVPS8aL70M1, TVPS8aL70M2]; TVPS8aL70(end+1:2*n)=NaN;
TVPS8aL80M1=TVPS8a(5,6:n+3); TVPS8aL80M1(find(isnan(TVPS8aL80M1)))=[];
TVPS8aL80M2=TVPS8a(11,6:n+3); TVPS8aL80M2(find(isnan(TVPS8aL80M2)))=[];
TVPS8aL80=[TVPS8aL80M1, TVPS8aL80M2]; TVPS8aL80(end+1:2*n)=NaN;
TVPS8aL90M1=TVPS8a(6,6:n+3); TVPS8aL90M1(find(isnan(TVPS8aL90M1)))=[];
TVPS8aL90M2=TVPS8a(12,6:n+3); TVPS8aL90M2(find(isnan(TVPS8aL90M2)))=[];
TVPS8aL90=[TVPS8aL90M1, TVPS8aL90M2]; TVPS8aL90(end+1:2*n)=NaN;
TVPS8aLall=[TVPS8aL0; TVPS8aL30; TVPS8aL50; TVPS8aL70; TVPS8aL80; TVPS8aL90];
TVPS8b=(TVPS8a(1:6,1:5)+TVPS8a(7:12,1:5))./2; % gemiddelde van TVmean, TVmax, Perc tov lek0, Perc
afwijking TVmax
TVPS8c=[TVPS8b(1,2)/TVPS8b(1,2)*100; TVPS8b(2,2)/TVPS8b(1,2)*100; TVPS8b(3,2)/TVPS8b(1,2)*100;
TVPS8b(4,2)/TVPS8b(1,2)*100; TVPS8b(5,2)/TVPS8b(1,2)*100; TVPS8b(6,2)/TVPS8b(1,2)*100];

```

```

TVPS8d=[(TVPS8b(1,3)-TVPS8b(1,2))/TVPS8b(1,3)*100; (TVPS8b(2,3)-TVPS8b(2,2))/TVPS8b(2,3)*100;
(TVPS8b(3,3)-TVPS8b(3,2))/TVPS8b(3,3)*100; (TVPS8b(4,3)-TVPS8b(4,2))/TVPS8b(4,3)*100; (TVPS8b(5,3)-
TVPS8b(5,2))/TVPS8b(5,3)*100; (TVPS8b(6,3)-TVPS8b(6,2))/TVPS8b(6,3)*100];
TVPS8e=[TVPS8b(:,.), TVPS8c(:,1), TVPS8d(:,1), TVPS8aLall];
TableTVPS8=array2table(TVPS8e,'VariableNames',{'Lek','Gemiddelde_Teugvolume','Maximum_Teugvolume',
'Minuutvolume','Ademfrequentie','Percentage_Gemiddeld_Teugvolume_tov_Lek0','Percentage_Afwijking_TV
max_tov_TVmean','TV1','TV2','TV3','TV4','TV5','TV6','TV7','TV8','TV9','TV10','TV11','TV12','TV13','TV14','TV15',
'TV16','TV17','TV18','TV19','TV20','TV21','TV22','TV23','TV24','TV25','TV26','TV27','TV28','TV29','TV30','TV31',
'TV32','TV33','TV34','TV35','TV36','TV37','TV38','TV39','TV40','TV41','TV42','TV43','TV44','TV45','TV46','TV47','T
V48','TV49','TV50','TV51','TV52','TV53','TV54','TV55','TV56','TV57','TV58','TV59','TV60','TV61','TV62','TV63','TV
64','TV65','TV66'});

```

% PS11

```

TVPS11a=TVPS11(any(TVPS11,2),:);
TVPS11aL0M1=TVPS11a(1,6:n+3); TVPS11aL0M1(find(isnan(TVPS11aL0M1)))=[];
TVPS11aL0M2=TVPS11a(7,6:n+3); TVPS11aL0M2(find(isnan(TVPS11aL0M2)))=[];
TVPS11aL0=[TVPS11aL0M1, TVPS11aL0M2]; TVPS11aL0(end+1:2*n)=NaN;
TVPS11aL30M1=TVPS11a(2,6:n+3); TVPS11aL30M1(find(isnan(TVPS11aL30M1)))=[];
TVPS11aL30M2=TVPS11a(8,6:n+3); TVPS11aL30M2(find(isnan(TVPS11aL30M2)))=[];
TVPS11aL30=[TVPS11aL30M1, TVPS11aL30M2]; TVPS11aL30(end+1:2*n)=NaN;
TVPS11aL50M1=TVPS11a(3,6:n+3); TVPS11aL50M1(find(isnan(TVPS11aL50M1)))=[];
TVPS11aL50M2=TVPS11a(9,6:n+3); TVPS11aL50M2(find(isnan(TVPS11aL50M2)))=[];
TVPS11aL50=[TVPS11aL50M1, TVPS11aL50M2]; TVPS11aL50(end+1:2*n)=NaN;
TVPS11aL70M1=TVPS11a(4,6:n+3); TVPS11aL70M1(find(isnan(TVPS11aL70M1)))=[];
TVPS11aL70M2=TVPS11a(10,6:n+3); TVPS11aL70M2(find(isnan(TVPS11aL70M2)))=[];
TVPS11aL70=[TVPS11aL70M1, TVPS11aL70M2]; TVPS11aL70(end+1:2*n)=NaN;
TVPS11aL80M1=TVPS11a(5,6:n+3); TVPS11aL80M1(find(isnan(TVPS11aL80M1)))=[];
TVPS11aL80M2=TVPS11a(11,6:n+3); TVPS11aL80M2(find(isnan(TVPS11aL80M2)))=[];
TVPS11aL80=[TVPS11aL80M1, TVPS11aL80M2]; TVPS11aL80(end+1:2*n)=NaN;
TVPS11aL90M1=TVPS11a(6,6:n+3); TVPS11aL90M1(find(isnan(TVPS11aL90M1)))=[];
TVPS11aL90M2=TVPS11a(12,6:n+3); TVPS11aL90M2(find(isnan(TVPS11aL90M2)))=[];
TVPS11aL90=[TVPS11aL90M1, TVPS11aL90M2]; TVPS11aL90(end+1:2*n)=NaN;
TVPS11aLall=[TVPS11aL0; TVPS11aL30; TVPS11aL50; TVPS11aL70; TVPS11aL80; TVPS11aL90];
TVPS11b=(TVPS11a(1:6,1:5)+TVPS11a(7:12,1:5))./2; % gemiddelde van TVmean, TVmax, Perc tov
lek0, Perc afwijking TVmax

```

```

TVPS11c=[TVPS11b(1,2)/TVPS11b(1,2)*100; TVPS11b(2,2)/TVPS11b(1,2)*100;
TVPS11b(3,2)/TVPS11b(1,2)*100; TVPS11b(4,2)/TVPS11b(1,2)*100; TVPS11b(5,2)/TVPS11b(1,2)*100;
TVPS11b(6,2)/TVPS11b(1,2)*100];
TVPS11d=[(TVPS11b(1,3)-TVPS11b(1,2))/TVPS11b(1,3)*100; (TVPS11b(2,3)-TVPS11b(2,2))/TVPS11b(2,3)*100;
(TVPS11b(3,3)-TVPS11b(3,2))/TVPS11b(3,3)*100; (TVPS11b(4,3)-TVPS11b(4,2))/TVPS11b(4,3)*100;
(TVPS11b(5,3)-TVPS11b(5,2))/TVPS11b(5,3)*100; (TVPS11b(6,3)-TVPS11b(6,2))/TVPS11b(6,3)*100];
TVPS11e=[TVPS11b(:,.), TVPS11c(:,1), TVPS11d(:,1), TVPS11aLall];
TableTVPS11=array2table(TVPS11e,'VariableNames',{'Lek','Gemiddelde_Teugvolume','Maximum_Teugvolume',
'Minuutvolume','Ademfrequentie','Percentage_Gemiddeld_Teugvolume_tov_Lek0','Percentage_Afwijking_T
Vmax_tov_TVmean','TV1','TV2','TV3','TV4','TV5','TV6','TV7','TV8','TV9','TV10','TV11','TV12','TV13','TV14','TV15',
'TV16','TV17','TV18','TV19','TV20','TV21','TV22','TV23','TV24','TV25','TV26','TV27','TV28','TV29','TV30','TV31',
'TV32','TV33','TV34','TV35','TV36','TV37','TV38','TV39','TV40','TV41','TV42','TV43','TV44','TV45','TV46','TV47',
'TV48','TV49','TV50','TV51','TV52','TV53','TV54','TV55','TV56','TV57','TV58','TV59','TV60','TV61','TV62','TV63','T
V64','TV65','TV66'});

```

% PS14

```

TVPS14a=TVPS14(any(TVPS14,2),:);

```

```

TVPS14aL0M1=TVPS14a(1,6:n+3); TVPS14aL0M1(find(isnan(TVPS14aL0M1)))=[];
TVPS14aL0M2=TVPS14a(7,6:n+3); TVPS14aL0M2(find(isnan(TVPS14aL0M2)))=[];
TVPS14aL0=[TVPS14aL0M1, TVPS14aL0M2]; TVPS14aL0(end+1:2*n)=NaN;
TVPS14aL30M1=TVPS14a(2,6:n+3); TVPS14aL30M1(find(isnan(TVPS14aL30M1)))=[];
TVPS14aL30M2=TVPS14a(8,6:n+3); TVPS14aL30M2(find(isnan(TVPS14aL30M2)))=[];
TVPS14aL30=[TVPS14aL30M1, TVPS14aL30M2]; TVPS14aL30(end+1:2*n)=NaN;
TVPS14aL50M1=TVPS14a(3,6:n+3); TVPS14aL50M1(find(isnan(TVPS14aL50M1)))=[];
TVPS14aL50M2=TVPS14a(9,6:n+3); TVPS14aL50M2(find(isnan(TVPS14aL50M2)))=[];
TVPS14aL50=[TVPS14aL50M1, TVPS14aL50M2]; TVPS14aL50(end+1:2*n)=NaN;
TVPS14aL70M1=TVPS14a(4,6:n+3); TVPS14aL70M1(find(isnan(TVPS14aL70M1)))=[];
TVPS14aL70M2=TVPS14a(10,6:n+3); TVPS14aL70M2(find(isnan(TVPS14aL70M2)))=[];
TVPS14aL70=[TVPS14aL70M1, TVPS14aL70M2]; TVPS14aL70(end+1:2*n)=NaN;
TVPS14aL80M1=TVPS14a(5,6:n+3); TVPS14aL80M1(find(isnan(TVPS14aL80M1)))=[];
TVPS14aL80M2=TVPS14a(11,6:n+3); TVPS14aL80M2(find(isnan(TVPS14aL80M2)))=[];
TVPS14aL80=[TVPS14aL80M1, TVPS14aL80M2]; TVPS14aL80(end+1:2*n)=NaN;
TVPS14aL90M1=TVPS14a(6,6:n+3); TVPS14aL90M1(find(isnan(TVPS14aL90M1)))=[];
TVPS14aL90M2=TVPS14a(12,6:n+3); TVPS14aL90M2(find(isnan(TVPS14aL90M2)))=[];
TVPS14aL90=[TVPS14aL90M1, TVPS14aL90M2]; TVPS14aL90(end+1:2*n)=NaN;
TVPS14aLall=[TVPS14aL0; TVPS14aL30; TVPS14aL50; TVPS14aL70; TVPS14aL80; TVPS14aL90];
TVPS14b=(TVPS14a(1:6,1:5)+TVPS14a(7:12,1:5))./2; % gemiddelde van TVmean, TVmax, Perc tov
% lek0, Perc afwijking TVmax

TVPS14c=[TVPS14b(1,2)/TVPS14b(1,2)*100; TVPS14b(2,2)/TVPS14b(1,2)*100;
TVPS14b(3,2)/TVPS14b(1,2)*100; TVPS14b(4,2)/TVPS14b(1,2)*100; TVPS14b(5,2)/TVPS14b(1,2)*100;
TVPS14b(6,2)/TVPS14b(1,2)*100];
TVPS14d=[(TVPS14b(1,3)-TVPS14b(1,2))/TVPS14b(1,3)*100; (TVPS14b(2,3)-TVPS14b(2,2))/TVPS14b(2,3)*100;
(TVPS14b(3,3)-TVPS14b(3,2))/TVPS14b(3,3)*100; (TVPS14b(4,3)-TVPS14b(4,2))/TVPS14b(4,3)*100;
(TVPS14b(5,3)-TVPS14b(5,2))/TVPS14b(5,3)*100; (TVPS14b(6,3)-TVPS14b(6,2))/TVPS14b(6,3)*100];
TVPS14e=[TVPS14b(:,2), TVPS14c(:,1), TVPS14d(:,1), TVPS14aLall];
TableTVPS14=array2table(TVPS14e,'VariableNames',{'Lek','Gemiddelde_Teugvolume','Maximum_Teugvolume',
'Minutvolume','Ademfrequentie','Percentage_Gemiddeld_Teugvolume_tov_Lek0','Percentage_Afwijking_TV',
'Vmax_tov_TVmean','TV1','TV2','TV3','TV4','TV5','TV6','TV7','TV8','TV9','TV10','TV11','TV12','TV13','TV14','TV15',
'TV16','TV17','TV18','TV19','TV20','TV21','TV22','TV23','TV24','TV25','TV26','TV27','TV28','TV29','TV30','TV31',
'TV32','TV33','TV34','TV35','TV36','TV37','TV38','TV39','TV40','TV41','TV42','TV43','TV44','TV45','TV46','TV47',
'TV48','TV49','TV50','TV51','TV52','TV53','TV54','TV55','TV56','TV57','TV58','TV59','TV60','TV61','TV62','TV63','TV64',
'TV65','TV66'});

%% Plots van de vier grafieken per beademingsmachine
%% Plot A: TV tegenover Lek binnen één beademingsmachine
figure(1)
plot(TVPS5b(:,1),TVPS5b(:,2),'o',TVPS5b(:,1),TVPS5b(:,3),'*',color,magenta)
hold on
plot(TVPS8b(:,1),TVPS8b(:,2),'o',TVPS8b(:,1),TVPS8b(:,3),'*',color,blue)
hold on
plot(TVPS11b(:,1),TVPS11b(:,2),'o',TVPS11b(:,1),TVPS11b(:,3),'*',color,green)
hold on
plot(TVPS14b(:,1),TVPS14b(:,2),'o',TVPS14b(:,1),TVPS14b(:,3),'*',color,red)
xlabel('Lek [%]')
ylabel('TV^{c} [mL]')
legend({'PS5 Gemiddeld TV','PS5 Maximaal TV','PS8 Gemiddeld TV','PS8 Maximaal TV','PS11 Gemiddeld TV',
'PS11 Maximaal TV','PS14 Gemiddeld TV','PS14 Maximaal TV'},'Location','northeastoutside')
xlim([-0.5 90.5])
ylim([0 800])
title(plotnamea)

```

```

set(gca, 'FontName', 'Serif')
propertyeditor('on')
%% Boxplot B: TV tegenover Lek binnen één beademingsmachine
Leakage=[0; 30; 50; 70; 80; 90];
figure(2)
h1=boxplot(TVPS5e(:,8:end).',Leakage,'color',magenta);
hPS5 = findobj(gcf,'tag','Outliers');
hold on
h2=boxplot(TVPS8e(:,8:end).',Leakage','Colors',blue);
hPS8 = findobj(gcf,'tag','Outliers');
hold on
h3=boxplot(TVPS11e(:,8:end).',Leakage,'color',green);
hPS11 = findobj(gcf,'tag','Outliers');
hold on
h4=boxplot(TVPS14e(:,8:end).',Leakage,'color',red);
hPS14 = findobj(gcf,'tag','Outliers');
for iH = 1:length(hPS14) % aanpassen van de kleuren van de outliers
    hPS14(iH).MarkerEdgeColor = red;
end
for iH = 1:length(hPS11)
    hPS11(iH).MarkerEdgeColor = green;
end
for iH = 1:length(hPS8)
    hPS8(iH).MarkerEdgeColor = blue;
end
for iH = 1:length(hPS5)
    hPS5(iH).MarkerEdgeColor = magenta;
end
hold off
ylim([100 800])
ylabel('TV^{c} [mL]')
xlabel('Lek [%]')
title(plotnameb)
set(gca, 'FontName', 'Serif')
legend([h1(5,1),h2(5,1),h3(5,1),h4(5,1)], {'PS5','PS8','PS11','PS14'}, 'Location', 'northeastoutside')
propertyeditor('on')
%% Plot C: MV tegenover Lek binnen één beademingsmachine
figure(3);
plot(TVPS5e(:,1),TVPS5e(:,4),'s','color',magenta)
hold on
plot(TVPS8e(:,1),TVPS8e(:,4),'s','color',blue)
hold on
plot(TVPS11e(:,1),TVPS11e(:,4),'s','color',green)
hold on
plot(TVPS14e(:,1),TVPS14e(:,4),'s','color',red)
hold on
ylim([0 20])
ylabel('MV^{c} [L]')
xlim([-0.5 90.5])
xlabel('Lek [%]')
title(plotnamec)
legend({'PS5','PS8','PS11','PS14'}, 'Location', 'northeastoutside')
set(gca, 'FontName', 'Serif')

```

```

propertyeditor('on')
%% Plot D: RR tegenover Lek binnen één beademingsmachine
figure(4);
plot(TVPS5e(:,1),TVPS5e(:,5),'^','color',magenta)
hold on
plot(TVPS8e(:,1),TVPS8e(:,5),'>','color',blue)
hold on
plot(TVPS11e(:,1),TVPS11e(:,5),'<','color',green)
hold on
plot(TVPS14e(:,1),TVPS14e(:,5),'v','color',red)
hold on
ylim([10 35])
ylabel('RR^{c} [b/min]')
xlim([-0.5 90.5])
xlabel('Lek [%]')
title(plotnamed)
legend({'PS5','PS8','PS11','PS14'},'Location','northeastoutside')
set(gca,'FontName','Serif')
propertyeditor('on')
%% Tabel maken, sorteren en exporteren
T2=array2table(T,'VariableNames',{'Meting','Lek','Beademingmachine','Compliantie','Weerstand','Pressure_Support','Gemiddelde_Teugvolume','Maximum_Teugvolume','Ademfrequentie','Minuutvolume','TV1','TV2','TV3','TV4','TV5','TV6','TV7','TV8','TV9','TV10','TV11','TV12','TV13','TV14','TV15','TV16','TV17','TV18','TV19','TV20','TV21','TV22','TV23','TV24','TV25','TV26','TV27','TV28','TV29','TV30','TV31','TV32','TV33'});
T3=sortrows(T2,3); % sorteren op lek
T4=sortrows(T3,6); % sorteren op PS
T5=sortrows(T4,2); % sorteren op B
writetable(T5,table)
%% Opslaan van workspace
save(workspacename); % workspacename bovenaan het script gedefinieerd
%% Exporteren van tabellen de extensies csv en xls
% table naam is gedefinieerd bovenaan het script
writetable(TableTVPS5,tablePS5csv)
writetable(TableTVPS8,tablePS8csv)
writetable(TableTVPS11,tablePS11csv)
writetable(TableTVPS14,tablePS14csv)

writetable(TableTVPS5,tablePS5xls)
writetable(TableTVPS8,tablePS8xls)
writetable(TableTVPS11,tablePS11xls)
writetable(TableTVPS14,tablePS14xls)

```