

De Mechanical Power bij Adaptive Support Ventilation en Pressure Controlled Ventilation

Juli 2019

P.J.Rietveld Ventilation Practitioner i.o., A.Schoe internist-intensivist

Samenvatting

Introductie

VILI is een bekende complicatie bij beademde patiënten. Meerdere factoren spelen een rol bij het ontstaan van VILI. De meest bekende hiervan zijn druk (barotrauma), volume (volutrauma) en de cyclische opening en sluiting van de verschillende longdelen (atelectotrauma), welke allemaal kunnen leiden tot het biotrauma.

Deze factoren, die van invloed zijn op het ontstaan van VILI, kunnen we samenbrengen tot één parameter: de Mechanical Power (MP).

Doelstelling

Inzichtelijk krijgen wat de geleverde energie (Mechanical Power, MP) aan het respiratoire systeem is in twee verschillende beademingsmodi, namelijk de Pressure Controlled Mandatory Ventilation (P-CMV) en de Adaptive Support Ventilation (ASV®).

Methode

De MP van de ASV® en P-CMV werd berekend volgens de methode beschreven door van der Meijden et al.

Twintig patiënten werden initieel met de P-CMV modus beademd en hierna met de ASV® modus. De berekening werd gedaan met de berekende statische compliantie van de Hamilton C6 ($C_{stat_{hamilton}}$) en de compliantie berekend met de driving pressure door middel van in- en eind expiratoire hold manoeuvres (C_{stat}).

Resultaten

De MP tussen ASV® en P-CMV verschilden niet significant ($P 0.82$) wanneer gebruik werd gemaakt van de compliantie (C_{stat}) berekend met een in- en eind expiratoire hold manoeuvre. We zien enkel een significant verschil ($P 0.03$) in de MP met de berekende statistische compliantie van de Hamilton C6 ($C_{stat_{hamilton}}$). De onderlinge parameters verschillen echter niet significant van elkaar.

Conclusie

Er is een significant verschil te zien in de Mechanical Power tussen de ASV® en P-CMV indien er in de formule gebruik is gemaakt van de berekende statische compliantie ($C_{stat_{hamilton}}$).

Zeer waarschijnlijk is dit verschil in de Mechanical Power terug te leiden naar de berekening van de compliantie door de Hamilton machine. Daarnaast zal op de ASV® modus geen identiek patroon geleverd worden als op de P-CMV modus, waardoor we dit verschil terug zien. Ook al zien we geen significante verschillen in de onderlinge parameters, toch kan men verwachten dat bij samenvoeging van deze parameters in een formule de uitkomst toch verschillend is. Er dient meer onderzoek plaats te vinden om uit te sluiten of de huidige resultaten in deze kleine steekproef niet op toeval berusten.

Introductie

Op de Intensive Care (IC) wordt mechanische ventilatie van patiënten veel toegepast.

Hoewel mechanische ventilatie vaak noodzakelijk is, moeten we ons ervan bewust blijven dat door de hoeveelheid “stress” en “strain” die we hiermee toedienen aan het respiratoire systeem Ventilator Induced Lung Injury (VILI) kan ontstaan. (1)

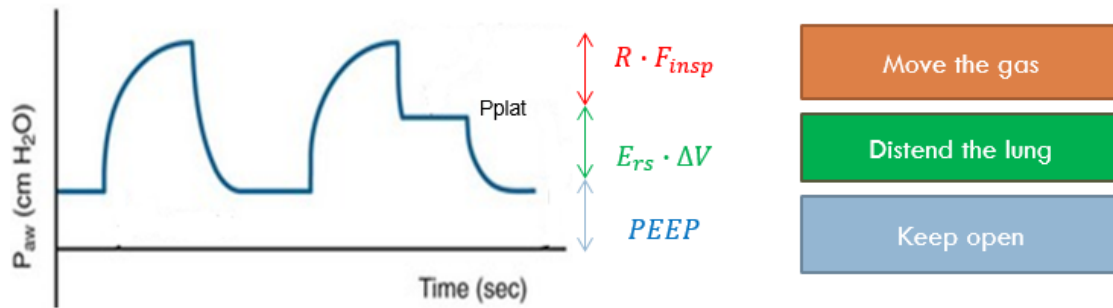
VILI is een bekende complicatie bij beademde patiënten en meerdere factoren spelen een rol bij het ontstaan. De meest bekende zijn: druk (barotrauma), volume (volutrauma) en de cyclische opening en sluiting van de verschillende longdelen (atelectotrauma) (2) welke allemaal kunnen leiden tot het biotrauma.

De factoren die van invloed zijn op het ontstaan van VILI kunnen we samenbrengen tot één parameter: de Mechanical Power (MP).

Mechanical Power (MP)

De formule voor de MP is afgeleid van de equation of motion van het respiratoire systeem. De equation of motion geeft de verhouding weer tussen de druk, volume, weerstand, flow en elasticiteit van het respiratoire systeem.

$$P_{vent} = E_{rs} \cdot V_t + R \cdot F + PEEP$$



Figuur 1: Equation of motion

De elasticiteit maal het teugvolume is de druk die nodig is om de stijfheid van de longen te overwinnen bij het expanderen van de long. De weerstand maal de flow is de druk die nodig is om de lucht in de longen te verplaatsen en PEEP, de eind expiratoire druk om de long open te houden (Figuur 1).

MP verenigt de variabelen binnen mechanische beademing, die worden geassocieerd bij het ontstaan van VILI. Tevens houdt de MP rekening met de ingestelde frequentie en dus met het ademminuutvolume.

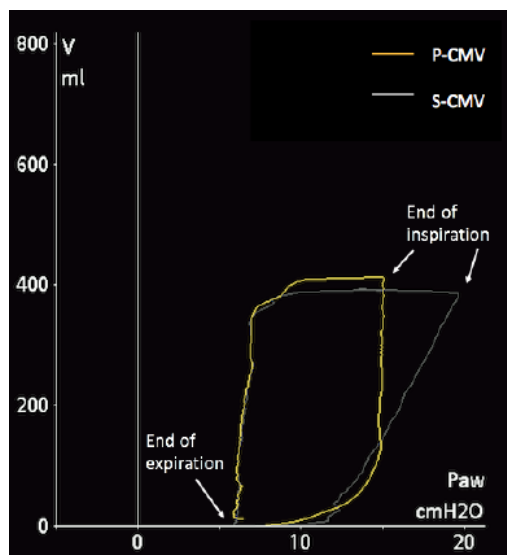
De MP is de hoeveelheid energie die toegediend wordt aan het respiratoire systeem in joules per minuut.

De gouden standaard voor de berekening van de MP is door gebruik te maken van de druk volume loop (P/V loop)(2). De MP van één ademdeug is hierbij gedefinieerd als de oppervlakte tussen het inspiratoire been van de dynamische P/V loop en de as waar de druk gelijk is aan nul.

De berekeningen die gebruikt zijn in dit onderzoek moet men zien als de best mogelijke benadering van deze gouden standaard.

Gattinoni et al. (2) beschreef de formule voor de berekening van de MP voor volume gecontroleerde ventilatie (VCV):

$$MP = 0.098 \cdot RR \cdot \left\{ \Delta V^2 \cdot \left[\frac{1}{2} \cdot EL_{rs} + RR \cdot \frac{(1 + I : E)}{60 \cdot I : E} \cdot R_{aw} \right] + \Delta V \cdot PEEP \right\}$$



Figuur 2: P/V loop voor druk gecontroleerde ventilatie (P-CMV/ geel) en volume gecontroleerde ventilatie (S-CMV/ grijs)

Dit is specifiek voor VCV met constante flow. VCV met constante flow is veruit de meest gebruikte vorm van volume gecontroleerde beademing. Wanneer er een ander flow patroon heerst ("auto flow", sinusoidale flow) geldt deze vergelijking niet. Ook voor de druk gecontroleerde ventilatie (PCV) is deze vergelijking niet bruikbaar vanwege de afwezigheid van een constante flow.

Door deze constante flow bij VCV geeft dan ook een andere vorm aan de druk-volume loop (P/V loop) dan bij de PCV, waarbij de flow een decelerend verloop laat zien. Het inspiratoire been in VCV stijgt lineair, het inspiratoire been van PCV stijgt echter niet lineair totdat de ingestelde druk is bereikt (4). Dit komt doordat de flow die gegenereerd wordt voor de volume gecontroleerde ventilatie constant is, in tegenstelling tot het decelererend flow-patroon van druk gecontroleerde ventilatie (Figuur 2).

Van Meijden et al. hebben binnen het LUMC in samenwerking met de klinische technologie een berekening geformuleerd die bruikbaar is voor druk gecontroleerde ventilatie.(3)

$$MP = 0.098 \cdot RR \cdot V_t \cdot \left(PEEP + P_{insp} \cdot \left(1 - e^{\frac{-T_{insp}}{R \cdot C}} \right) \right)$$

Deze berekening is geïmplementeerd in het Patiënt Data-management Systeem (PDMS) en hierdoor ten allen tijde inzichtelijk voor artsen en verpleegkundigen voor de P-CMV modus. Het is hierbij belangrijk op te merken dat voor zowel VCV als PCV de patiënt geen spontane ademactiviteit mag vertonen. Wanneer de patiënt enige arbeid levert is de berekening niet meer bruikbaar.

In dit onderzoek is de MP op twee verschillende manieren berekend. We gebruiken zowel de berekende statische compliantie die de Hamilton machine ($C_{stat_hamilton}$) weergeeft, als de statische compliantie (C_{stat}) die berekend is door middel van de in- en eind expiratoire hold manoeuvres.

De C_{stat} is teugvolume gedeeld door driving pressure ($\Delta V / \Delta P$). De $C_{stat_{hamilton}}$ wordt berekend met behulp van de least square fit methode (4). Hierbij gebruik makende van een drie dimensionale loop waarin flow, volume en druk tegen elkaar worden uitgezet. De $C_{stat_{hamilton}}$ nemen we mee in dit onderzoek omdat er geen hold manoeuvres nodig zijn voor de berekening van de compliantie. Naast de compliantie wordt via deze methode ook de weerstand en de totale PEEP berekend.

Ook voor de berekening van de compliantie is het belangrijk dat de ventilator alle arbeid verricht en de patiënt dus passief is. Indien dit niet het geval is kan de compliantie overschat worden, omdat het gegenereerde volume door de patiënt ten onrechte wordt meegenomen in de berekening.

Pressure Controlled Mandatory Ventilation (P-CMV)

P-CMV is een druk gecontroleerde beademingsvorm. Er wordt PEEP, inspiratoire druk (PControl “above PEEP”), frequentie en I:E ratio (oftewel inspiratie- en expiratie-tijd) ingesteld, om een optimale ventilatie en oxygenatie te bewerkstelligen.

Adaptive Support Ventilation (ASV®)

ASV® is een vorm van closed loop ventilatie. Op basis van informatie door continu metingen van het respiratoire systeem, geeft de ventilator feedback. In de ASV® modus is de oxygenatie hetzelfde geregeld als op de P-CMV, met behulp van PEEP en FiO_2 instellingen. De ventilatie daarentegen wordt bepaald aan de hand van een ingesteld procentueel ademminuutvolume (AMV). Dit percentage AMV is gebaseerd op het ideale lichaamsgewicht (IBW, 100 ml/kg/min). ASV® gebruikt de formules van Otis et. al en Mead et. al (1950) voor een optimale alveolaire ventilatie en selecteert hiervoor een frequentie, teugvolume, inspiratie-, en expiratie-tijd. ASV® combineert daarbij verschillende beademingsmodi: 1. Pressure Support Ventilatie (PSV) indien de ademhalingsfrequentie hoger is dan het ingestelde target 2. PCV indien er geen spontane ademhaling is 3. Intermittent Mandatory Ventilation (IMV) wanneer de spontane ademhaling onvoldoende is voor een adequate ventilatie.(5)

We weten uit meerdere onderzoeken dat MP ons inzicht geeft in de hoeveelheid geleverde energie aan het respiratoire systeem. Er zijn binnen de PCV meerdere modi. Zoals de P-CMV en de ASV® op de Hamilton ventilatoren. Op de P-CMV worden alle parameters ingesteld door artsen en/of verpleegkundigen. Echter op de ASV® wordt er een doel ademminuutvolume ingesteld, waar de ventilator zelf met behulp van een algoritme een teugvolume en frequentie vaststelt en een druk opbouwt om dit volume in de long te krijgen. Hetzelfde ademminuutvolume kan dus op een andere manier tot stand komen, een lagere frequentie en hoger teugvolume of hoger frequentie en lager teugvolume. Maar leidt hetzelfde ademminuut volume met een ander algoritme ook tot een andere MP?

Onderzoek

Doelstelling

Inzichtelijk krijgen wat de geleverde energie (Mechanical Power, MP) aan het respiratoire systeem is, van twee verschillende beademingsmodi. De Pressure Controlled Mandatory Ventilation (P-CMV) en de Adaptive Support Ventilation (ASV®). Waarbij de instellingen op de P-CMV door de verpleegkundige of arts worden bepaald, in de ASV® modus wordt het doel ademminuutvolume van de P-CMV modus overgenomen.

Vraagstelling

Is er een verschil in de geleverde energie, in joules per minuut, aan het respiratoire systeem, tussen de beademingsmodi Pressure Controlled Mandatory ventilation (P-CMV) en Adaptive Support Ventilation (ASV®)?

Nulhypothese

Er is geen verschil in de hoeveelheid geleverde energie in joules per minuut, tussen de beademingsvorm Pressure Controlled Mandatory ventilation (P-CMV) en Adaptive Support Ventilation (ASV®)

Methode

Bij 20 patiënten werd in de periode maart 2019 tot en met mei 2019, 25 keer een meting gedaan.

Bij drie patiënten werd een tweede keer de meting gedaan en bij één patiënt zelfs drie keer. De metingen werden herhaald omdat er aanpassingen waren gedaan aan de beademing in de P-CMV modus.

Setting

Het onderzoek vond plaats op de afdeling Intensive Care (IC) in het Leids Universitair medisch Centrum (LUMC)

De intensive care heeft de beschikking over 22 bedden.

In 2018 waren er 2227 opnames, 1316 beademde patiënten met een gemiddelde beademingsduur van drie dagen en met totaal 4121 beademingsdagen.

Metingen

Metingen werden verricht met de Hamilton C6.

Voorwaarde voor het uitvoeren van de metingen was dat de patiënten geen spontane ademhaling mochten vertonen.

De verkregen data n.a.v. de metingen werd ingevuld op een daarvoor ontwikkeld case report form (CRF).

De meeste data kon direct worden afgeleid van de beademingsmachines. Voor het verkrijgen van een plateaudruk en totale PEEP diende er respectievelijk een inspiratoire- en expiratoire hold te worden uitgevoerd. Deze metingen waren nodig voor het verkrijgen van de driving pressure ($=P_{plat} - PEEP_{tot}$), met als doel het berekenen van de statische compliantie. Tevens gebruiken we, zoals eerder gemeld, ook de berekende statische compliantie ($C_{stat_{hamilton}}$), die de Hamilton ventilator weergeeft.

Tabel 1: Demografische gegevens en opname indicatie

Geslacht man, <i>N</i> (%)	18 (72%)
Geslacht vrouw, <i>N</i> (%)	7 (28%)
Leeftijd in jaren, <i>mean</i> (<i>SD</i>)	60,2 (16,1)
Thorax OK, <i>N</i> (%)	12 (44%)
Trauma, <i>N</i> (%)	3 (12%)
Respiratoire insufficiëntie, <i>N</i> (%)	1 (4%)
Reanimatie, <i>N</i> (%)	5 (20%)
Sepsis, <i>N</i> (%)	3 (12%)
Bewustzijnsdaling, <i>N</i> (%)	1 (4%)

Alle geïncludeerde patiënten werden initieel beademd met de P-CMV, op deze beademingsmodaliteit werden de eerste metingen verricht. Vervolgens werd het ademminuutvolume welke gegenereerd werd met de huidige instelling op de P-CMV modus overgenomen op de ASV modus, hierbij bleven de instellingen van PEEP, FiO₂ en ramp onveranderd. ASV® voert hierna drie testslagen uit voor een juiste berekening. Vervolgens lieten we de ASV® één minuut beademen, hierna werden de metingen uitgevoerd.

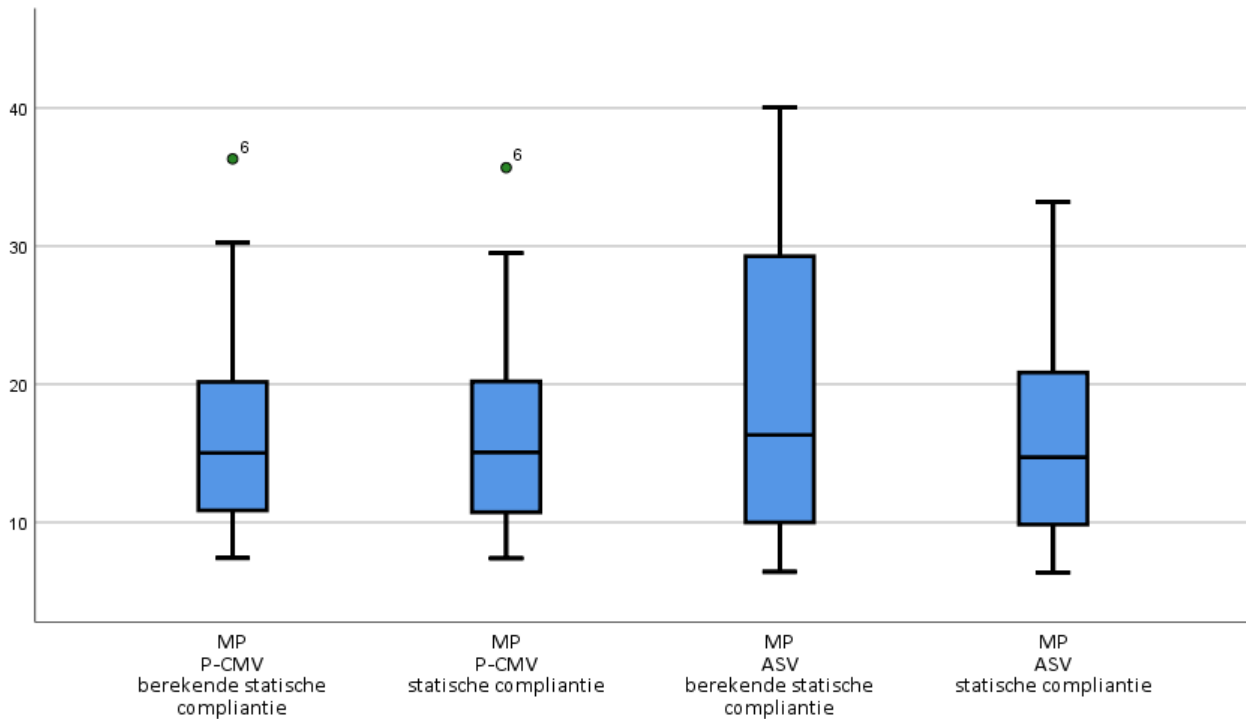
Resultaten

Voor de data analyse is er gebruik gemaakt van het statistische analyse programma IBM® SPSS® Statistics 25. De data liet geen normale verdeling zien. Ook na inzet van de log transformatie was de verdeling scheef. Daarom is er gebruik gemaakt van een non-parametrische test, de Wilcoxon Signed Rank Test om de p-waarde te bepalen waarbij we voor significantie streven naar een p-waarden <0.05.

Tabel 2: Onderzoekresultaten

Variabele		P-CMV (<i>n</i> = 25)		<i>p</i> -waarde	ASV (<i>n</i> =25)	
		Mediaan	[Q1/Q3/IQR]		Mediaan	[Q1,Q3,IQR]
MP (C_{stat})	joule/min	15,07	[10,43/21,67/11,24]	0.819	14,71	[9,4/23,29/13,88]
MP ($C_{stat_{hamilton}}$)	joule/min	15,03	[10,58/22,05/11,47]	0.032	16,33	[9,92/29,81/19,89]
RR	per minuut	17	[14/20/6]	0.437	16	[14/18,50/4,50]
PControl	cmH ₂ O	14	[12/17/5]	0.168	14	[11/20/9]
Ppiek	cmH ₂ O	21	[18/28,5/10,5]	0.214	22	[18/31/13]
Pplat	cmH ₂ O	18	[15/23/8]	0.711	19	[14/23/9]
Vt	liters	0,49	[0,41/0,55/0,14]	0.742	0,47	[0,44/0,58/0,14]
Tinsp	seconden	1,25	[1,01/1,43/0,42]	0.214	1,12	[0,94/1,84/0,90]
Rinsp	cmH ₂ O/l/sec	14	[12/16/4]	0.604	14	[10,5/17,5/7]
Compliantie ($C_{stat_{hamilton}}$)	l/cmH ₂ O	0,05	[0,04/0,06/0,02]	0.545	0,05	[0,04/0,06/0,02]
Compliantie (C_{stat})	l/cmH ₂ O	0,05	[0,04/0,06/0,02]	0.53	0,05	[0,04/0,06/0,02]
RCinsp ($C_{stat_{hamilton}}$)	seconden	0,67	[0,55/0,87/0,32]	0.6	0,66	[0,48/0,95/0,47]
RCinsp (C_{stat})	seconden	0,71	[0,58/0,87/0,29]	0.545	0,74	[0,5/0,98/0,48]

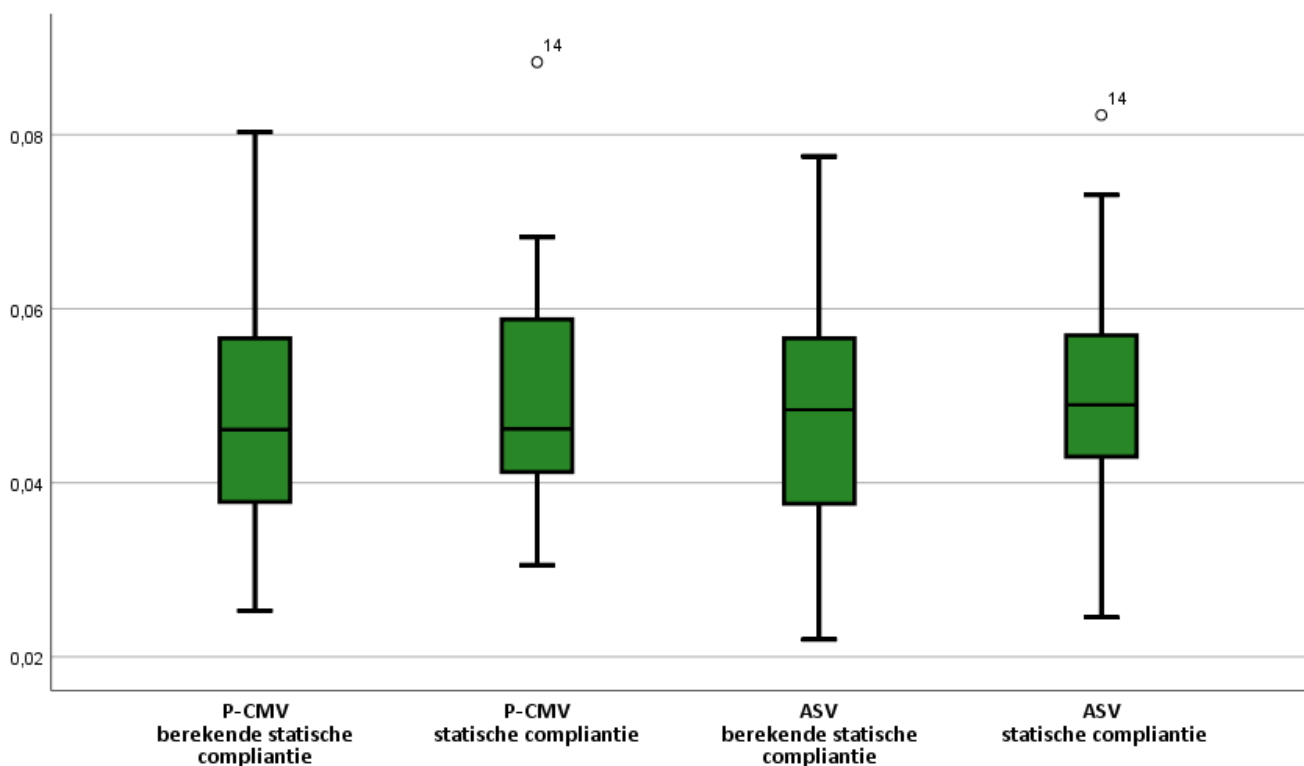
Boxplot Mechanical Power P-CMV versus ASV



Indien we de MP vergelijken tussen de P-CMV en de ASV®, zien we enkel een significant verschil ($P.03$) in de MP met de berekende statische compliantie ($C_{stat_{hamilton}}$).

Er is geen significant verschil in MP de tussen P-CMV en ASV® met de statische compliantie (C_{stat}) die berekend is door middel van de in- en eind expiratoire hold manoeuvres ($P.82$).

Men kan verwachten dat het verschil te verklaren is doordat er een verschil is tussen de berekende statische compliantie ($C_{stat_{hamilton}}$.) die de ventilator heeft berekend op de P-CMV en ASV®. Echter is dit niet het geval ($P = 0.545$). Bij vergelijking van de overige parameters zien we hierin geen significante verschillen. Er is enkel gekeken naar de parameters die op de ASV modus door de ventilator zelf worden gekozen, PEEP is buiten beschouwing gelaten.



Discussie

Omdat er enkel verschil wordt gezien op de ASV® modus met de compliantie die de Hamilton weergeeft, is het aannemelijk dat het verschil zit in de manier waarop de compliantie op de Hamilton machine wordt berekend. Dat dit verschil niet wordt gezien op de P-CMV is te verklaren doordat de druk en flow op de ASV® modus toch anders is dan op P-CMV, waardoor de Pressure Volume Flow- loop anders is en er hierdoor een andere compliantie en weerstand wordt berekend.

Dat de overige parameters significant niet van elkaar verschillen maar de MP wel is te verklaren omdat alle parameters bij elkaar worden gevoegd tot de MP. De MP verschaft ons meer info en kan dus wel verschillend zijn tussen twee beademingsvormen ondanks dat de onafhankelijke parameters niet significant van elkaar verschillen.

Aanbevelingen

Wanneer er meer duidelijkheid komt over de relatie tussen MP en mortaliteit, kan MP ons in de toekomst helpen bij besluitvorming ten aanzien van behandeling. Uit onderzoek van Cressoni et al.(6), op varkens, weten we dat tot een MP van 12 J/min er geen longoedeem ontstaat bij de mechanisch geventileerde varkens. Meer onderzoek binnen de medische wereld leidt hopelijk tot een drempelwaarde voor de MP, die ons kan helpen tot het definiëren van veilige beademingsinstellingen per individuele patiënt(7). Daarnaast kan de MP helpen binnen therapie besluitvorming, bijvoorbeeld het wel of niet toepassen van (veno- veneuze) ECMO.

De MP is geïntegreerd in het PDMS op de Intensive Care van het LUMC. Door deze integratie heeft het medisch team continu inzicht in de geleverde energie aan het respiratoire systeem. Aanpassingen die gedaan worden op de beademing laten direct het effect op de MP zien.

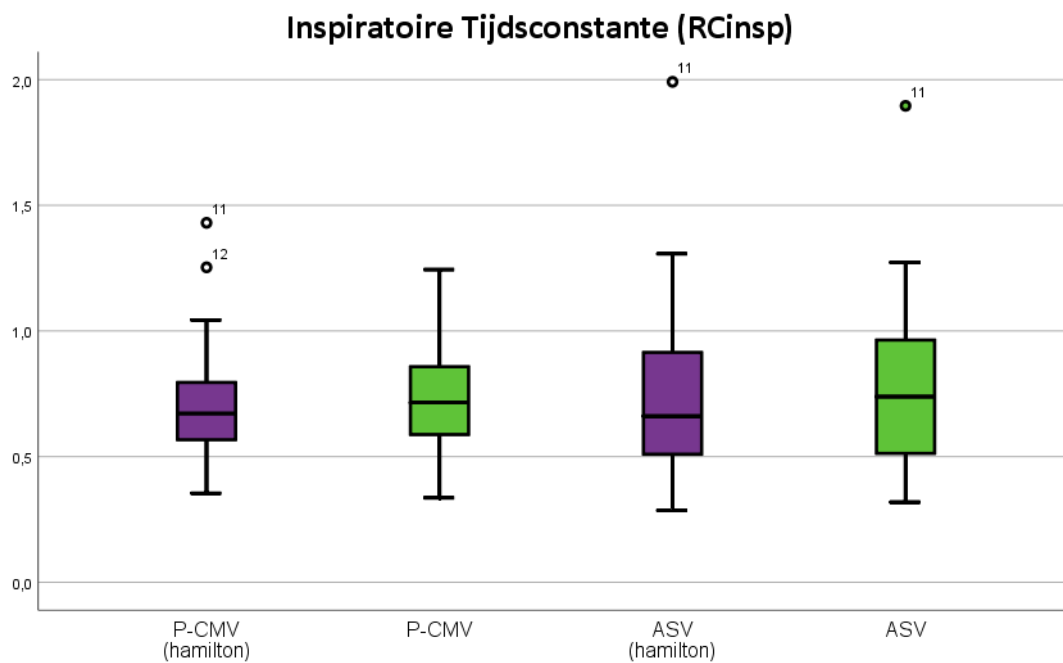
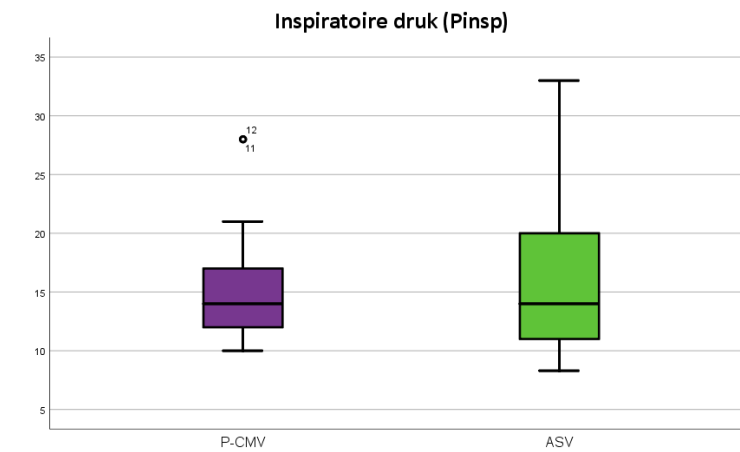
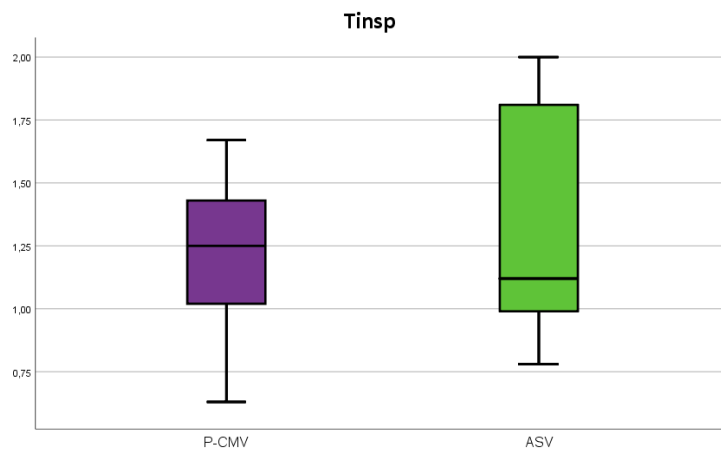
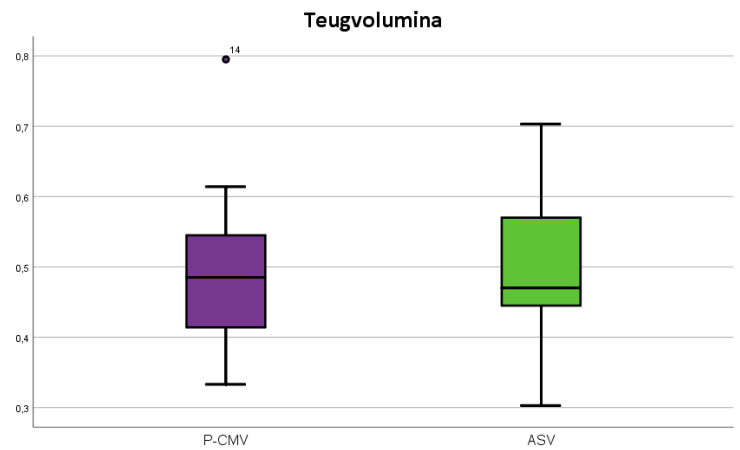
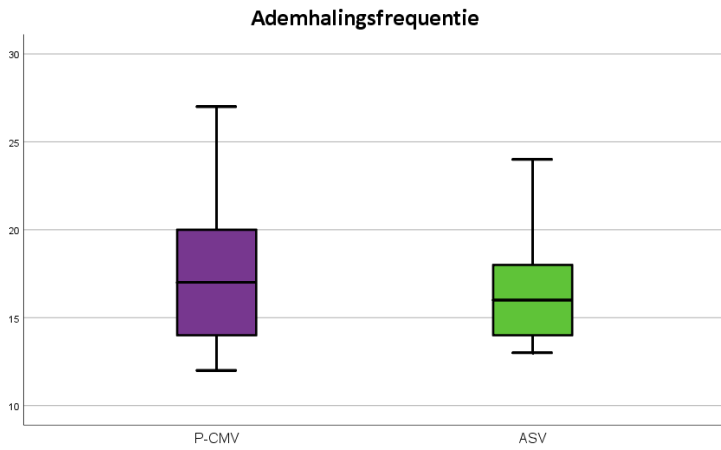
Dit kleine onderzoek geeft ons wat meer inzicht in wat de ASV® doet ten aanzien van de MP en dat deze dus nauwelijks verschilt van de instellingen die door arts en/ of verpleegkundige op de P-CMV worden gedaan.

Door de grootte van de steekproef van het onderzoek is het mogelijk dat de uitkomst op toeval berust. Uitgebreider onderzoek en dataverzameling is nodig voor specifieke aanbevelingen.

Literatuur

1. Meijden S Van Der. Mechanical Power for pressure-controlled ventilation. 2019;1–9.
2. Gattinoni L, Tonetti T, Cressoni M, Cadringer P, Herrmann P, Moerer O, et al. Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power. *Intensive Care Med*. 2016;42(10):1567–75.
3. Van Der Meijden, S; Molenaar, M; Somhorst, P; Schoe A. Calculation of mechanical power for pressure-controlled ventilation. *Intensive Care Medicine*. Springer Verlag; 2019.
4. Iotti GA, Braschi A. Measurements of Respiratory Mechanics. *Signals*. 1999.
5. Fernández J, Miguelena D, Mulett H, Godoy J, Martín-Torres F. Adaptive support ventilation: State of the art review. *Indian J Crit Care Med [Internet]*. 2013;17(1):16. Available from: <http://www.ijccm.org/text.asp?2013/17/1/16/112149>
6. Massimo Cressoni, M.D., Miriam Gotti, M.D., Chiara Chiurazzi, M.D., Dario Massari MD, Ilaria Algieri, M.D., Martina Amini, M.D., Antonio Cammaroto, M.D., Matteo Brioni MD, Claudia Montaruli, M.D., Klodiana Nikolla, M.D., Mariateresa Guanziroli MD, Daniele Dondossola, M.D., Stefano Gatti, M.D., Vincenza Valerio, Ph.D., Giordano Luca Vergani MD, Paola Pagni, M.D., Paolo Cadringer, M.Sc., Nicoletta Gagliano, Ph.D. LG. Mechanical Power and Development of Ventilator Induced Lung Injury. 2016;(5):1100–8. Available from: file:///Users/tatianamoya/Library/Containers/com.apple.mail/Data/Library/Mail Downloads/1B35C291-B6AE-40CB-978D-473881FF2C22/Mechanical Power and Development of ventilator_induced lung injury.pdf
7. Gattinoni L, Marini JJ, Collino F, Maiolo G, Rapetti F, Tonetti T, et al. The future of mechanical ventilation: Lessons from the present and the past. Vol. 21, *Critical Care*. BioMed Central Ltd.; 2017.

Bijlage 1 Boxplot Parameters



Bijlage 2 Gebruikte afkortingen

Aforting	Definitie	eenheid
ASV®	<i>Adaptive support ventilation</i>	
P-CMV	<i>Pressure Controlled Mandatory Ventilation</i>	
VCV	<i>Volume gecontroleerde ventilatie</i>	
PCV	<i>Druk gecontroleerde ventilatie</i>	
MP	<i>Mechanical Power</i>	<i>J/min</i>
I:E	<i>I:E ratio Verhouding inspiratie- en expiratietijd</i>	
VILI	<i>Ventilator Induced Lung Injury</i>	
P/V Loop	<i>druk uitgezet tegen volume</i>	
IBW	<i>Ideal Body Weight</i>	<i>kg</i>
ASV®	<i>Adaptive Support Ventilation</i>	
PSV	<i>Pressure Support Ventilation</i>	
EL_{rs}	<i>Elasticiteit van het respiratoire systeem</i>	<i>cmH₂O/l</i>
C_{stat}	<i>Statische compliantie</i>	<i>l/cmH₂O</i>
C_{stat}_{hamilton}	<i>Berekende statische compliantie</i>	<i>l/cmH₂O</i>
V_t	<i>Teugvolume</i>	<i>liters</i>
ΔV	<i>Teugvolume</i>	<i>liters</i>
R	<i>Weerstand</i>	<i>cmH₂O</i>
Raw	<i>Weerstand</i>	
F	<i>Flow</i>	<i>l/sec</i>
PEEP	<i>Positive end expiratory pressure (Positieve eind expiratoire druk)</i>	<i>cmH₂O</i>
RR	<i>Respiratory rate (ademhalingsfrequentie)</i>	<i>Per minuut</i>
P_{insp}	<i>Inspiratoire druk</i>	<i>cmH₂O</i>
T_{insp}	<i>Inspiratie tijd</i>	<i>seconden</i>
T	<i>Tijdsconstante</i>	<i>seconden</i>
RC_{insp}	<i>Inspiratoire tijdsconstante</i>	<i>seconden</i>

Bijlage 3 Rol van Ventilation Practitioner

Het takenpakket van de Ventilation Practitioner kan uitgebreid zijn ondanks dat het zich beperkt tot de respiratie. Binnen de opleiding zijn er verschillende competenties afgerond: Innovatie en project, Management, Coaching en begeleiding, Samenwerking, Research en de Persoonlijke ontwikkeling.

Als toekomstige Ventilation Practitioner ben ik op de werkvloer graag bezig met deskundigheidsbevordering, de coaching en begeleiding van artsen, verpleegkundigen en studenten aan bed staat daarbij voorop. Om hierbij juiste, up-to-date kennis over te blijven dragen is het van belang dat je als Ventilation Practitioner zorg draagt voor je persoonlijk ontwikkeling door het lezen van (de nieuwste) literatuur. Daarnaast past binnen mijn rol ook het ontwikkelen en vernieuwen van Evidence Based protocollen en het eventueel introduceren van nieuwe werkwijzen en apparatuur.

Ook buiten de vaste afdeling ligt er een taak voor de Ventilation Practitioner.

Opgedane kennis binnen (eigen) onderzoek kan (en moet) uitgedragen worden op bijvoorbeeld, symposia, nationaal en wellicht internationaal. Mede door dit onderzoek wil ik graag blijven participeren in onderzoek welke beademing gerelateerd zijn, dit kan zowel eigen onderzoek zijn of onderzoek van anderen. Dit wil ik na de opleiding realiseren door dit onderzoek voort te zetten en zo meer data te verzamelen voor wellicht concretere aanbevelingen. Het doel voor de toekomst is om het onderzoek verder uit te breiden en andere ziekenhuizen hierbij te betrekken. Ik hoop hier een internationale publicatie aan te koppelen.

Binnen dit onderzoek bestond de taak van Ventilation Practitioner uit: verdieping van het onderwerp. Het opzoeken, lezen en eigen maken van literatuur. Daarnaast het verzamelen van de data en het (leren) interpreteren van deze data. Het onderzoek staat los van het project wat heeft plaatsgevonden op de afdeling in kader van mijn opleiding. Deze kennis kon echter goed gebruikt worden binnen het onderzoek, vanwege de beademingsmodus die hierin werd toegepast.

Tijdens het onderzoek heb ik veel kennis opgedaan omtrent het zelf uitvoeren van data verzameling, de statistiek en het formuleren en het j overbrengen van opgedane kennis in een artikel.

Door middel van scholing aan artsen en verpleegkundigen en willen we Mechanical Power op de Intensive Care onder de aandacht brengen. De kennis die ik heb opgedaan tijdens mijn opleiding en dit onderzoek wil ik graag overdragen. Juist doordat het reeds in het Patiënt Data Management Systeem is opgenomen, wordt het klinisch toepasbaar en is van minuut tot minuut inzichtelijk welke invloed aanpassingen hebben die worden gedaan op de ventilator.