

Mechanical Power: een krachtige vergelijking

Analyse van de Power Equations versus het Geometrische model

A.K. Maas¹; R. Klein-Blommert¹; R. Bem¹; M. van Gestel¹; D.G. Markhorst¹

¹Pediatric Intensive Care Unit, Emma kindziekenhuis, Amsterdam UMC
Corresponderende adres: A.K. Maas, A.K.Maas@amsterdamumc.nl

Abstract

Introductie: De Mechanical Power [MP] die de beademingsmachine overbrengt op het respiratoire systeem is mogelijk van belang bij het ontstaan van longschade en geassocieerd met mortaliteit. Dit onderzoek evalueert formules om de MP te berekenen bij kinderen tijdens druk-gecontroleerde beademing, als vervanging voor de geometrische P/V-analyse (gouden standaard). De hoofdvraag luidt: "Zijn de formules in staat om met voldoende nauwkeurigheid en precisie de geometrische P/V-meting te vervangen bij de berekening van MP tijdens druk-gecontroleerde beademing bij kinderen op de PICU?"

Methode: Prospectieve, observationele studie. Data voor de geometrische methode werd een minuut lang met 30Hz gemeten, resultaten werden omgezet in een P/V-loop in Excel. Tegelijkertijd werd data aan bed van het beademing scherm afgelezen en gebruikt in de berekening van de Power formules; de gecompliceerde (MPcomprehensive) en gesimplificeerde (MPsimplified) formule van Becher en de lineaire formule (MPlineair) van Trinkle. Uitkomsten van de gouden standaard werden vergeleken met de Power formules d.m.v. een Bland-Altman Analyse. Het onderzoek beoogt de nauwkeurigheid en precisie van de formules te berekenen vergeleken met de geometrische methode, met een afwijking van minder dan 2 J/min of minder dan 0,2 J/kg/min.

Resultaten: Deze studie omvatte 37 kinderen, mediane leeftijd 12 (IQR 2-60) maanden. De limieten van overeenstemming [LOA] voor de MPsimplified zijn -0,93 tot +0,89 J/min, bias: -0,02 J/min. Voor de MPcomprehensive zijn de LOA -0,94 tot +0,81 J/min, bias: -0,06 J/min. Voor de MPlineair zijn de LOA -1,02 tot +0,63 J/min met een bias van -0,19 J/min. In J/kg/min zijn de LOA na logtransformatie voor MPsimplified 0,69 tot 1,40 J/kg/min, bias: 0,99 J/kg/min en voor MPcomprehensive 0,69 tot 1,38 J/kg/min, bias: 0,98 J/kg/min. Voor de MPlineair is gekeken naar de mediaan en P2,5; P97,5 percentielen, hierbij zijn de LOA -0,23 tot 0,06, bias: -0,01 J/kg/min.

Conclusie: De drie Power formules zijn met voldoende precisie en nauwkeurigheid in staat om de geometrische methode te vervangen wanneer gerekend wordt in J/min. Voor kinderen is het vanwege de leeftijdsafhankelijke componenten van belang om te rekenen in J/kg/min. De berekeningen kunnen dan aanzienlijk variëren tussen de methoden, de MPlineair vertoonde in deze studie de beste resultaten. Om de in deze studie gevonden resultaten te kunnen generaliseren naar een grote groep kinderen, zijn eenzelfde soort studies met een grotere onderzoekspopulatie noodzakelijk.

Achtergrond

“Primum non nocere” of “in ieder geval geen kwaad doen” is een van de basisprincipes in de zorg voor kinderen op de Pediatrische Intensive Care Unit [PICU]. Mechanische beademing (MV) is een invasieve en potentieel levensreddende behandeling voor patiënten met respiratoire insufficiëntie. MV kan ook leiden tot longbeschadiging, genaamd Ventilator Induced Lung Injury (VILI). Bijdragende factoren aan het ontstaan van VILI zijn hoge beademingsdrukken en hoge driving pressure (stress), hoge teugvolumes (strain) en een te laag PEEP-niveau (atelectrauma) (1). Deze factoren geven separaat van elkaar geen goede voorspelling van het al dan niet optreden van VILI tijdens MV. In de afgelopen tien jaar is het concept ontstaan dat de hoeveelheid energie die door de beademingsmachine (en door de patiënt) aan het respiratoire systeem wordt overgedragen, van belang is bij het ontstaan van VILI. Bij volwassen patiënten is een Mechanical Power (MP) hoger dan 17 J/min geassocieerd met een verlengde beademingsduur en mortaliteit, ook wanneer kleine teugvolumes werden gehanteerd (2). Twee recente studies vonden een associatie tussen een hoge MP en mortaliteit bij kinderen (3, 4).

Om de patiënt geen kwaad te doen is het beperken van het door de beademingsmachine gegenereerde vermogen noodzakelijk. Het kunnen meten van het mechanische vermogen is hiervoor essentieel. Het mechanische vermogen bestaat uit drie componenten: kracht, verplaatsing en tijd. Kracht is een natuurkundige grootheid die een voorwerp van vorm of snelheid kan veranderen en wordt uitgedrukt in Newton (N). Druk is een kracht uitgeoefend op een oppervlakte, dit wordt uitgedrukt in Pascal (pa) of N/m^2 . In klinisch taalgebruik wordt de verouderde eenheid cmH_2O gebruikt voor het uitdrukken van beademingsdrukken. Wanneer deze kracht leidt tot een verplaatsing, is er in natuurkundige zin sprake van arbeid. Om arbeid uit te drukken wordt de eenheid Joules gebruikt. Arbeid gaat gepaard met een verandering van energie; energie gaat niet verloren, maar wordt eenmaal overgedragen omgezet in potentiële energie en opgeslagen of omgezet in warmte. Het mechanisch vermogen of de Mechanical Power (MP) van de beademingsmachine is de grootheid van energie of arbeid per tijdseenheid, met als eenheid J/sec, Nm/sec of Watt. Gezien dit in de literatuur gebruikelijk is, zal in de huidige studie de eenheid J/min gehanteerd worden.

De MP tijdens beademing kan op verschillende manieren worden gemeten of berekend. De eerste methode is de gouden standaard, waarbij de oppervlakte van de druk/volume loop [P/V loop] tijdens de inspiratie wordt gemeten (geometrische methode) (5, 6). Deze meting kan niet handmatig aan het bed worden uitgevoerd en gebeurt niet standaard door de beademingsmachine. In 2016 heeft Gattinoni een formule, afgeleid van de klassieke energievergelijking (equation of motion), geschreven om het mechanisch vermogen te kunnen berekenen tijdens volume-gecontroleerde beademing. Volgens deze rekenmethode hangt de energie die wordt toegepast op het longweefsel af van flow, teugvolumes, driving pressure (ΔP_{aw}), PEEP en ademfrequentie (6). De afgelopen jaren zijn hieruit nieuwe formules geschreven om het mechanisch vermogen te kunnen berekenen tijdens druk-gecontroleerde beademing. Bij deze formules wordt uitgegaan van een decelererend flow patroon en wordt geen inspiratoire pauze verricht voor uitvoering van de berekening (7, 8).

De toepasbaarheid van bovenstaande formules voor het berekenen van de MP tijdens druk-gecontroleerde beademing bij kinderen is momenteel onvoldoende onderzocht. Hierdoor blijven deze formules ongeschikt voor klinisch gebruik. Het kunnen berekenen van de MP aan bed zou aanzienlijke voordelen kunnen opleveren voor de zorg aan kinderen met MV en zou mogelijk het risico op VILI kunnen doen afnemen. Dit onderzoek beoogt de nauwkeurigheid en precisie van de berekende formules te evalueren in vergelijking met de gemeten P/V-loop (geometrische methode). De resultaten zullen zowel worden uitgedrukt in J/min als in J/kg/min, waarbij gebruik is gemaakt van het ideale lichaamsgewicht (IBM). J/kg/min is in een gangbaardere eenheid in de pediatrie, gezien de beademing specifieke parameters omvat die variëren met de leeftijd, zoals ademfrequentie en teugvolume. De onderzoeksvraag die deze studie tracht te beantwoorden, luidt: "Zijn de formules in staat om met voldoende nauwkeurigheid en precisie de geometrische P/V-meting te vervangen bij de berekening van de MP tijdens druk-gecontroleerde beademing bij kinderen op de PICU?"

Methode

Studie populatie en design

Deze studie is prospectief observationeel en uitgevoerd op de PICU van het Amsterdam UMC. De afdeling telt 16 beademingsplekken. Op de afdeling wordt gewerkt met de Hamilton G5 en G6

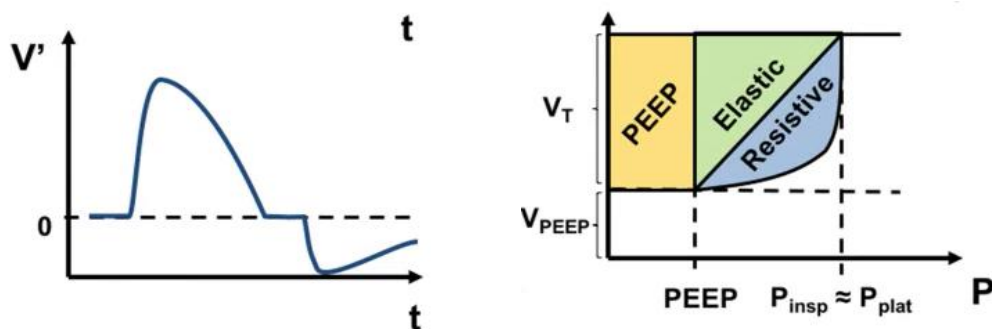
beademingsmachines. Alle kinderen met MV in de Pressure Controlled Mandatory Ventilation Mode in de periode 01-01-2023 tot en met 31-07-2023 zijn gescreend voor inclusie, onafhankelijk van hun onderliggende lijden. Voor deze studie is een waiver afgegeven door de Medisch Ethische Toetsings Commissie van het Amsterdam UMC (W23_016), ouders zijn geïnformeerd over het onderzoek. Beademingsinstellingen zijn bepaald door het behandelteam van de patiënt en werden niet aangepast voor dit onderzoek. Van alle gescreende kinderen zijn karakteristieken verzameld over het gewicht, geslacht en opname indicatie. Het ideale lichaamsgewicht [IBM] is gebruikt in de berekeningen in plaats van het actuele gewicht bij kinderen met over- of ondergewicht. Het IBM is bepaald op basis van de lengte door het patiënt data managementsysteem. De uitkomsten van de meetmethodes zijn vergeleken in J/min en in J/kg/min.

Metingen

Demografische gegevens, co-morbiditeiten en beademingsinstellingen zijn verkregen op één enkel tijdstip, onafhankelijk van moment in ziekteproces of duur van beademing. Van elk kind is de MP een minuut lang eenmalig gemeten via de geometrische methode, waarvan de gemiddelde MP van deze minuut werd gebruikt in de uiteindelijke analyse. Tegelijkertijd werd data van het beademingsscherm opgeslagen voor verwerking in de formules, dit is eveneens per patiënt eenmalig gedaan. Zowel kinderen met sedatie, verslapping als spontaan ademende kinderen zijn geïncludeerd. Kinderen

met een hoge mate van agitatie gemeten op de comfort-schaal, door bijvoorbeeld een uitzuigprocedure of na verzorging, zijn niet of op een later moment geïncludeerd.

Om de geometrische meting te verrichten zijn tijd, datum, proximale flow en luchtwegdruk gemeten met een sampling frequentie van 30Hz gedurende een minuut d.m.v. de datalogger van Hamilton. Deze data is opgeslagen en offline geanalyseerd in een Excel toepassing met een zelfgeschreven script. Hierbij is ruwe, ongefilterde data gebruikt. Begin van de teug is gedefinieerd uit het flowsignaal als de eerste positieve flow voor de maximale flow. Inspiratie is gedefinieerd als begin van de teug tot aan de laatste niet-negatieve flow. Het volume is berekend door integratie van flow over tijd. Per inspiratie is een P/V-loop geconstrueerd, waaruit per teug statisch elastische, dynamisch elastische en resistentie inspiratoire arbeid is berekend volgende geometrische methode (6). Onder condities van passieve inflatie, decelererende flow en positieve eind-expiratoire druk beschrijft de integratie van volume over druk figuur 1. Het figuur bestaat uit statische krachten of PEEP (static work), elastische krachten (elastic work) en resistentie krachten (resistive work). Om de nauwkeurigheid van de gemeten arbeid middels de geometrische methode te verhogen zijn uitslagen buiten p10 en p90 als uitbijter buiten beschouwing gelaten. Het gemiddelde van de overige metingen is als resultaat genomen en als basis waarheid vergeleken met de resultaten verkregen uit de formules.



Figuur 1. Beide afbeeldingen tonen een inspiratie tijdens beademing met een decelererende flow. Links: X-as beschrijft de tijd (t), Y-as de flow (V'). Rechts: X-as beschrijft de druk (P), Y-as het volume (Vt). De totale MP is het oppervlak van het rechter figuur. Compliantie, flow, tijd en weerstand bepalen de vorm van elk figuur (9)

Tegelijkertijd met de data extractie voor de geometrische analyse, zijn screenshots gemaakt aan het bed van de patiënt van het beademingsscherm en opgeslagen op een USB-stick. Per patiënt zijn drie screenshots gemaakt; van het beademingsscherm, van alle meetwaarden en

van de instellingen. Data van deze screenshots zijn overgenomen in een Excel toepassing waarin de formules stonden geformuleerd. De volgende drie formules zijn hierin opgenomen: gesimplificeerde formule van Becher (1), uitgebreide formule van

Becher (2) (8) en de lineaire formule van Trinkle (3) (7):

$$(1) MP_{simplified} = 0,098 \times RR \times Vt (\Delta P_{insp} + PEEP)$$

$$(2) MP_{comprehensive} = 0,098 \times RR [(\Delta P_{insp} + PEEP) \times Vt - \Delta P_{insp}^2 \times C (0,5 - \frac{R \times C}{Tslope} +$$

$$\left(\frac{R \times C}{Tslope}\right)^2 \times \left(1 - e^{-\frac{Tslope}{R \times C}}\right)]$$

$$(3) MP_{linear} = 0,098 \times RR (Vt \times (PEEP + \Delta P_{insp}) - 0,15 \times \Delta P_{insp}^2 \times \frac{Tslope}{R})$$

In bovenstaande formules staat 0,098 voor de conversiefactor om het resultaat van cmH₂O/l/min om te zetten in Joules. RR staat voor de ademfrequentie. ΔP_{insp} is het drukverschil van eind expiratie tot eind inspiratie in cmH₂O. PEEP is de positieve eind-expiratoire druk in cmH₂O. Vt is het teugvolume. E is het numerieke getal 2,718. Tslope staat voor de stijgtijd die het kost voordat de machine op druk is gekomen, de C voor compliantie (l/cmH₂O) en R voor weerstand (cmH₂O/(l/s)). Het resultaat werd gedeeld door het gewicht voor het resultaat in J/kg/min.

Statistische analyse

De overeenkomst tussen de drie formules en de gouden standaard is berekend volgens de methode van Bland en Altman. Om inzicht te krijgen in de verdeling van de data, is een Shapiro-Wilk test toegepast. De data van alle drie de formules in J/min bleek normaal verdeeld en is geanalyseerd in een Bland-Altman plot waarbij de bias en limieten van overeenstemming [LOA] zijn berekend.

Data van de MP_{simplified} en MP_{comprehensive} in J/kg/min bleek na Shapiro-Wilk test scheef verdeeld. Bland & Altman beschrijven dat een logaritmische transformatie bij een niet normale verdeling uitgevoerd kan worden om de verdeling van de data normaal te krijgen, zodat Bland-Altman analyse alsnog kan worden toegepast (10). Na logtransformatie is opnieuw een Shapiro-Wilk test uitgevoerd en bleek de data normaal verdeeld. Het gemiddelde, de standaarddeviatie [SD] en de LOA zijn hierna berekend, deze zijn vervolgens terug getransformeerd (antilog) om waarden te krijgen die betrekking hebben op de verhoudingen van metingen tussen de twee methoden.

Verschillen in uitkomsten MP in J/kg/min tussen de geometrische meting en de MP_{linear} zijn berekend, Shapiro-Wilk test vertoonde een niet normale verdeling. Na een logaritmische transformatie zijn de verschillen opnieuw berekend en is opnieuw een Shapiro-Wilk test uitgevoerd. De data bleef na

logaritmische transformatie niet normaal verdeeld. Data onderging op dezelfde manier een Box-Cox transformatie, na opnieuw berekening van de verschillen en Shapiro-Wilk test, bleef de data niet normaal verdeeld. Om een vergelijking te kunnen maken tussen de MP_{linear} en gouden standaard in J/kg/min is een non-parametrische Bland-Altman analyse gedaan waarbij het mediaan van de verschillen de bias is en de 2,5 en 97,5 percentielen de LOA.

Interpretatie verschillen tussen meetmethodes

Een studie naar volwassen patiënten rapporteerde dat een MP >17 J/min, berekend op de tweede dag na opname op de IC, onafhankelijk geassocieerd is met een hogere mortaliteit. Zij vonden een odds ratio van 1,06 - 1,10 bij een toename van de MP met 5 J/min (2). Een andere studie, naar volwassen patiënten met Acute Respiratory Distress Syndrome [ARDS], zag een toename van het mortaliteitsrisico met elke extra dag van blootstelling aan een MP >17 J/min (11). In deze studie is daarom als acceptabele afwijking een maximum MP van 2 J/min aangehouden voor de resultaten van de formules (in J/min) vergeleken tot de gouden standaard. Een verschil van 2 J/min, zal gebaseerd op bovenstaande literatuur, waarschijnlijk niet leiden tot significante veranderingen in de klinische uitkomst of het risico voor patiënten.

Er zijn geen vastgestelde normaalwaarden voor MP in J/kg/min. Een studie naar MP bij kinderen met Pediatric ARDS [PARDS] ondervonden per stijging van de MP met 0,1 J/kg/min een odds ratio voor mortaliteit van 1,26 in univariabele analyse (3). Eenzelfde soort studie rapporteerde na unadjusted en adjusted analyse per 1 SD (~ 0.3 J/kg/min) een mortaliteit hazard ratio van 1,36 (4). Uit bovenstaande resultaten is besloten dat in dit onderzoek een afwijking tussen de formules en de gouden standaard van meer dan 0,2 J/kg/min significante klinische implicaties kan hebben. De MP berekening wordt daarom als voldoende nauwkeurig en precies beschouwd wanneer deze met minder dan 0,2 J/kg/min afwijkt van de gouden standaard.

Resultaten

De totale studie populatie bestond uit 37 kinderen met een mediane leeftijd van 12,0 (2,0 – 60,0) maanden (tabel 1). In totaal waren 18 kinderen (48%) onder de 1 jaar oud. Primaire opname reden was respiratoir falen voor 16 kinderen (43%). De gesimplificeerde formule is de enige die voor elke patiënt kon worden berekend. Voor drie patiënten konden een of meerdere meetmethodes niet

worden gebruikt door het ontbreken van gemeten data zoals weerstand of compliantie of door een foutcode in de gemeten data.

Tabel 1. Patiëntkenmerken van de studie populatie (N=37). Data is gepresenteerd als mediaan (25-75 interkwartiel afstand) of totaal met percentage (%). *Cstat is een dynamisch gemeten waarde op de Hamilton, hierbij is geen inspiratoire pauze verricht

N = 37	
Karakteristieken	
Leeftijd (maanden)	12,0 (2,0 – 60,0)
Geslacht vrouwelijk	18 (48%)
Gewicht (kg)	9,50 (3,83 – 19,95)
Beademingskenmerken	
Ademfrequentie	30 (23 – 39)
Teugvolume (ml)	51 (25 – 135)
Teugvolume (ml/kg)	6,4 (5,6 – 7,8)
PEEP (cmH ₂ O)	7 (5 – 8)
Pinsp boven PEEP (cmH ₂ O)	13 (10 – 16)
Tslope (ms)	75 (70 – 75)
Rinsp (cmH ₂ O/(l/s)	48 (27 – 66)
Cstat (ml/cmH ₂ O)*	4,5 (1,9 – 12,6)

Resultaten formules in J/min versus geometrische methode

Per formule werd het verschil in MP in J/min berekend tussen de formule en de geometrische meting. Deze verschillen ondergingen een Shapiro-Wilk test voor beoordeling van de distributie van de data, data was normaal verdeeld. Per formule werd een Bland-Altman analyse gedaan om het resultaat van de formule te vergelijken met de geometrische meting. De bias werd berekend door het verschil in uitkomst tussen de formule te vergelijken met de geometrische meting en daar het gemiddelde verschil van te nemen. De LOA zijn het interval waarbinnen 95% van de gevonden verschillen tussen de formule en geometrische meting liggen. Voor de MPsimplified (Becher) zijn de gevonden LOA -0,93 tot +0,89 J/min met een bias van -0,02 J/min. Voor de MPcomprehensive (Becher) zijn de LOA -0,94 tot +0,81 met een bias van -0,06 J/min. Voor de lineaire formule (Trinkle) zijn de LOA -1,02 tot +0,63 J/min met een bias van -0,19 J/min. Zie figuur 2 in bijlage 1.

Resultaten voor de formules in J/kg/min

Verschillen in MP in J/kg/min tussen de geometrische meting en MPsimplified en tussen de geometrische meting en MPcomprehensive zijn berekend. Shapiro-Wilk test van deze verschillen vertoonde een scheve verdeling van data. Een logaritmische transformatie is uitgevoerd, waarna de verschillen in uitkomst tussen de log geometrische waarde en log formule opnieuw zijn berekend. Deze log verschillen vertoonde een normale verdeling van data na Shapiro-Wilk test waarna een Bland-Altman analyse is uitgevoerd.

Het gemiddelde van de logverschillen (bias) en de standaarddeviatie en LOA zijn berekend. De bias, de standaarddeviatie en de LOA zijn vervolgens terug getransformeerd (antilog) om waarden te krijgen die betrekking hebben op de verhoudingen van metingen tussen de geometrische methode en formule MPsimplified en tussen de geometrische methode en MPcomprehensive. De gevonden LOA voor de MPsimplified (Becher) zijn 0,69 tot 1,40 J/kg/min met een bias van 0,99 J/kg/min. Voor de MPcomprehensive (Becher) zijn de LOA 0,69 tot 1,38 J/kg/min, met een gevonden bias van 0,98 J/kg/min. Zie figuur 3 in bijlage 1.

De data van de MPlineair in J/kg/min bleef na logtransformatie niet normaal verdeeld. Een Box-Cox transformatie is uitgevoerd waarna de verdeling opnieuw is beoordeeld. Na Box-Cox transformatie bleef de data niet normaal verdeeld. Om een vergelijking te kunnen maken tussen de MPlineair en gouden standaard in J/kg/min is het mediaan van de verschillen berekend en als bias gebruikt en zijn de P97,5 en P2,5 berekend en geplot in een Bland-Altman analyse. De LOA zijn gesteld aan de hand van de p2,5 en p97,5 percentielen. De gevonden bias is -0,014 J/kg/min. De P2,5 en P97,5 zijn -0,23 - 0,06 J/kg/min. Zie figuur 4 in bijlage 1.

Discussie

De metingen en berekeningen van de MP zijn elk met hun eigen methodologie uitgevoerd. Variaties tussen de methoden kunnen voortkomen uit verschillende componenten die betrokken zijn bij

de berekening. De geometrische methode meet de MP per ademteug door het integreren van flow over tijd, waaruit de statische, elastische en resistieve krachten zijn berekend. Daarentegen zijn de formules gebaseerd op eind expiratoir tot eind inspiratoir drukverschil, volume, compliantie en weerstand. Een voordeel van de formules is dat de gebruikte gegevens op de meeste beademingsmachines aan bed beschikbaar zijn. Deze methodologie heeft echter ook nadelen. In de formules wordt één getal gebruik voor de compliantie en één getal voor de weerstand. Wanneer aan het einde van de inspiratie de flow niet nul is, is er sprake van een drukverschil tussen de machine en de alveoli. De ingestelde piekdruk [Ppiek] komt niet overeen met de plateaudruk [Pplat]. Wanneer geen inspiratoire pauze wordt verricht, rekent de beademingsmachine de compliantie uit op basis van de piekdruk. In bovenstaande situatie zal de dynamische compliantie niet overeenkomen met de statische compliantie. Dit verschil tussen Ppiek en Pplat wordt veroorzaakt door de weerstand. De weerstand is afhankelijk van het drukverschil en de flowsnelheid. Dit zijn tijdens druk-gecontroleerde beademing variabele waarden doordat het flowpatroon decelererend is. De Hamilton berekend de weerstand op basis van de Least Square Fit [LSF] methode. De LSF methode is een vorm van regressieanalyse waarbij de waarde van een afhankelijke variabele wordt bepaald op basis van een onafhankelijke variabele. Op basis van vele data punten tussen deze twee is een potentiële relatie, de best passende lijn, tussen de data punten beschreven en kan een schatting worden gedaan van de onbekende variabele. Het gaat hier dus niet om een gemeten waarde voor de weerstand, maar om een schatting. Het gebruik van een enkele, geschatte waarde voor weerstand in de berekening van MP kan mogelijk een over- of onderschatting geven van de daadwerkelijke MP. De MPsimplified formule is een uitgekilde formule waarin de componenten weerstand en compliantie zijn weggelaten. Door de smalle diameter van de luchtwegen, hebben jongere kinderen vaker problemen met een hoge luchtwegweerstand dan oudere kinderen. Het verschil tussen Pplat en Ppiek kan bij een hoge luchtwegweerstand aanzienlijk zijn. Wanneer de weerstand hoger is dan de normaalwaarden per leeftijd en de flow eind inspiratoir niet nul is, is rekenen met de MPsimplified formule mogelijk ondergeschikt aan de andere formules. In deze studie was de onderzoeksgroep te klein om dit effect aan te kunnen tonen.

Ondanks de hiervoor besproken nadelen van de formules, lijken de formules in J/min een goed alternatief te zijn voor de complexe geometrische meting. Waarbij opgemerkt moet worden dat de MPcomprehensive van Becher complex is om aan bed van de patiënt mee te rekenen. De nauwkeurigheid en precisie van de drie formules ten opzichte van de geometrische meting was hoog, waarbij de MPlineair (Trinkle) de grootste bias had en dus minder nauwkeurig was. Alle drie de formules vertoonden een hoge precisie, waarbij de MPsimplified het minst precies was. De afwijking van alle drie de formules was kleiner dan 2 J/min, de formules zijn hierom geschikt om de MP mee te berekenen in deze onderzoeksgroep.

Tussen MP en leeftijd lijkt bij kinderen een lineaire relatie te bestaan, waarbij oudere kinderen een hogere MP hebben (12). Om rekening te houden met leeftijd gerelateerde factoren, is het gebruik van de formules met de eenheid J/kg/min geïndiceerd. Aangezien longvolume afhankelijk is van de grootte van de thoraxkooi en niet rechtstreeks lineair verband houdt met gewicht, kan het gewicht idealiter worden berekend op basis van lichaamslengte (IBM). Vanaf welke leeftijdsgroepen de formule met eenheden in J/kg/min het beste kan worden ingezet, moet nog worden gespecificeerd. In dit onderzoek is geconcludeerd dat de MP berekening nauwkeurig en precies genoeg is als deze met minder dan 0,2 J/kg/min afwijkt. De resultaten van de MPsimplified en MPcomprehensive zijn logaritmisch getransformeerd, wat betekent dat ze in verhoudingen moeten worden geïnterpreteerd in plaats van in absolute waarden. Beide formules vertoonden een hoge mate van nauwkeurigheid. De precisie van de methoden bleek echter laag, vooral wanneer de MP hoog is. De MPsimplified en MPcomprehensive hebben een precisie afwijking van -30% tot +40%. Dit betekent dat bij een lage MP, bijvoorbeeld 0,25 J/kg/min, de berekende MP tussen de 0,18 en 0,35 J/kg/min zal liggen. Deze afwijking is minder dan 0,2 J/kg/min, de formule is in dit geval geschikt om te gebruiken. Wanneer de MP hoog is, bijvoorbeeld 0,75 J/kg/min, kan een precisieafwijking van dezelfde grootte resulteren in een berekende MP tussen 0,52 en 1,02 J/kg/min. De afwijking is nu groter dan 0,2 J/kg/min. Bij hoge MP waarden zijn de formules MPsimplified en MPcomprehensive in deze onderzoeksgroep daarom niet geschikt voor het berekenen van de MP in J/kg/min.

MPlineair vertoonde een hoge mate van nauwkeurigheid bij het berekenen van de MP. De spreiding was kleiner in vergelijking tot de

MPsimplified en MPcomprehensive. In 95% van de gevallen wijkt de MPLineair minder dan -0,22 tot 0,05 J/kg/min af van de geometrische analyse. Hoewel de MPLineair in dit onderzoek het meest geschikt lijkt voor MP berekening bij kinderen, moet worden opgemerkt dat deze conclusie is gebaseerd op mediane waarden en percentielen (P2,5 tot P97,5) in plaats van gemiddelde verschillen tussen meetmethoden. Voor een robuuste bevestiging van deze bevindingen is een grotere dataset nodig.

Een beperking van dit onderzoek is de geringe omvang en heterogeniteit van de onderzoeksgroep, met een aanzienlijk aantal kinderen jonger dan één jaar. In deze studie zijn zowel verslachte als niet-verslachte kinderen geïnccludeerd. Wanneer de beademingsmachine de ademactiviteit geheel overneemt, is de benodigde beademingsdruk hoger. Het kind levert in deze situatie geen eigen krachten aan het respiratoire systeem. Een spontaan ademend kind levert (ongemeten) arbeid om de chestwall te verplaatsen. Om de (statische) compliantie correct te berekenen moet de machine alle arbeid verrichten en de patiënt passief zijn. Indien de patiënt actief mee ademt zal de berekening van de compliantie een overschatting geven. In deze studie is geen onderscheid gemaakt tussen kinderen met een hoge eigen ademarheid of een afwezige ademarheid. Twee van de patiënten binnen dezelfde gewichtsgroep kregen dezelfde hoeveelheid MP, de eerste patiënt vanwege hogere beademingsdrukken en de tweede patiënt door een verhoogde ademhalingsfrequentie. Hoewel de gemeten MP hetzelfde is, betekent dit niet dat de daadwerkelijke MP op longniveau hetzelfde is. Om de daadwerkelijke drukken op longniveau te kunnen berekenen is pleuradruk meting essentieel.

Ongeacht op welke manier de MP het beste kan worden berekend, erkennen steeds meer studies dat de MP een belangrijke combinatie van parameters omvat welke kunnen leiden tot VILI. Het aan bed kunnen berekenen van de MP heeft belangrijke klinische implicaties voor de praktijk. Verder onderzoek moet zich richten op het vaststellen welke formule de hoogste overeenkomst vertoont met de gouden standaard voor MP berekening bij kinderen in J/kg/min in een grotere onderzoeksgroep. Een verdere verdieping in de associatie tussen MP en uitkomstmaten zoals beademingsduur en mortaliteit zou waardevol zijn om de klinische implicaties van MP in de praktijk nog beter te begrijpen.

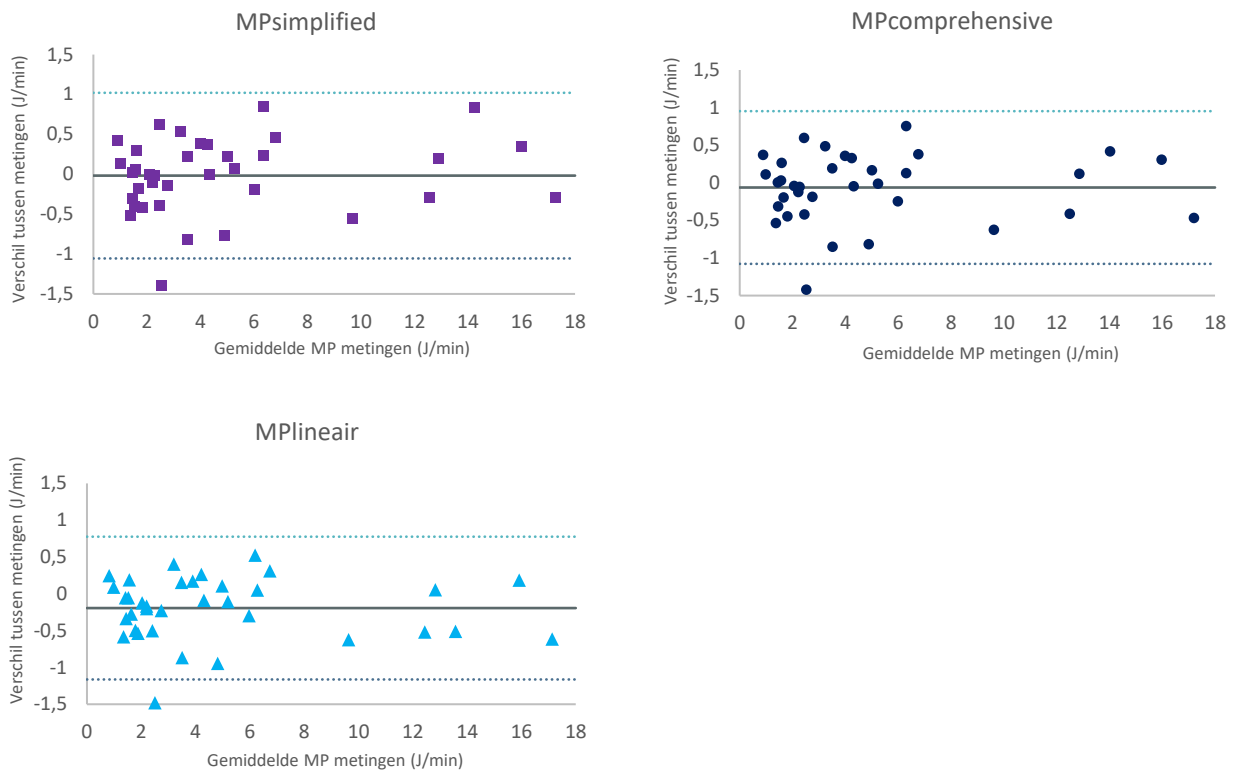
Conclusie

Alle drie de formules zijn in staat om met voldoende precisie en nauwkeurigheid de geometrische P/V-meting te vervangen bij berekeningen van de MP tijdens druk gecontroleerde beademing in J/min. Door de leeftijdsafhankelijke componenten is het van belang om bij kinderen te rekenen in J/kg/min. De MP berekeningen kunnen aanzienlijk variëren tussen methoden wanneer gekeken wordt in J/kg/min, waarbij de MPLineair in deze studie de beste resultaten vertoont. Validatie op een grotere onderzoekspopulatie is nodig om deze resultaten te bevestigen. Het kunnen berekenen van de MP leidt mogelijk tot een afname van VILI en mortaliteit en zou moeten worden meegenomen in de beoordeling van de beademingsinstellingen aan bed. Om de in deze studie gevonden resultaten te kunnen generaliseren naar een grotere groep kinderen die mechanisch beademd worden, zijn studies met een grotere onderzoekspopulatie noodzakelijk.

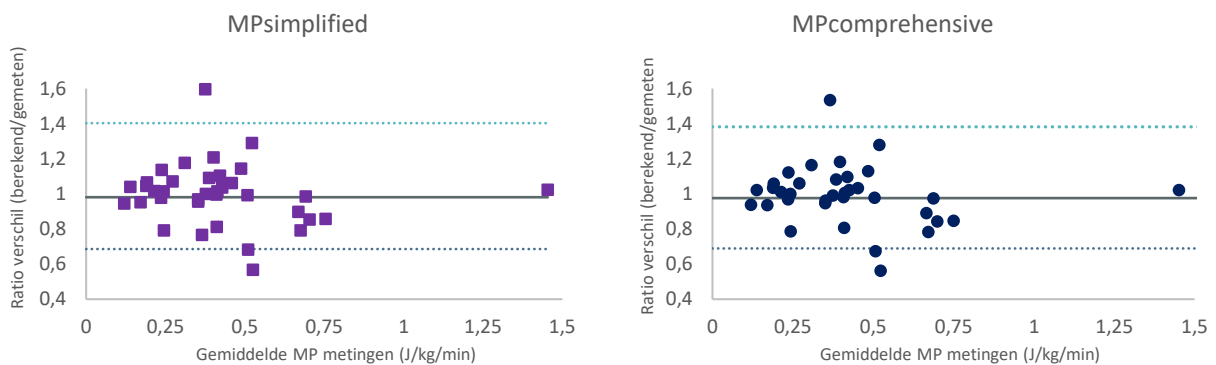
Literatuur

1. Slutsky AS, Ranieri VM. Ventilator-induced lung injury. *N Engl J Med*. 2013;369(22):2126-36.
2. Serpa Neto A, Deliberato RO, Johnson AEW, Bos LD, Amorim P, Pereira SM, et al. Mechanical power of ventilation is associated with mortality in critically ill patients: an analysis of patients in two observational cohorts. *Intensive Care Med*. 2018;44(11):1914-22.
3. Bhalla AK, Klein MJ, Modesto IAV, Emeriaud G, Kneyber MCJ, Medina A, et al. Mechanical power in pediatric acute respiratory distress syndrome: a PARDIE study. *Crit Care*. 2022;26(1):2.
4. Percy AG, Mai MV, Bhalla AK, Yehya N. Mechanical Power Is Associated With Mortality in Pediatric Acute Respiratory Distress Syndrome. *Pediatr Crit Care Med*. 2023.
5. Marini JJ, Rodriguez RM, Lamb V. Bedside estimation of the inspiratory work of breathing during mechanical ventilation. *Chest*. 1986;89(1):56-63.
6. Gattinoni L, Tonetti T, Cressoni M, Cadringher P, Herrmann P, Moerer O, et al. Ventilator-related causes of lung injury: the mechanical power. *Intensive Care Med*. 2016;42(10):1567-75.
7. Trinkle CA, Broaddus RN, Sturgill JL, Waters CM, Morris PE. Simple, accurate calculation of mechanical power in pressure controlled ventilation (PCV). *Intensive Care Med Exp*. 2022;10(1):22.
8. Becher T, van der Staay M, Schädler D, Frerichs I, Weiler N. Calculation of mechanical power for pressure-controlled ventilation. *Intensive Care Med*. 2019;45(9):1321-3.
9. Silva PL, Ball L, Rocco PRM, Pelosi P. Power to mechanical power to minimize ventilator-induced lung injury? *Intensive Care Med Exp*. 2019;7(Suppl 1):38.
10. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*. 1999;8(2):135-60.
11. Urner M, Jüni P, Hansen B, Wettstein MS, Ferguson ND, Fan E. Time-varying intensity of mechanical ventilation and mortality in patients with acute respiratory failure: a registry-based, prospective cohort study. *Lancet Respir Med*. 2020;8(9):905-13.
12. Kneyber MCJ, Ilia S, Koopman AA, van Schelven P, van Dijk J, Burgerhof JGM, et al. Energy transmission in mechanically ventilated children: a translational study. *Crit Care*. 2020;24(1):601.

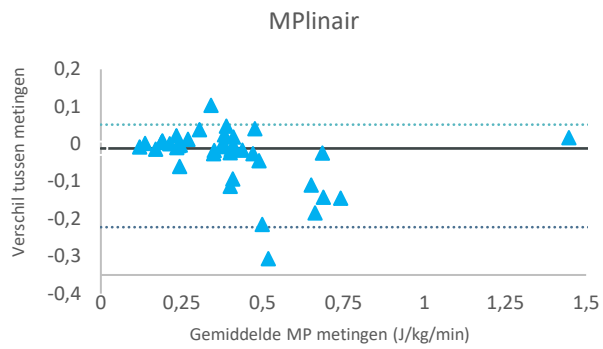
Bijlage 1: figuren resultaten



Figuur 2. Bland-Altman analyse van de gouden standaard vergeleken met de MPsimplified (links boven), MPcomprehensive (rechtsboven) en MPLineair (linksonder) voor het resultaat in J/min. Op de X-as staat het gemiddelde MP van de formule en de meting. Op de Y-as staat het verschil tussen de metingen. De bovenste stippellijn is de bovenste LOA, de onderste stippellijn de onderste LOA, de doorgetrokken lijn in het midden is de bias. Het verschil tussen de metingen is geplot in vierkanten, rondjes of driehoeken.



Figuur 3. Bland-Altman analyse van de gouden standaard vergeleken met de MPsimplified (links) en de MPcomprehensive (rechts) voor het resultaat in J/kg/min. Op de X-as staat de gemiddelde MP van de formule en de meting. Op de Y-as staat de verhouding van het verschil tussen de formule en de meting weergegeven. De bovenste stippellijn is de bovenste LOA, de onderste stippellijn de onderste LOA, de doorgetrokken lijn in het midden is de bias. Het verschil tussen de metingen is geplot in vierkanten en rondjes.



Figuur 4. Bland-Altman analyse van de gouden standaard vergeleken met de MPlinair voor het resultaat in J/kg/min. Op de X-as staat het gemiddelde MP van de formule en de meting. Op de Y-as staat het verschil tussen de metingen. De bovenste stippellijn is de bovenste LOA, de onderste stippellijn de onderste LOA, de doorgetrokken lijn in het midden is de bias. Het verschil tussen de metingen is geplot in driehoeken

Bijlage 2: de rol van de Intensive Care Practitioner, uitstroomprofiel ventilatie

Het Amsterdam UMC is de verzamelnaam waaronder voorheen twee aparte ziekenhuizen (Het AMC en VUmc) zijn verder gegaan. Deze fusie van ziekenhuizen vijf jaar geleden ging gepaard met een verdeling van de zorg en in 2019 is de Intensive Care Kinderen (ICK) van het VUmc verhuisd naar locatie AMC. De ICK valt onder het Emma Kinderziekenhuis binnen locatie AMC. De ICK binnen het EKZ bestaat uit 16 bedden met beademingsplek. De werkgroep Respiratie bestaat uit drie kinderarts-intensivisten, twee Ventilation Practitioners [VP], een VP in opleiding en vijf ICK-verpleegkundigen. De werkgroep heeft een gezamenlijk doel om te streven naar een breed gedragen, eenduidig beleid ten aanzien van (non-) invasieve beademing voor het kritiek zieke kind op de ICK. In gebruik op de afdeling zijn verschillende machines van de Hamilton (G5, C6, T1, C1), Trilogy en Sensormedics (HFO). Voor de keuze voor de beademing strategie is zo veel mogelijk uitgegaan van bestaande internationale consensus overleggen zoals de PEMVECC. De beademing strategie is gericht op het optimaliseren van de beademing; het voorkomen en beperken van (het risico op) VILI; het bieden van comfort tijdens de beademing aan het kind en het voorkomen van een onnodig lange beademingsduur. De volledige beademing strategie van de ICK staat uitgeschreven in het respiratoire document wat als leidraad dient in de beademing van het kind. Deze leidraad is geschreven door de VP's en wordt uitgedragen door de gehele werkgroep.

De intensive care Practitioner

De VP maakt deel uit van een multidisciplinair team op de Intensive Care. De VP bevindt zich tussen het medische en verpleegkundige domein en vormt een belangrijke schakel tussen deze twee. De VP heeft een ondersteunende en aanvullende rol op de Intensive Care en levert een bijdrage aan het zorginhoudelijke beleid ten aanzien van de (non-) invasieve beademing. Onder supervisie van de intensivist stelt de VP doelen omtrent (non-) invasieve beademing op en denkt mee over een Evidence based danwel Best Practice strategie rondom beademing. Bovendien vervult de VP een evaluerende rol om de beademingsstrategie te evalueren en mogelijk te herzien, waarbij comfort van het kind wordt gewaarborgd en gebieden voor verbetering worden geïdentificeerd.

Kenmerkend voor de ICK zijn de complexiteit en grote diversiteit van ziektebeelden en de uitvoering van complexe behandelingen. Om op de hoogte te

blijven van de nieuwste ontwikkelingen omtrent beademing is continue professionele groei nodig. De VP zorgt voor deze professionele groei door het bijhouden van vakliteratuur en het volgen van (internationale) symposia. De VP heeft een belangrijke rol in de kwaliteit van zorg binnen het eigen expertise gebied, waarbij de VP gebruik maakt van zowel Best Practice als Evidence Based Practice. De VP is verantwoordelijk voor het verpleegkundig beleid rondom respiratie, hieronder valt ook het opstellen van protocollen en werkinstructies. De VP regelt de aankoop en scholing van nieuwe apparatuur en heeft korte lijnen met de leveranciers en fabrikanten van de industrie.

De VP ondersteunt bij het in stand houden en optimaliseren van kennis op de Intensive Care op zowel het verpleegkundig als medisch domein binnen het eigen expertise gebied. Dit doet de VP door het geven van instructies, bedside teaching en scholing. Deze scholing kan zeer divers zijn, enkele voorbeelden van onderwerpen zijn training in beademingsapparatuur, beademingsmodi, non-invasieve beademing, HFO, NO, hoestmachine, ondersteuning bij beademingsproblemen, curves en loops. Deze scholingsthema's kunnen zowel gegeven worden aan het verpleegkundig domein bestaande uit de ICK-verpleegkundige en leerling ICK-verpleegkundige in opleiding, als het medische domein bestaande uit de AIOS en fellows.

Gewenste rol en verantwoordelijkheden

Het opleidingstraject was intensief en nam veel tijd in beslag. Nu de opleiding voorbij is staat voor mij het aankomende jaar in het teken van het neerzetten van mijn functie als VP. De huidige VP's op de ICK hebben hun eigen taken en verantwoordelijkheden duidelijk gedefinieerd en bewijzen dagelijks hun waarde voor het team. Hoewel ik het voordeel heb voort te kunnen bouwen op hun inspanningen, vind ik het belangrijk om mijn eigen identiteit binnen deze rol te vormen. Hierbij zal ik kijken naar mijn mede VP's, maar ook naar de ervaringen welke ik heb opgedaan door op verscheidene ICK's in Nederland mee te lopen. Een van mijn kernkwaliteiten is mijn enthousiasme en het is met dit enthousiasme dat ik mijn rol als VP wil neerzetten op de afdeling. Tijdens de opleiding was er nauwelijks tijd om taken op de afdeling uit te voeren buiten de opgestelde eisen van de opleiding. Na de opleiding zal ik vier tot zes VP dagen, uitgepland van de zorg, krijgen per maand om mij op eigen taken en projecten te richten. Hieronder staat per kerncompetentie opgedeeld waar ik het

aankomende jaar of de aankomende jaren naartoe wil werken.

Patiëntenzorg

In de patiëntenzorg draag ik de beademing strategie van de beademingswerkgroep uit, waarbij ik VILI voorkom, comfort biedt tijdens de beademing aan het kind en een onnodig lange beademingsduur wil voorkomen. Als schakel tussen de arts en de verpleegkundige wil ik ondersteunen bij (complexe) beademing aan het bed. Om dit te realiseren neem ik deel aan de artsenuverdracht en loop ik een ronde langs de beademde patiënten om de beademing te evalueren en waar mogelijk te optimaliseren. Het zou een illusie zijn om te denken dat ik na het afronden van deze opleiding alles weet op het gebied van beademing. Het aankomende jaar en jaren wil ik mijn eigen kennisniveau blijven ontwikkelen. Dit wil ik doen door het bijhouden van vakliteratuur, het volgen van symposia en door regelmatig aan het bed van de patiënt te sparren met verpleegkundigen, fellows, intensivisten en mijn mede-VP's over de beademing strategie

Het aankomende jaar wil ik mijn expertise op het gebied van longechografie verdiepen en dit een prominentere rol geven in de patiëntenzorg. In november heb ik een longechografie cursus afgerond in het LUMC en tijdens de opleiding heb ik onderwijs gekregen over longechografie. Mijn ervaring met de uitvoering van longechografie is momenteel voornamelijk gebaseerd op echo's welke ter lering zijn gemaakt, waarbij ik begeleiding van een intensivist of fellow kreeg bij het beoordelen van de beelden. Op dit moment worden niet standaard of op indicatie longecho's gemaakt door de VP's van de afdeling. Ik ben voornemens om mijn praktijkervaring en mijn theoretische kennis op dit vlak uit te breiden. Uiteindelijk wil ik zelfstandig longechografie kunnen uitvoeren op onze afdeling en dit een belangrijke plek geven in de zorg.

Deskundigheidsbevordering

Vanaf september start het nieuwe EpA-onderwijs, waarbij in februari de VP's van het Amsterdam UMC voor het eerst het landelijke ICK onderwijs zullen verzorgen. Er is nog aanzienlijk werk te verzetten in de voorbereiding van deze lesdagen. Doordat ik zelf vrij recent, in 2020, de ICK-opleiding heb gevolgd kan ik mij goed verplaatsen in ICK-studenten en deze ervaring wil ik meenemen bij de ontwikkeling van het onderwijs. Hoewel ik regelmatig presentaties heb gegeven tijdens mijn opleiding, heb ik nog niet eerder scholing verzorgd. Het geven van scholing beschouw ik als een waardevolle professionele verdieping in het komende jaar.

Op de afdeling vind ik belangrijk om mijn opgedane kennis en expertise te delen, met als doel het vergroten van het kennisniveau van het team en het verhogen van de zorgkwaliteit van kinderen. Een manier om dit te realiseren is door het frequent toepassen van bedside teaching aan het team. Met drie VP's op onze afdeling zal doordeweeks vrijwel elke dag een VP beschikbaar zijn, waardoor er meer gelegenheid ontstaat voor directe scholing bij het bed omtrent beademing.

Kwaliteitsbevordering

Ik streef ernaar om een essentiële bijdrage te leveren in de bevordering van Evidence Based en Best Practice zorg op het gebied van (non-)invasieve beademing binnen de ICK. Na de opleiding zal ik mijn eigen vakkennis op peil houden en blijven ontwikkelen door het lezen vakliteratuur, volgen van symposia en contact met mijn mede VP's. Volgend jaar wil ik starten met eigen projecten en uiteindelijk toewerken naar het meer zelfstandig uitvoeren van projecten, om dit te realiseren wil ik mij verder verdiepen in projectmatig werken. Gezien elk project zijn eigen voorwaarden heeft verwacht ik aan het begin nog regelmatig vragen of hulp nodig te hebben. Bij het frequenter uitvoeren van projecten zal door het opdoen van ervaring mijn kennis en zelfstandigheid hierin groeien.

Gedurende mijn opleiding heb ik nieuwe inzichten opgedaan in metingen en therapieën die momenteel nog niet in gebruik zijn op de ICK. In de aankomende jaren wil ik deze onderwerpen binnen de werkgroep bespreken en, mits er consensus is, implementeren. Voorbeelden van mogelijke implementaties omvatten het invoeren van spontaneous breathing trials of spreken aan de beademing.

Tenslotte heb ik met veel plezier gewerkt aan mijn onderzoek naar Mechanical Power en is dit een enorm leerzaam traject geweest. Ik zal de nieuwste ontwikkelingen in de literatuur omtrent Mechanical Power blijven volgen. In de toekomst lijkt het mij waardevol om zelf ook verder onderzoek uit te voeren naar Mechanical Power en mijn vaardigheden op het gebied van wetenschappelijk onderzoek dieper te ontwikkelen.