



**Hochfrequenz-Beatmung:  
Theorie und praktische Anwendungen**

Jane Pillow

## Wichtiger Hinweis:

Medizinisches Fachwissen ist aufgrund von Forschung und klinischen Erfahrungen kontinuierlicher Veränderung unterworfen. Die Autorin dieser Broschüre war darauf bedacht sicherzugehen, dass die hier dargestellten Ansichten, Meinungen und Annahmen, insbesondere diejenigen mit Bezug auf Anwendungen und Wirkungen, dem aktuellen Wissensstand entsprechen. Dies befreit allerdings den Leser nicht von der Verpflichtung, für klinische Maßnahmen selbst Verantwortung zu tragen.

Alle Rechte an diesem Heft, insbesondere das Recht der Vervielfältigung und Verbreitung, liegen bei Prof. J. Pillow und der Drägerwerk AG & Co. KGaA. Kein Teil dieses Buches darf ohne die vorherige schriftliche Genehmigung der Drägerwerk AG & Co. KGaA Deutschland mechanisch, elektronisch oder fotografisch reproduziert oder gespeichert werden.

# 1 Vorwort

Die Hochfrequenzbeatmung (High-Frequency Ventilation, HFV) hat sich im Laufe der letzten dreißig Jahre weiterentwickelt: Aus dem anfänglich neuartigen Beatmungsmodus wurde eine Routine-Beatmungsstrategie. Die Hochfrequenzbeatmung umfasst mehrere unterschiedliche Verfahren, darunter die Hochfrequenz-Überdruckbeatmung, Hochfrequenz-Flussunterbrechung, Hochfrequenz-Jet-Ventilation und Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung (HFO oder HFOV). Dieses Heft konzentriert sich auf die HFOV, deren Hauptunterscheidungsmerkmal die Berücksichtigung der aktiven Ein- und Ausatemphasen ist.

Es sind mehrere Oszillatoren auf dem Markt erhältlich, die sich in Technologie, Leistungsfähigkeit, Kombinationsmöglichkeit, Bedienerfreundlichkeit und Preis unterscheiden. Soweit möglich, wurden die Empfehlungen in diesem Heft allgemein gehalten und gelten geräteübergreifend. Spezifische Verweise auf den Träger Babylog VN500<sup>1</sup> sind im Wesentlichen in einem Anhang am Ende des Heftes enthalten, unter Verwendung der Software-Version 2.4n (Trägerwerk AG & Co. KGaA, Lübeck, Deutschland). Es ist wichtig zu beachten, dass andere Oszillatoren unterschiedlich funktionieren können.

Mit diesem Heft soll weniger erfahrenen Ärzten geholfen werden, sich mit der Hochfrequenz-Oszillation vertraut zu machen, während es für die erfahreneren HFOV-Anwender tiefergehende und auf dem vorhandenen Wissen aufbauende Informationen bereithält. Die nachstehenden Kapitel erläutern die Theorie, Steuerungsmechanismen, Strategien und Komplikationen der HFOV. Besonderer Wert wird auf die Vermittlung der Grundlagen für praktische Anwendungsansätze gelegt, die den potenziellen Nutzen maximieren und das Risiko negativer Behandlungsergebnisse der HFOV-Therapie minimieren. Es sollte allgemein klar sein, dass eine steile Lernkurve absolviert werden muss, um eine sichere und wirksame Beatmung mit HFOV zu gewährleisten. Neonatologischen Teams, die zum ersten Mal den Einsatz von HFOV erwägen, wird empfohlen, eine umfassende Einweisung durch erfahrene Anwender einzuholen und vorzugsweise auch praktische Erfahrung mit der Anwendung von HFOV in einer Einheit zu sammeln, in der HFOV routinemäßig und erfolgreich praktiziert wird.

Kernpunkte und weiterführende Konzepte werden im Text mit einem Kasten umrahmt hervorgehoben. Das hier dargestellte theoretische Wissen und die Empfehlungen bilden den derzeitigen Kenntnisstand zur HFOV in Theorie und Anwendung sowie meine Erfahrungen aus einer Bewertung der Fallstricke und Vorteile der HFOV über zwanzig Jahre ab. Dennoch werden, wie im Abschnitt über die zukünftige Weiterentwicklung der HFOV vorausgesehen, rasche Fortschritte in der Medizintechnik und ihrer Miniaturisierung zur Bewältigung der Herausforderungen, die sich bei neugeborenen Patienten stellen, zu neuen Erkenntnissen und Möglichkeiten der HFOV führen. In der Folge müssen die Beschreibungen und Empfehlungen in diesem Heft mit der Zeit wahrscheinlich überarbeitet werden.

## 2 Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Vorwort</b> .....	<b>3</b>
<b>2</b>	<b>Inhaltsverzeichnis</b> .....	<b>4</b>
<b>3</b>	<b>Hochfrequenzbeatmung</b> .....	<b>7</b>
3.1	Einführung .....	7
3.2	Definition .....	7
3.3	Geräte und Mechanismen für die Erzeugung einer aktiven Ausatmung .....	7
<b>4</b>	<b>Gasmischung mit Hochfrequenzoszillationen</b> .....	<b>9</b>
4.1	Erhöhter longitudinaler Gastransport und verstärkte Dispersion .....	10
4.2	Asymmetrische Flussprofile .....	10
4.3	Asymmetrische Verzweigungswinkel .....	12
4.4	Direkte alveoläre Ventilation .....	12
4.5	Intraalveoläre Pendelluft .....	12
4.6	Kardiogene Durchmischung .....	13
4.7	Molekulare Diffusion .....	13
<b>5</b>	<b>Parameter und Kontrollvariablen des HF-Beatmungsgeräts</b> .....	<b>14</b>
5.1	Mittlerer Atemwegsdruck .....	14
5.2	Druckamplitude – Oszillationsvolumen .....	15
5.3	Oszillationsfrequenz .....	16
5.4	Inspirations-Expirations-Verhältnis .....	17
5.5	Der Gastransport-Koeffizient $DCO_2$ .....	17
<b>6</b>	<b>Transmission der Druckamplitude</b> .....	<b>19</b>
6.1	Druckdämpfung .....	19
6.2	Druckamplitudentransmission und Atemmechanik .....	19
6.2.1	Lungencapacitance .....	20
6.2.2	Resistance .....	21
6.2.3	Trägheit .....	23
6.2.4	Inhomogene Lungenerkrankungen .....	24
6.3	Druckdämpfung und Frequenz .....	25
6.4	Eckfrequenz und Druckverteilung des Oszillationsstroms .....	25
6.4.1	Eckfrequenz in verschiedenen klinischen Situationen .....	27
<b>7</b>	<b>Tidalvolumenzufuhr bei HFOV</b> .....	<b>29</b>
7.1	Determinanten des Tidalvolumens .....	30
7.1.1	Oszillationsamplitude .....	31
7.1.2	Frequenz .....	32
7.1.3	I:E-Verhältnis .....	32
7.1.4	Lungenmechanik .....	33

<b>8</b>	<b>Lungendistensionsvolumen und mittlerer Atemwegsdruck .....</b>	<b>34</b>
8.1	Determinanten des Lungendistensionsvolumens bei HFOV .....	35
8.1.1	Kontrolle des mittleren Atemwegsdrucks .....	35
8.1.2	Determinanten des mittleren intrapulmonalen Drucks.....	35
8.2	Erreichen des optimalen Lungenvolumens .....	37
8.2.1	Ansätze zur Rekrutierung und Optimierung von Lungenvolumen mit HFOV .....	37
8.2.2	Volutraumavermeidung bei der Rekrutierung von Lungenvolumen.....	37
8.2.3	Aufrechterhaltung eines optimalen Lungenvolumens bei HFOV .....	39
8.2.4	Vermeidung von Atelektasen .....	40
8.3	Vermeidung von Überdehnung .....	40
<b>9</b>	<b>Management der HFOV.....</b>	<b>41</b>
9.1	Umstellung von konventioneller Beatmung .....	41
9.1.1	Vorbereitung des Patienten und des Monitorings .....	41
9.1.2	Einstellung des mittleren Atemwegsdrucks.....	41
9.1.3	Einstellung der Oszillationsdruckamplitude (druckkontrollierte HFOV) .....	41
9.1.4	Einstellung des oszillatorischen Tidalvolumens (volumenorientierte, drucklimitierte HFOV) .....	43
9.2	Fortsetzung der HFOV .....	44
9.2.1	Management der Oxygenierung .....	44
9.2.2	CO <sub>2</sub> -Management .....	44
9.3	Anfeuchtung .....	46
9.4	Entwöhnung von der HFOV .....	46
<b>10</b>	<b>Überwachung während der HFOV.....</b>	<b>47</b>
10.1	Überwachung von Gasaustausch und der Atemmechanik.....	47
10.2	Überwachung des Lungenvolumens .....	47
10.3	Überwachung des Kreislaufs und der systemischen Perfusion .....	48
<b>11</b>	<b>Indikationen für HFOV .....</b>	<b>49</b>
<b>12</b>	<b>Strategien für HFOV bei verschiedenen Lungenerkrankungen .....</b>	<b>51</b>
12.1	Diffuse homogene Lungenerkrankungen .....	51
12.2	Inhomogene Lungenerkrankungen.....	52
12.3	Airleaks .....	53
12.4	Persistierende pulmonale Hypertonie des Neugeborenen (PPHN).....	54
<b>13</b>	<b>Komplikationen, relative Kontraindikationen und Grenzen der HFOV.....</b>	<b>54</b>
13.1	Komplikationen und Nebenwirkungen.....	54
13.1.1	Irritation.....	54
13.1.2	Sekret.....	55

## 2 Inhaltsverzeichnis

13.1.3	Nekrotisierende Tracheobronchitis .....	55
13.1.4	Hämodynamik .....	55
13.1.5	Intrakranielle Blutungen .....	55
13.1.6	Überblähung .....	56
13.2	Relative Kontraindikationen .....	56
13.3	Grenzen der HFOV .....	56
<b>14</b>	<b>Versagen der HFOV .....</b>	<b>58</b>
<b>15</b>	<b>Die zukünftige Weiterentwicklung der HFOV .....</b>	<b>58</b>
<b>16</b>	<b>Zusammenfassung .....</b>	<b>59</b>
<b>17</b>	<b>Anhang .....</b>	<b>60</b>
17.1	Hochfrequenzbeatmung mit dem Dräger Babylog VN500 .....	60
17.1.1	Anpassung der HFOV mit dem Babylog VN500 .....	62
17.2	Klinischer Fallbericht – Vorteile der HFOV mit Volumengarantie .....	65
17.3	Beispiel: DCO <sub>2</sub> während der Rekrutierung von Lungenvolumen mit/ohne Volumengarantie .....	68
17.4	Abkürzungen .....	69
<b>18</b>	<b>Literaturangaben .....</b>	<b>71</b>
	<b>Index .....</b>	<b>74</b>

## FARBCODE der Textkästen



DEFINITION



ZUSAMMENFASSUNG



PRAKTISCHE TIPPS

## 3 Hochfrequenzbeatmung

### 3.1 Einführung

Viele Säuglinge benötigen weiterhin eine invasive Beatmung, trotz großer Fortschritte in der perinatalen Versorgung, einschließlich der weit verbreiteten Anwendung der pränatalen Steroidtherapie, der exogenen Surfactant-Therapie und der nicht-invasiven Atemunterstützung. Beatmungsinduzierte Lungenschäden (VILI) sind eine Komplikation der invasiven Beatmungsunterstützung, die die Dauer der unterstützenden Pflege verlängert. Durch Beatmung induzierte Lungenschäden in der sich entwickelnden Lunge haben lebenslange Auswirkungen auf die Gesundheit der Atemwege durch mangelnde Alveolarisierung und eine abnorme Entwicklung des Luftraums. Der Anteil der Säuglinge, die eine mechanische Beatmung benötigen, nimmt zu, je kürzer die Schwangerschaftsdauer ist: Extrem früh geborene Frühchen sind außerdem äußerst anfällig für Verletzungen. In der Folge hat sich die Beatmungsforschung und Produktentwicklung in den letzten zwei bis drei Jahrzehnten sehr stark auf neue Therapien konzentriert, die eine Lebenserhaltung mit minimalem Risiko für iatrogene Schädigungen ermöglichen. Sowohl die extrakorporale Membranoxygenierung (ECMO) als auch die Hochfrequenzbeatmung bieten Möglichkeiten zur lungenprotektiven Beatmung bei minimalem Rheotrauma infolge von übermäßigen zyklischen Volumenschwankungen oder wiederholter Wiedereröffnung von atelektatischen Lufträumen.

Die Hochfrequenzoszillation ist eine einzigartige und die bekannteste und am häufigsten verwendete Form der Hochfrequenzbeatmung. Die HFOV ging ursprünglich aus Beobachtungen durch Henderson von Mustern von Rauch hervor, der durch einen Schlauch geblasen wird, und wurde später Anfang der 1970er Jahre ausführlicher durch Lunkenheimer beschrieben (4, 28). Inzwischen wurde die HFOV zu einer umfassenden Beatmungsstrategie weiterentwickelt, die weltweit sowohl a priori als auch zur Notfallbeatmung angewendet wird.

### 3.2 Definition

Zu den Unterscheidungsmerkmalen der heutigen HFOV zählen:

1. ein Frequenzbereich von 3–20 Hz (180 bis 1200 Atemzüge/Minute);
2. aktive Inspirations- und Expirationsphasen;
3. Tidalvolumina, die sich dem anatomischen Totraumvolumen annähern.

### 3.3 Geräte und Mechanismen für die Erzeugung einer aktiven Ausatmung

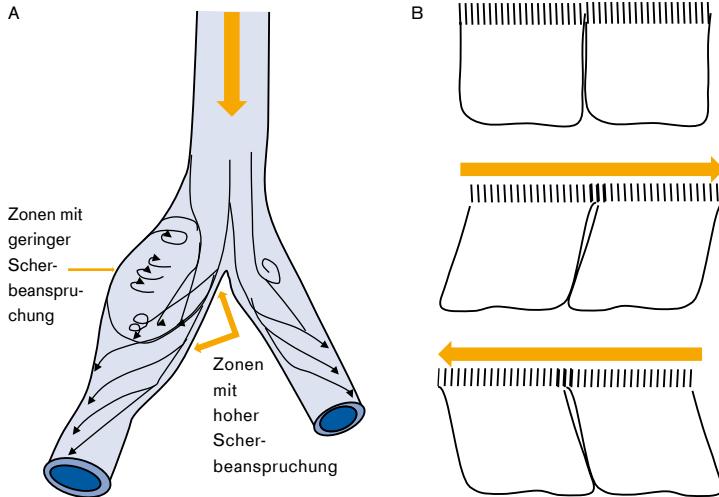
Zur Erzeugung von oszillatorischen Beatmungskurven werden bei verschiedenen Geräten eine Reihe technischer Grundprinzipien verwendet. Die Oszillationen lenken mit hoher Frequenz kleine Gasvolumina zum Patienten: Die mechanisch gesteuerten Oszillationen führen zu einer aktiven Inspiration und aktiven Expiration. Der mittlere Atemwegsdruck entsteht durch den Druckabfall des Bias-Flows in Kombination mit einem Ausatemwiderstand. Echte Oszillatoren erreichen eine in etwa übereinstimmende Größenordnung der negativen und positiven Druckauslenkungen, wenn Inspirations- und Expirationszyklen von gleicher Länge verwendet werden. Übereinstimmende

negative und positive Druckauslenkungen können durch verschiedene Mechanismen erreicht werden, darunter eine Kolbenpumpe mit Linearmotor, eine elektromagnetisch angetriebene Schwingungsmembran (Lautsprecher) oder durch eine Kombination aus servogesteuertem Inspirationsventil und expiratorischem Venturi-Strahl (der einen subatmosphärischen Druck erzeugt). Beispiele für heutige Oszillatoren sind Sensormedics SM3100A, SM3100B, Humming V, Flowline Dragonfly, Heinen and Löwenstein Leoni Plus, Acutronics Fabian, Stephan SHF3000, SLE5000 und Dräger Babylog 8000plus sowie Babylog VN500.

Auch wenn Oszillatoren traditionell nach dem den Oszillationsstrom erzeugenden Mechanismus eingeteilt werden, sind die Funktion, Fähigkeiten und Grenzen jedes Geräts von größerer klinischer Relevanz für die praktische Anwendung und mögliche physiologische Wirksamkeit. Ein wichtiges Unterscheidungsmerkmal ist die Frequenzzusammensetzung der oszillatorischen Kurve: Oszillatoren, die Sinuswellen mit relativ „reinen“ Grundfrequenzen erzeugen, stehen solchen gegenüber, die komplexere und oft rechteckige Kurven mit mehreren Frequenzen erzeugen (1, 2). Auch wenn komplexe Kurven die Gasdurchmischung und regionale Homogenität der Beatmung verbessern können, ist die Wirkung von möglichen Schereffekten aus einem turbulenteren und inertiven<sup>2</sup> Oszillationsstrom auf die Eigenschaften der Atemwegswände nicht bekannt (siehe Abbildung 3-1). Ein zweites Merkmal von klinischer Relevanz ist die praktisch sehr einfache Umstellung von konventioneller Beatmung auf HFOV oder sogar eine Kombination aus konventioneller und HFO-Beatmung. Das Aufkommen hybrider Beatmungsgeräte, die konventionelle und Hochfrequenz-Beatmungsmodi kombinieren können, wird den Zugang zur Oszillationsbeatmung ausweiten und möglicherweise einen früheren A-priori-Einsatz der HFOV zur lungenprotektiven Atemunterstützung fördern. Ein Nachteil dieser Kombination ist, dass hybride Beatmungsgeräte oft weniger leistungsfähig sind als reine Oszillatoren wie die SM3100-Serie. Diese Einschränkungen können weitgehend überwunden werden, indem man entweder auf eine niedrigere Oszillationsfrequenz schaltet oder von einem 1:2-Verhältnis von Inspiration zu Expiration (I:E) zu einem 1:1-Verhältnis wechselt. Weitere Merkmale mit praktischen Implikationen für den Intra- und Interhospitaltransfer umfassen die minimalen Bias-Flow-Anforderungen und die Verfügbarkeit einer eingebauten Notstrom-Batterieversorgung. Die Bedeutung einer inkludierten Überwachung des Tidalvolumens wird zunehmend anerkannt und klinische Strategien werden überarbeitet, um die Volumenüberwachung und den Diffusionskoeffizienten zur Optimierung von Beatmung und Lungenprotektion einzuschließen.

<sup>2</sup> Inertiver Strom bezieht sich auf den variablen Fluss mit plötzlichen Akzelerationen und Dezelerationen neben einer Umkehr der Fließrichtung bei hohen Frequenzen.





D-8063-2016

**Abbildung 3-1: Die Umkehrung des Oszillationsstroms bei hohen Frequenzen kann die Zellen aufgrund von Scherbeanspruchung verformen.**

A) Turbulente Strömungen und Wirbelbildung erzeugen Zonen mit hoher Scherbeanspruchung. B) Die auf die Oberfläche einer Atemwegsepithelzelle einwirkende Scherbelastung führt zur Verformung der Zelloberfläche, während die Basis der Zelle fixiert bleibt. Bei HFOV tritt aufgrund der Schereffekte in entgegengesetzten Richtungen während der Ein- und Ausatmung eine reversierende oszillierende Scherwirkung auf.

## 4 Gasvermischung mit Hochfrequenzoszillationen

Die Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung bietet eine einzigartige und sehr effiziente Atemgasdurchmischung. Dies trägt zu ihrer erfolgreichen Anwendung in der A-priori- und Notfallbehandlung von Patienten mit schweren Atemwegserkrankungen und beeinträchtigtem Gasaustausch bei. Die Effizienz der Atemgasdurchmischung der HFOV im Vergleich zur konventionellen Beatmung ist durch grundlegende Unterschiede im Verhalten der Gase in den Atemwegen und Alveolen bedingt.

Die Gasdurchmischung bei der konventionellen Beatmung ist in erster Linie abhängig von der direkten Belüftung der Alveolen über den konvektiven Bulk-Flow. Um wirksam zu sein, müssen die eingebrachten Tidalvolumina ausreichend groß sein, um den anatomischen Totraum der Atemwege auszufüllen sowie das Volumen des Alveolarkompartiments zu eröffnen und zu füllen. Die Verringerung des Tidalvolumens auf das anatomische Totraumvolumen oder darunter, wenn diese Volumina mit konventionellen Atemfrequenzen eingebracht werden, erschwert den Abtransport des Abfallprodukts Kohlendioxid aus dem Alveolarkompartiment (Totraumbelüftung). Die Beatmung mit niedrigem Tidalvolumen bei konventioneller Atemfrequenz trägt somit zur Entwicklung von Atektase und einer gestörten Oxygenierung aufgrund unzureichender Übertragung eines Distensionsdrucks (Reduzierung des mittleren Atemwegsdrucks) bei.

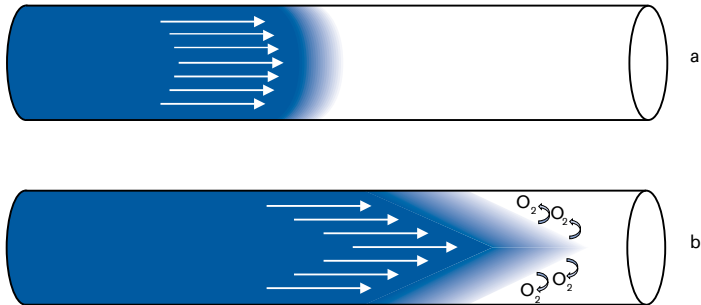
Im klaren Gegensatz zur mechanischen Beatmung bei konventionellen Atemfrequenzen bietet die HFOV eine hocheffektive Oxygenierung und Ausleitung von Abfallgas, obwohl Tidalvolumina in der Größenordnung des Totraumvolumens oder darunter verwendet werden. Die Effizienz von HFOV in der Beatmung der Lunge bei sehr niedrigen Tidalvolumina wird auf eine hochwirksame Mischung von frischen und ausgeatmeten Gasen in den Atemwegen und im Alveolarkompartiment zurückgeführt. Die Mechanismen, die zu dieser verbesserten Gasdurchmischung beitragen, sind vielfältig (3) und werden durch die Wellenform des Beatmungsgeräts (sinusförmig oder komplex, mehrfache Oberschwingung) und die Einstellungen (z. B. Frequenz, mittlerer Atemwegsdruck und Oszillationsamplitude) sowie die Atemmechanik (Atemwege und Parenchym), die Homogenität der Beatmung und die Herzfunktion beeinflusst.

#### 4.1 Erhöhter longitudinaler Gastransport und verstärkte Dispersion

Das Konzept des erhöhten longitudinalen Gastransports und der potenziellen Penetration der Alveolen von Gas, das in Volumina geliefert wird, die kleiner als der anatomische Totraum sind, wurde durch die frühen einfachen, aber eleganten Studien von Henderson und Kollegen im Jahr 1915 vorhergesehen (4). Sie beobachteten die Entstehung von langen, dünnen Rauchfäden, wenn Tabakrauch durch einen Tubus geblasen wurde, und zeigten die Bedeutung der Frequenz mit ihrer Schlussfolgerung: „je schneller der Zug, desto dünner und spitzer der Rauchfaden“. Da die Geschwindigkeits- und Konzentrationsprofile von Sauerstoff nicht flach sind (mit höheren Sauerstoffkonzentrationen im Kern des Flussprofils kann trotz sehr niedriger Tidalvolumina frisches Gas die Alveolen durchdringen). Taylor zeigte, dass dieses Flussprofil zur longitudinalen Gasdurchmischung beiträgt. Sie kann als ein Diffusionsprozess beschrieben werden, der mit der durchschnittlichen Geschwindigkeit und dem Tubusdurchmesser zunimmt und die molekulare Diffusion um ein Vielfaches übersteigt (5). Daher scheint dieser Mechanismus der Gasdurchmischung besonders bei den großen Atemwegen von Bedeutung zu sein. Während Frischgas vorwärts transportiert wird, findet auch eine laterale (radiale) Gasvermischung mit einer Partikelbewegung vom Zentrum zur Peripherie des Gasflusses statt, was zu einer verstärkten Dispersion des Gases führt. Schließlich führt die koaxiale Strömung zusammen mit der beschleunigten Zufuhr von Frischgas in die Lunge zu einem langsameren, peripheren Ausatemgasfluss, der durch die Kraft des einströmenden Gases effektiv aus der Lunge gedrückt wird.

#### 4.2 Asymmetrische Flussprofile

Die Gasvermischung wird des Weiteren durch Unterschiede in den Flussprofilen von Inspiration und Expiration begünstigt. Während die inspiratorischen Flussprofile scharfkantig und spitz zulaufend sind, sind die expiratorischen Flussprofile stumpfer.

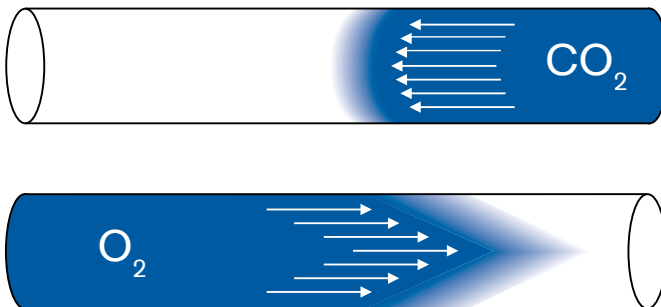


D-8051-2016

**Abbildung 4-1: Erhöhter longitudinaler Gasfluss und verstärkte Dispersion: Grenzfläche.**

Fließprofil und Grenzfläche zwischen zwei Gasen bei unterschiedlichen Flussgeschwindigkeiten:

a) niedriger Flow mit flachem Profil; b) hoher Flow mit keilförmigem, spitzem Flussprofil. Bei hohem Flow diffundiert Frischgas ( $O_2$ ) radial (lateral) und ermöglicht so den Gasaustausch an der Grenzfläche.

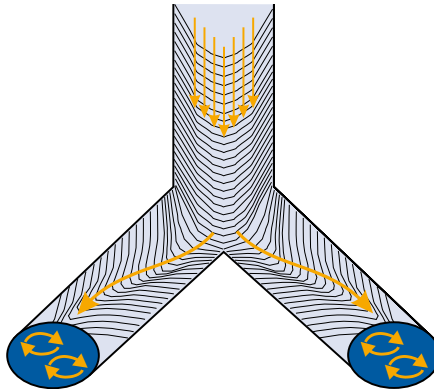


D-8052-2016

**Abbildung 4-2: Asymmetrische Flussprofile von Inspiration und Expiration.** Das spitz zulaufende Inspirationsflussprofil durchdringt das breitere Expirationsflussprofil und ermöglicht dadurch einen Nettotransport von Frischgas nach distal. Das ausgeatmete  $CO_2$  bewegt sich lateral in Richtung zur Öffnung der Atemwege.

### 4.3 Asymmetrische Verzweigungswinkel

An Atemwegskrümmungen und Bifurkationen treten sekundäre Gasbewegungen mit turbulenten Wirbeln auf, die die radiale Gasmischung (Bewegung von Gaspartikeln vom Zentrum der Strömung zur statischen Grenzschicht entlang der Wand) auf Kosten des longitudinalen Gastransports verstärken. Turbulenzen an asymmetrischen Atemwegsverzweigungen führen zu Pendelluft (siehe Abschnitt 4.5), welche die Gasmischung potenziell noch verstärkt.



D-8059-2016

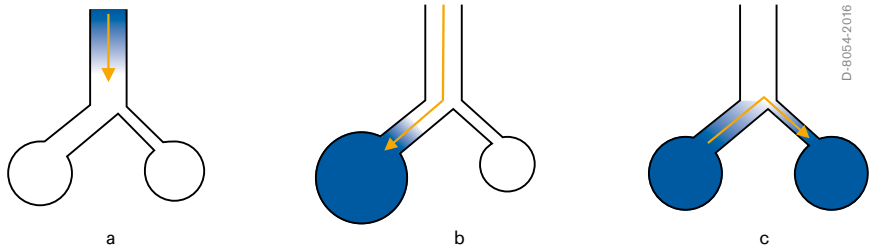
**Abbildung 4-3: Asymmetrische Verzweigungswinkel.** Verformung der Gasflussprofile und der Grenzflächen beim Auftreffen auf Bifurkationen der Atemwege und Entstehung sekundärer, wirbelförmiger Gasbewegungen zur verstärkten Gasmischung.

### 4.4 Direkte alveoläre Ventilation

Proximale Alveolen (d. h. Alveolen in unmittelbarer Nähe der zentralen Atemwege) werden weiterhin direkt über den konvektiven Bulk-Gasfluss beatmet. Die Berücksichtigung dieser Atemwege ist wichtig bei der Auswahl der Beatmungsfrequenz, da niedrigere Frequenzen für einen effektiven Gasaustausch höhere Tidalvolumina erfordern, die für proximale Alveolen schädlich sein können.

### 4.5 Intraalveoläre Pendelluft

Eine gewisse regionale Inhomogenität ist auch in der gesunden Lunge zu finden. Durch intra- und interregionale Unterschiede in Compliance und Resistance werden benachbarte Alveolen nicht phasengleich, sondern nacheinander belüftet: Jedes alveoläre oder azinäre Kompartiment wird zu verschiedenen Zeitkonstanten gefüllt und geleert. Das resultierende asynchrone Verhalten führt zu intraalveolärer Pendelluft – einer Form des gegenseitigen Gasaustausches in den peripheren Gasaustauschkompartimenten (6). Auf diese Weise können selbst kleine Frischgasvolumina eine große Anzahl von Alveolen erreichen.



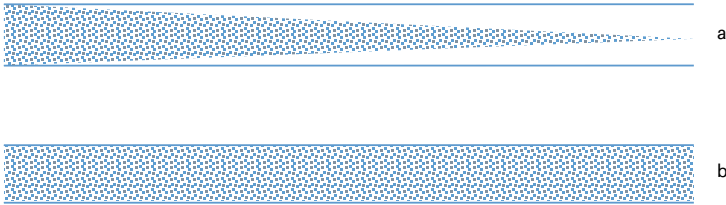
**Abbildung 4-4: Pendelluft.** Die Gasvermischung erfolgt durch asynchrones Füllen und Entleeren von Lungeneinheiten mit unterschiedlichen Zeitkonstanten. Jede Phase dauert nur einen Bruchteil des gesamten Oszillationszyklus.

#### 4.6 Kardiogene Durchmischung

Die niederfrequente kardiogene Durchmischung verstärkt zusätzlich die Gasmischung in den dem Herzen benachbarten Lungenzonen. Dabei kann die kardiogene Durchmischung bei Vorliegen einer vollständig apnoischen Atmung bis die Hälfte der Sauerstoffaufnahme ausmachen (7).

#### 4.7 Molekulare Diffusion

Dieselben frühen Beobachtungen von Henderson und Kollegen aus dem Jahr 1915 zum Verhalten von Tabakrauch in einem Glasrohr, die zum Konzept des erhöhten longitudinalen Gastransports beitrugen, zeigten auch die Schnelligkeit, mit der die Grenzschicht eines Gases verschwindet, wenn der Fluss stoppt. Diesen Prozess nennt man molekulare Diffusion (siehe Abbildung 4-5: Experiment von Henderson zur molekularen Diffusion). Henderson und Kollegen nutzten Rauch, um Gasbewegungen in einem Glasrohr sichtbar zu machen. Dabei machten sie unter anderem folgende Beobachtungen: a) Mittig schwebende Partikel wurden in dem Rohr weiter transportiert, als anhand des Volumens des Rauchzugs zu erwarten war; b) eine Verlangsamung oder Anhalten des Gasflusses führte zur sofortigen Vermischung bzw. „Diffusion“ der Rauchpartikel (4). Die molekulare Diffusion ist in der Lungenperipherie besonders wichtig, wo sie extrem schnell erfolgt und durch die Wirkung der kardiogenen Durchmischung noch verstärkt wird. Die molekulare Diffusion und Taylor-Dispersion zusammen machen fast den gesamten Gastransport aus, der während der HFOV auftritt (8).



**Abbildung 4-5: Experiment von Henderson zur molekularen Diffusion.** Henderson und Kollegen nutzten Rauch, um Gasbewegungen in einem Glasrohr sichtbar zu machen. Dabei machten sie unter anderem folgende Beobachtungen: a) Mittig schwebende Partikel werden in dem Rohr weiter transportiert, als anhand des Volumens des Rauchzugs zu erwarten ist, und b) eine Verlangsamung oder Anhalten des Gasflusses führte zur sofortigen Vermischung bzw. „Diffusion“ der Rauchpartikel.

## 5 Parameter und Kontrollvariablen des HF-Beatmungsgeräts

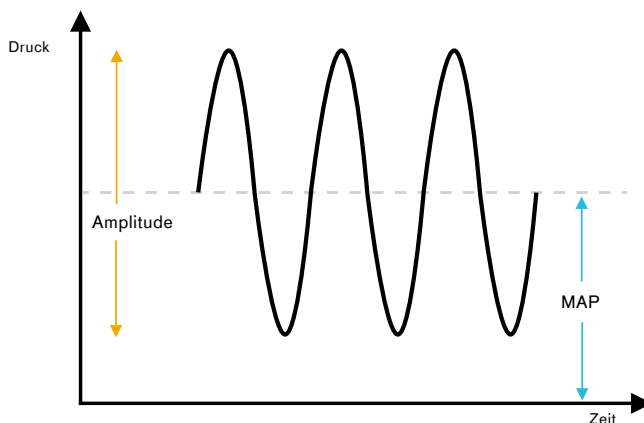
Im Vergleich zur konventionellen Beatmung ist die Steuerung von HFOV auf vier wesentliche Beatmungsparameter beschränkt (Abbildung 5-1):

1. Die Druckkurve oszilliert um einen mittleren Atemwegsdruck.
2. Die Amplitude der Oszillationsdruckkurve definiert das Oszillationsvolumen, das unter bestimmten mechanischen Bedingungen dem Patienten zugeführt wird.
3. Die Oszillationsfrequenz definiert die Anzahl von Oszillationszyklen pro Sekunde.
4. Das (bei einigen Beatmungsgeräten durch eine Einstellung der Inspirationszeit in % bestimmte) Inspirations-Expirations-Verhältnis bestimmt die relative Dauer der Vorwärts- und Rückwärtsströmung innerhalb jedes Oszillationszyklus.

Die strenge Definition der Inspirations- und Expirationszeit wird anhand der Nulldurchgangspunkte der Flusskurve bestimmt, wenn die Luft beginnt, in den Atemweg hinein oder heraus zu strömen. Viele Beatmungsgeräte bestimmen die I:E-Zeit aus der Ein-/Ausschaltzeit des Mechanismus, der den Oszillationsstrom erzeugt.

### 5.1 Mittlerer Atemwegsdruck

Der mittlere Atemwegsdruck zielt bei der HFOV idealerweise darauf ab, die Lunge aufgedehnt zu halten, ohne sie zu überdehnen. Anfänglich sind mittlere Atemwegsdrücke über dem unteren Umschlagpunkt auf dem Inflationsschenkel der Druckvolumenkurve erforderlich, um die kollabierte Lunge zu öffnen. Einmal geöffnet, wird aber in der Regel der mittlere Atemwegsdruck erheblich reduziert, um mit dem niedrigsten wirksamen Distensionsdruck ein optimales Distensionsvolumen zu erzielen. Der mittlere Atemwegsdruck ist der Hauptparameter für die Steuerung der Oxygenierung und den Abgleich von Beatmung-Perfusion, um einen unerwünschten intrapulmonalen Rechts-Links-Shunt zu vermeiden.



D-8055-2016

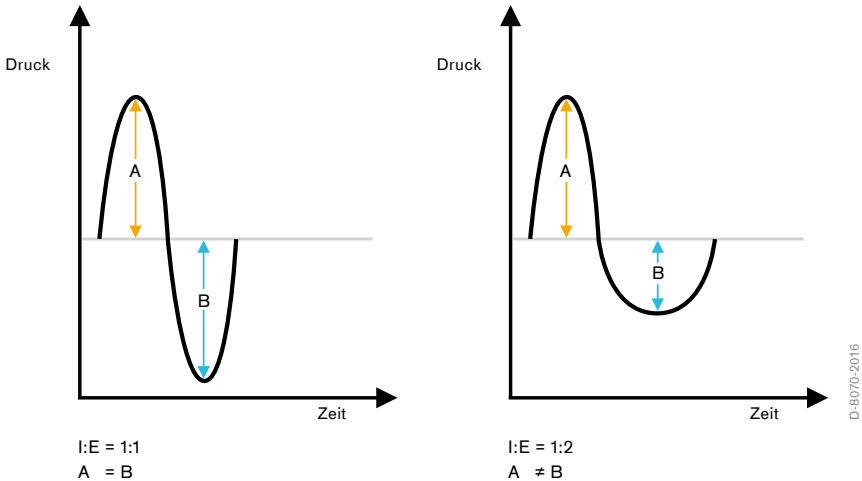
**Abbildung 5-1: HFOV-Druckkurvenparameter.** Die Amplitude wird gewöhnlich als die Differenz zwischen Spitze und Tiefpunkt der Druckkurve bestimmt.

## 5.2 Druckamplitude – Oszillationsvolumen

Der Arzt stellt am Beatmungsgerät die Druckamplitude als wichtigen veränderbaren Parameter zur Steuerung des Oszillationsvolumens ein – welches letztendlich die wichtigste Determinante für den  $\text{CO}_2$ -Abtransport ist. Über etwa 3–5 Hz beeinflusst das Oszillationsvolumen die  $\text{CO}_2$ -Elimination exponentiell (9, 10).<sup>3</sup>

Die für einen effektiven Gasaustausch erforderlichen Tidalvolumina sind frequenzabhängig und liegen zwischen etwa 3,5 ml/kg bei 5 Hz und 1,5–2 ml/kg bei 15 Hz. Das dem Patienten zugeführte Tidalvolumen hängt von der Druckamplitude, der Frequenz, dem eingestellten I:E-Verhältnis sowie der Compliance und Resistance der Atemwege des Patienten ab. Folglich beeinflussen Sekretansammlungen, Veränderungen im Trachealtubus und die Lungeninflation das oszillierende Tidalvolumen, das dem Patienten bei einer bestimmten Druckamplitude zugeführt wird. Das vom Beatmungsgerät abgegebene Volumen ist wesentlich größer als das dem Patienten zugeführte Tidalvolumen. Das dem Patienten bei einer bestimmten Oszillationsdruckamplitude zugeführte Volumen hängt im Wesentlichen von der Compliance des Patienten-Atemschlauchsystems und der Anfeuchterkammer ab, da das Beatmungsgerät den Patientenkreislauf mit Gas füllen muss, um die eingestellte Druckamplitude aufzubauen. Die an der Atemwegsöffnung gemessene Druckamplitude wird gedämpft, während sie über die Atemwege zum Alveolarkompartiment übertragen wird (siehe Kapitel 6).

<sup>3</sup> Interessanterweise hängt die Frequenz, bei der dieser Übergang stattfindet, vom Verhältnis der Stoffwechselrate zum Totraum ab: In der Folge ist die Übergangsfrequenz bei Erwachsenen niedriger als bei Säuglingen.



**Abbildung 5-2: Einfluss des I:E-Verhältnisses auf Symmetrie der Oszillationsdruckkurve.** Bei einem I:E von 1:1 sind Spitze und Tiefpunkt der Oszillationsdruckkurve vom mittleren Atemwegsdruck gleich weit entfernt. Bei einem I:E-Verhältnis von 1:2 liegt der Tiefpunkt der Druckkurve jedoch etwa halb so weit unter dem mittleren Atemwegsdruck wie die Spitze der Druckkurve über dem mittleren Atemwegsdruck liegt. Bei einem I:E von 1:2 ist eine größere inspiratorische Druckdifferenz  $\Delta P$  erforderlich, um eine äquivalente Tidalvolumenzufuhr wie bei einem I:E von 1:1 zu erreichen.

### 5.3 Oszillationsfrequenz

Die Oszillationsfrequenz ( $f$ ) ist ein Parameter des Beatmungsgeräts, der in der Einheit Hertz ( $\text{Hz} = 1/\text{s}$ ) gemessen wird. Die Frequenz beeinflusst das Oszillationsvolumen: Mit zunehmender Frequenz nimmt die verfügbare Zeit für Inflation und Deflation ab, wodurch das zugeführte Tidalvolumen für eine bestimmte Oszillationsamplitude und die vorherrschende Lungen- und Atemschlauchmechanik begrenzt ist.

Die Frequenzauswahl hat bedeutende Auswirkungen auf die proportionale Übertragung der Druckamplitude zum Alveolarkompartiment (siehe Kapitel 6), wobei mit zunehmender Frequenz geringere Druckamplituden ankommen. Diese Tatsache wird von Ärzten oft nicht erkannt, da die (vom Beatmungsgerät angezeigte) erforderliche Amplitude in der Regel mit Reduzierung der Frequenz abnimmt.

Obwohl eine Verstärkung der Alveolardruckamplituden bei Frequenzen nahe der Resonanzfrequenz (11) auftreten kann, ist die Verstärkung in der überdämpften neonatalen Lunge selten ein Problem.

Die optimale Oszillationsfrequenz muss entsprechend dem vorherrschenden mechanischen Zustand der Lunge und den jeweiligen Krankheitsmerkmalen angepasst werden. Die Frequenzauswahl wird in Abschnitt 6.3 und Abschnitt 7.1.2 näher erläutert.



#### 5.4 Inspirations-Expirations-Verhältnis

Das Inspirations-Expirations-Verhältnis (I:E) bestimmt den Anteil der Zeit, in dem der Oszillationsdruck über (Einatmung) oder unter (Ausatmung) dem mittleren Atemwegsdruck liegt, was zu ähnlichen Schwankungen des positiven und negativen Gasflusses führt. Spitze und Tiefpunkt der Oszillationsdruckkurve sind (in entgegengesetzten Richtungen) ähnlich weit vom mittleren Atemwegsdruck entfernt, wenn die Dauer von Inspirations- und Expirationszyklus gleichwertig ist (I:E = 1:1). Die Äquidistanz von Spitze und Tiefpunkt vom Mittelwert gilt jedoch nicht, wenn ein anderes I:E-Verhältnis als 1:1 verwendet wird, um sicherzustellen, dass die Fläche unter der Flusskurve während der Inflation und Deflation gleich ist und ein beliebiges zugeführtes Volumen wieder vollständig entfernt wird. Bei einem I:E-Verhältnis von 1:2 ist beispielsweise der Tiefpunkt der Oszillationsdruckkurve etwa die Hälfte der Entfernung der Spitze der oszillatorischen Druckkurve vom mittleren Atemwegsdruck entfernt, aber der relative Unterdruck bleibt doppelt so lange erhalten (siehe Abbildung 5-2).

Anfänglich wurde bei der HFOV ein I:E-Verhältnis von 1:2 verwendet, da bei höheren Frequenzen Airtrapping befürchtet wurde. Airtrapping ist jedoch nicht relevant, wenn eine aktive Ausatmung verwendet wird. Da die peripheren Drücke gedämpft werden, ist die Differenz zwischen inspiratorischem Spitzendruck und expiratorischem Minimaldruck viel geringer als an der Atemwegsöffnung, was zu vernachlässigbaren Unterschieden zwischen inspiratorischer und expiratorischer Resistance führt. Wenn der mittlere Atemwegsdruck hoch genug ist, werden die Atemwege so weit gestentet, dass ein Kollaps während des Ausatmens verhindert wird. Wichtig ist, dass der intrathorakale Expirationsdruck trotz möglicher subatmosphärischer Drücke an der Atemwegsöffnung positiv bleibt (12). Eine Ausnahme bildet die Einstellung extrem niedriger mittlerer Atemwegsdrücke, die Möglichkeiten zur Entstehung eines Choke Points mit daraus resultierendem Atemwegskollaps und Airtrapping schaffen. Das I:E-Verhältnis kann Auswirkungen auf die Effizienz der Gasdurchmischung und mögliche Schereffekte haben, aber diese sind noch nicht vollständig geklärt.

#### 5.5 Der Gastransport-Koeffizient: $DCO_2$

Obwohl derzeit kein kontrollierter Parameter eines Beatmungsgeräts ist der Gastransport-/Diffusionskoeffizient ( $DCO_2$ ) eine wichtige und oft unterschätzte Variable bei HFOV als kritische Determinante für die Effizienz der Gasdurchmischung und damit für den Erfolg der HFO-Beatmung. In der konventionellen Beatmung wird die Elimination von Kohlendioxid durch das Produkt aus alveolärem Atemzugvolumen und Atemfrequenz bestimmt – das sogenannte alveoläre Minutenvolumen bzw. die alveoläre Minutenbeatmung. Da das alveoläre Atemzugvolumen schwer zu messen ist, wird stattdessen das Minutenvolumen (bestimmt durch das Produkt aus Atemzugvolumen und Atemfrequenz) verwendet.

In mehreren Studien wurde gezeigt, dass sich der Zusammenhang zwischen der Kohlendioxidelimination und den Faktoren Atemzugvolumen und Atemfrequenz mit zunehmender Atemfrequenz ändert. Insbesondere oberhalb von 5 Hz gibt es einen Übergang, so dass die

Elimination von  $\text{CO}_2$  ungefähr mit  $f \cdot V_T^2$  korreliert (9, 10). Das Produkt  $f \cdot V_T^2$  wird im Allgemeinen als  $\text{CO}_2$ -Diffusions- (Gastransport-)Koeffizient oder  $\text{DCO}_2$ , bezeichnet.

Der  $\text{DCO}_2$  wird im Allgemeinen von Oszillationsbeatmungsgeräten mit Fluss- und Tidalvolumenüberwachung gemessen und angezeigt. Durch einen Anstieg des  $\text{DCO}_2$  nimmt  $\text{PaCO}_2$  ab. Da der  $\text{DCO}_2$  mit der Frequenz nur linear zusammenhängt, aber mit der Zunahme des Atemzugvolumens exponentiell ansteigt, wird eine  $\text{CO}_2$ -Elimination am effektivsten durch eine Zunahme des Atemzugvolumens erreicht. Zum Beispiel führt eine Erhöhung des Atemzugvolumens um 10 % bzw. 20 % zu einem Anstieg des  $\text{DCO}_2$  um 21 % bzw. 44 %.

Im Gegensatz dazu sind Änderungen des  $\text{DCO}_2$  durch Frequenzänderungen davon abhängig, ob HFOV mit oder ohne Volumengarantie verwendet wird: Wird HFOV ohne Volumengarantie verwendet, kann die Frequenzerhöhung durch eine Reduzierung des Atemzugvolumens ausgeglichen werden, was zu einer Verringerung des  $\text{DCO}_2$  führt, es sei denn,  $\Delta P$  wird gleichzeitig erhöht; jedoch wird bei Einstellung der Volumengarantie eine Frequenzsteigerung den  $\text{DCO}_2$  erhöhen, da das eingestellte Atemzugvolumen so lange erhalten bleibt, wie die zur Erreichung dieses Atemzugvolumens erforderliche Oszillationsdruckamplitude erzielt wird.

Es ist wichtig zu berücksichtigen, dass der  $\text{DCO}_2$  ein absoluter Wert ist, der vom Atemzugvolumen abhängt. Da die Tidalvolumenanforderungen mit zunehmender Größe des Patienten ansteigen, wird der  $\text{DCO}_2$  in ähnlicher Weise zunehmen, jedoch exponentiell. Allerdings wird der  $\text{DCO}_2$  im Verhältnis zum Quadrat des Körpergewichts eines Säuglings berechnet (d. h.  $f \cdot V_T^2/\text{kg}^2$ ) und ist eine zuverlässigere Variable, um den absoluten  $\text{DCO}_2$  vorherzusagen, der bei einem bestimmten Patienten notwendig ist (siehe Abschnitt 9).

## DER GASTRANSPORT-KOEFFIZIENT

Z

- $\text{DCO}_2$  ist die kritische Determinante für die Effizienz der Gasmischung.
- Der Kohlendioxidabtransport bei der HFOV entspricht ungefähr  $f \cdot V_T^2$ .
- $\text{DCO}_2$  ist ein absoluter Wert und hängt vom Atemzugvolumen ab.
- Die  $\text{CO}_2$ -Elimination wird am effektivsten durch eine Zunahme des Atemzugvolumens erreicht.

## 6 Transmission der Druckamplitude

### 6.1 Druckdämpfung

Ein wesentlicher angestrebter Vorteil der HFOV ist die Erzielung eines adäquaten Gasaustauschs mit kleinen Tidalvolumina und geringen intrapulmonalen Druckamplituden. Während der HFOV wird die Amplitude der Druckkurve von der Eröffnung der Atemwege zu den Alveolen progressiv gedämpft (Abbildung 6-1). Im Gegensatz dazu wird bei der konventionellen Beatmung der volle Inspirationsdruck von der Atemwegsöffnung auf die Alveolen übertragen (vorausgesetzt, es wird eine ausreichend lange Einatemzeit eingehalten).

Über viele Jahre gingen Ärzte davon aus, dass die intrathorakale Dämpfung von Druckamplituden bei HFOV unabhängig vom Zustand des Patienten erfolgte und die Säuglinge somit vor Barotraumata geschützt waren. Systematische Übersichtsarbeiten zu HFOV im Vergleich zur konventionellen Beatmung zeigen jedoch vermehrt pulmonale Luftlecks bei Säuglingen (13). Obwohl dieses Ergebnis auf den ersten Blick überraschend erscheint, wird das Wissen darüber, wie mechanische Faktoren das Ausmaß der Dämpfung der Druckkurve beeinflussen, Ärzten bei der Anwendung von HFOV unterstützen, ohne Barotraumata zu verursachen.

Auch wenn das Atemzugvolumen bei der HFOV zwangsläufig niedriger ist als bei der konventionellen Beatmung, hat die Forschung gezeigt, dass diese niedrigen Tidalvolumina nicht immer mit ähnlich geringen Oszillationsdruckamplituden einhergehen.

### 6.2 Druckamplitudentransmission und Atemmechanik

Die Dämpfung der Oszillationsdruckamplitude beim Durchlaufen der Atemwege zu den Alveolen wird durch die Flussimpedanz des intubierten respiratorischen Systems bestimmt.

#### IMPEDANZ

*D*

Impedanz ist ein allgemeiner mechanischer Begriff, der die mechanische Barriere gegen einen Fluss beschreibt. Die Impedanz umfasst die volumenabhängigen (elastischen), flussabhängigen (resistiven) und beschleunigungsabhängigen (inertiven) Eigenschaften des respiratorischen Systems. Im klinischen Bereich wird Elastance (E) häufiger als Compliance (C) der Lunge definiert, wobei  $C = 1/E$ .

### 6.2.1 Lung COMPLIANCE

Die klinischen Erkenntnisse über die deutliche Dämpfung der Oszillationsdruckkurve (dargestellt in Abbildung 6-1A) basieren auf Studien an gesunden Lungenmodellen mit normaler Compliance. Die HFOV wurde jedoch zunächst für die extrem unreife Lunge des Frühgeborenen mit Atemnotsyndrom (RDS) und extrem geringer Lung COMPLIANCE entwickelt und angewendet. Eine geringe Compliance steigert die Flussimpedanz. Folglich sind bei geringer Compliance (Abbildung 6-1B) höhere Druckamplituden erforderlich, um das gleiche Tidalvolumen zu erzeugen und einen effektiven Gasaustausch zu erreichen.

Klinisch wurde die Bedeutung der Compliance für die Dämpfung der Oszillationsdruckkurve in Tiermodellen eindeutig nachgewiesen. Studien mit Alveolarkapseln zur Messung alveolärer Oszillationsdruckschwankungen bei frühgeborenen Lämmern während der Rekrutierung von Lungenvolumen zeigten die verhältnismäßig höhere Transmission der Oszillationsdruckamplitude von der Atemwegsöffnung zur Alveole bei geringer Compliance (14). Ebenso ist das oszillatorische Druckverhältnis<sup>4</sup> am niedrigsten an dem Punkt der maximalen Compliance während der Inflations- und Deflationsschenkel eines Druck-Volumen-Rekrutierungsmanövers (29).

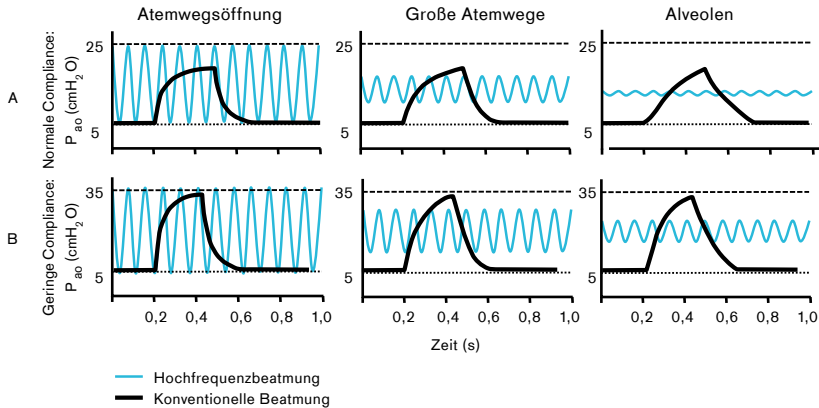
#### GERINGE LUNG COMPLIANCE UND HFO

Z

Bei Anwendung der HFO bei unreifen Lungen mit geringer Compliance gilt:

- Es werden (im Vergleich zu Lungen mit besserer Compliance) höhere Druckamplituden des Beatmungsgeräts benötigt, um das gleiche Tidalvolumen zu erzeugen.
- Die inspiratorischen und expiratorischen Lungenzzeitkonstanten sind bei geringerer Compliance kürzer.
- Die prozentuale Übertragung der Druckamplitude von der Eröffnung der Atemwege auf die Alveolen ist höher als bei normaler Lung COMPLIANCE.

<sup>4</sup> Verhältnis der Oszillationsdruckamplitude am distalen Ende des Trachealtubus zur Amplitude an der Atemwegsöffnung.



D-8064-2016

**Abbildung 6-1: Druckdämpfung während der HFOV.** Bei physiologischen Atemfrequenzen (schwarze Linie) bleibt genügend Zeit, um die Druckkurve vollständig von der Eröffnung der Atemwege (Y-Stück des Patienten) auf die Alveolen zu übertragen. Im Gegensatz dazu reichen bei der HFOV (blaue Linie) die sehr kurzen Inspirationszeiten nicht aus, um die komplette Druckkurve vollständig zu übertragen. Stattdessen erfolgt eine progressive Dämpfung der Druckkurve, die sich von der Eröffnung der Atemwege zum Alveolarkompartiment bewegt (Abbildung 6-1A). Bei Vorliegen einer geringen Compliance (Abbildung 6-1B) sind die inspiratorischen und expiratorischen Zeitkonstanten kürzer, und es müssen höhere inspiratorische Spitzendrücke (oder  $\Delta P$ ) der Atemwegsöffnung zugeführt werden, um das gleiche Atemzugvolumen zu erreichen, das in der gesunden Lunge mit normaler Compliance unter Verwendung physiologischer Atemfrequenzen erreicht wird. Für HFOV sind nicht nur höhere Deltadrücke an der Atemwegsöffnung erforderlich, sondern auch das Ausmaß der Druckdämpfung ist reduziert. Infolgedessen kommt es in einer Lunge mit geringer Compliance zu einer prozentual höheren Druckübertragung von der Atemwegsöffnung zur Alveole.

## 6.2.2 Resistance

### Periphere Resistance

Erhöhte periphere Resistance, verbunden mit interstitiellem Emphysem oder kollabierten peripheren Atemwegen, erhöht ebenfalls die Flussimpedanz an der Stelle der Obstruktion und jenseits derselben. Eine erhöhte periphere Resistance reduziert die zyklische Volumenänderung in der Alveole begleitet durch eine reduzierte alveoläre Oszillationsdruckamplitude. Folglich sind höhere oszillatorische Beatmungsdrücke erforderlich, um das Tidalvolumen wieder auf das gleiche Niveau zu bringen, das vor der Entwicklung der erhöhten peripheren Resistance (14) erreicht wurde. Die damit erreichte Beatmung erfolgt jedoch auf Kosten einer erhöhten proportionalen Übertragung von Oszillationsdruckamplituden auf die Atemwege in der Nähe der Stelle mit erhöhter peripherer Resistance (14). Folglich stellt die Verwendung von HFOV bei Patienten mit erhöhter peripherer Resistance ein Barotraumarisiko für die proximalen Atemwege dar.

### Trachealtubus und Resistance der großen Atemwege

Die Resistance im Trachealtubus und in den großen Atemwegen ist – aufgrund der turbulenten Natur eines hohen Durchflusses durch einen Tubus mit engem Durchmesser bei hohen Frequenzen – flussabhängig. Mit zunehmender Strömung nimmt folglich auch der resistive Beitrag des Trachealtubus und der großen Atemwege zur Impedanz des gesamten respiratorischen Systems zu, wodurch erhöhte Druckamplituden zur Aufrechterhaltung der Luftzufuhr (und Tidalvolumina) notwendig werden (14).

#### RESISTANCE DES TRACHEALTUBUS

D

Die flussabhängige Resistance im Trachealtubus und in den großen Luftwegen wird wie folgt berechnet:

$$R_{TT} = k_1 + k_2 \dot{V}$$

Wobei  $R_{TT}$  die Resistance des Trachealtubus ist,  $k_1$  und  $k_2$  Konstanten sind und  $\dot{V}$  der Oszillationsstrom.

#### HOHE PERIPHERE RESISTANCE UND HFO

Z

Wenn HFOV bei Lungen mit hoher peripherer Resistance angewendet wird, gilt:

- Es werden (verglichen mit weniger resistiven Lungen) höhere Druckamplituden benötigt, um das gleiche Tidalvolumen zu erzeugen.
- Das Risiko eines Barotraumas der proximalen Atemwege kann möglicherweise höher sein.
- Das Tidalvolumen ist geringer als bei normal-resistiven Lungen.

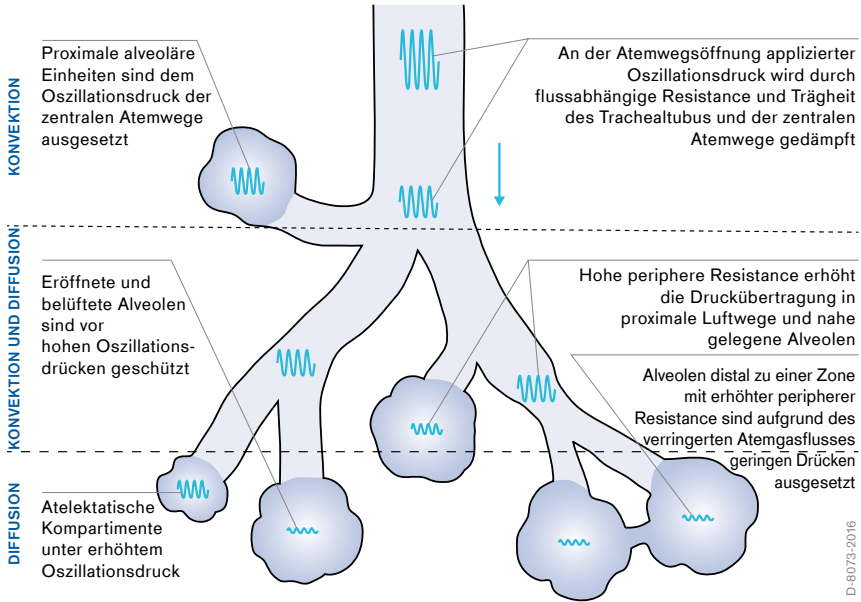
### 6.2.3 Trägheit

Komplexe (z. B. rechteckige) Oszillationsdruckkurven haben einen höheren Trägheitsgehalt als sinusförmige Kurven mit abrupterer Akzeleration und Dezeleration des Flusses. Ob Rechteckwellen für einen Säugling vorteilhafter oder schädlicher sind als sinusförmige Oszillationsdruckkurven, bleibt unklar. Abruptere Änderungen im Fluss von Rechteckwellen können die Effizienz der Gasmischung verbessern, jedoch auch eher schädliche Scherwirkungen auf die Atemwegswand haben und die Steifigkeit derselben beeinträchtigen. Die komplexe Kurve wird jedoch in der Morphologie sinusförmiger, da sie die Atemwege durchquert, so dass die meisten Auswirkungen verschiedener Kurvenmorphologien (rechteckig versus sinusförmig) wahrscheinlich in den großen Atemwegen mit minimalen positiven oder negativen Auswirkungen auf das distale Lungenparenchym auftreten werden. Die Trägheit an sich beeinflusst nicht die Übertragung der Oszillationsdruckamplitude von der Atemwegsöffnung zum Alveolarkompartiment (14).

## TRÄGHEIT

*D*

Wenn eine bestimmte Masse beschleunigt werden soll, ist eine Kraft erforderlich, um die Trägheit zu überwinden. Bei der mechanischen Beatmung ist die Trägheit die zur Flussänderung (d. h. Akzeleration/ Dezeleration) erforderliche Druckdifferenz. Die Trägheit leistet während der Ruheatmung bei normalen Atemfrequenzen einen vernachlässigbaren Beitrag zur Gesamtimpedanz; bei der Hochfrequenzbeatmung trägt sie jedoch stärker zur Gesamtimpedanz bei. Die Trägheit entsteht primär aus dem Atemgasfluss im Trachealtubus und in den großen Atemwegen.



**Abbildung 6-2: Faktoren, die die Dämpfung der Oszillationsdruckkurvenamplitude beeinflussen.** Das Ausmaß, in dem die Oszillationsdruckkurve gedämpft wird, wird durch die mechanischen Eigenschaften des respiratorischen Systems beeinflusst. Bei atelektatischen Alveolen treten für die gleiche Einheitenänderung des zyklischen Volumens höhere Oszillationsdruckamplituden auf als bei normal belüfteten Alveolen. Eine erhöhte periphere Resistenz steigert den Oszillationsdruck, der in die proximalen Atemwege und in benachbarte alveoläre Einheiten übertragen wird. Adaptiert nach (3).

#### 6.2.4 Inhomogene Lungenerkrankungen

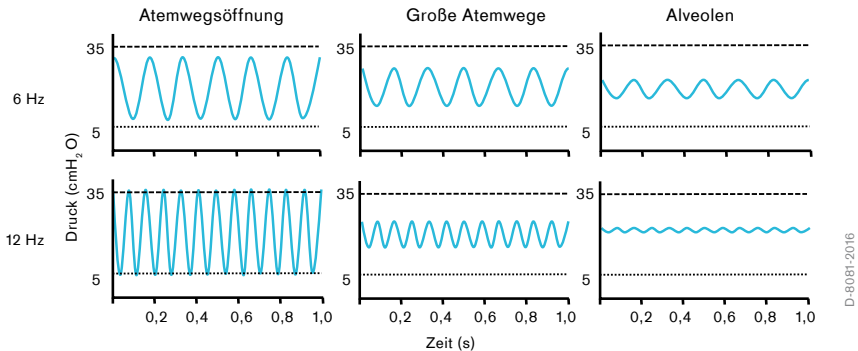
Die Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung nimmt in der Rekrutierung und Beatmung der homogen kollabierten bzw. atelektatischen Lunge heutzutage einen festen Platz ein. Der Nutzen einer HFOV bei inhomogener Lunge ist jedoch weniger gut gesichert.

Wie in Abbildung 6-2 dargestellt, können Alveolarkompartimente mit hoher bzw. niedriger Compliance und Bereiche mit erhöhter peripherer Resistenz innerhalb derselben Lunge nebeneinander bestehen. In Bereiche mit längeren Zeitkonstanten werden reduzierte Oszillationsdrücke übertragen, während höhere Oszillationsdrücke in die Segmente mit kurzen Zeitkonstanten (z. B. mit niedriger Compliance) übertragen werden. Obwohl die Übertragung eines erhöhten Oszillationsdrucks in Lungenzonen mit geringer Compliance das Barotraumarisiko in diesen Bereichen erhöht, können die erhöhten Oszillationsdrücke auch die Rekrutierung von Alveolarvolumen fördern, wenn die Spitzenoszillationsdrücke den Öffnungsdruck dieser Lungenregion übersteigen.



### 6.3 Druckdämpfung und Frequenz

Mit zunehmender Frequenz nimmt der Anteil der Druckkurve, der in die Lungenperipherie vordringt, ab. Ärzte wissen häufig nicht, dass die Verringerung der Frequenz zwar oft zu einer niedrigeren Oszillationsdruckamplitude auf dem Display des Beatmungsgeräts führt, die distale Lunge jedoch mindestens demselben Druck und wahrscheinlich höheren Oszillationsamplituden ausgesetzt ist (Abbildung 6-3): Dieser Effekt entsteht nicht nur durch die höhere proportionale Übertragung dieses Oszillationsdrucks in die Lungenperipherie bei niedriger Frequenz. Höhere Volumina sind erforderlich, um die gleiche Wirksamkeit zur Elimination von  $\text{CO}_2$  (d. h.  $\text{DCO}_2$ ) zu erzielen.



**Abbildung 6-3: Einfluss der Oszillationsfrequenz auf die Übertragung von Oszillationsdruck.** Der Anteil der Oszillationsdruckamplitude an der Atemwegsöffnung, welcher in die Alveole übertragen wird, ist bei niedriger Frequenz (z. B. Grafik oben) höher als bei höheren Frequenzen (z. B. Grafik unten). Obwohl der vom Beatmungsgerät angezeigte absolute Oszillationsdruck an der Atemwegsöffnung niedriger sein kann, als bei hohen Frequenzen erforderlich ist, kann die absolute alveoläre Oszillationsdruckamplitude bei niedrigeren Frequenzen tatsächlich höher sein, da ein höheres Tidalvolumen erforderlich ist, um einen gleichwertigen  $\text{CO}_2$ -Austausch zu erhalten (d. h.  $\text{DCO}_2$ ).

### 6.4 Eckfrequenz und Druckverteilung des Oszillationsstroms

Die Impedanz nimmt mit zunehmender Frequenz rasch ab und erreicht bei der Resonanzfrequenz einen Tiefpunkt ( $f_0$ ). In der neonatalen Lunge wird jedoch eine minimale zusätzliche Dämpfung des Oszillationsdrucks oberhalb der Eckfrequenz erreicht ( $f_c$ ). Folglich erreicht die Ausrichtung der Oszillationsfrequenz auf die Eckfrequenz der Lunge potenziell die minimale Druckverteilung pro Einheit des Oszillationsstroms (15).

Vereinfacht gesagt, kann die Verwendung von Frequenzen oberhalb der Eckfrequenz zu kleinen zusätzlichen Verlusten in der Oszillationsdruckamplitude führen, die dem Alveolarkompartiment zugeführt wird. Diese zusätzliche Reduzierung der Oszillationsdruckamplitude wird jedoch auf

Kosten einer höheren Oszillationsdruckamplitude in den eher proximalen Komponenten des respiratorischen Systems, wie beispielsweise den großen Atemwegen, erreicht.

## RESONANZFREQUENZ

D

Die Resonanzfrequenz eines Systems ist die Frequenz, bei der die Reaktionsamplitude zu einer definierten Eingabe ein relativer Hochpunkt im Vergleich zur Reaktion bei anderen Frequenzen ist. Bei Resonanzfrequenzen können kleine periodische Antriebskräfte durch die Speicherung von Vibrationsenergie große Amplitudenschwingungen erzeugen. Die Resonanzfrequenz wird berechnet als  $f_0 = 1/(2\pi\sqrt{IC})$ , wobei  $f_0$  die Resonanzfrequenz, C die Compliance und I die Trägheit ist.

## DÄMPFUNG

D

Dämpfung bezieht sich auf die Reduzierung, Einschränkung oder Vermeidung von Schwingungen innerhalb oder auf dieses System. Die Dämpfung in physikalischen Systemen ist das Ergebnis eines Prozesses, mit dem die in der Schwingung gespeicherte Energie dissipiert wird.

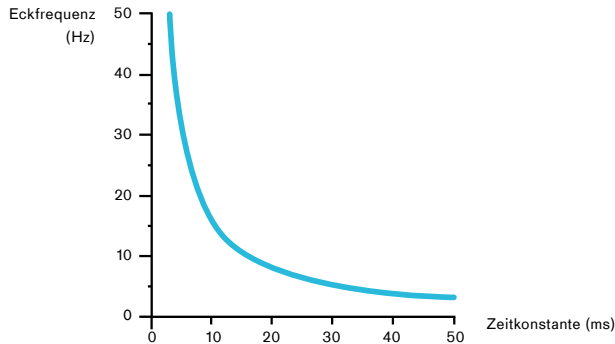
In einem überdämpften System kehrt das System ins Gleichgewicht zurück (zerfällt exponentiell), ohne zu schwingen.

## ECKFREQUENZ

D

Die Eckfrequenz stellt den Punkt (die Grenze) innerhalb des Frequenzgangs eines jeden Systems dar, bei dem die durch das System fließende Energie beginnt abzunehmen, anstatt vollständig durchzulaufen. Die Eckfrequenz bezieht sich auf die Compliance und die Resistance (R) des Systems, ausgedrückt als:  $f_c = 1/(2\pi RC)$ . In der überdämpften neonatalen Lunge liegt  $f_c$  gewöhnlich unter der Resonanzfrequenz ( $f_0$ ).

Eine grafische Darstellung des Verhältnisses zwischen Eckfrequenz und der Zeitkonstante der Lunge ist unten dargestellt. Mit zunehmender Zeitkonstante nimmt die Eckfrequenz ab.



D-8069-2016

**Abbildung 6-4: Wirkung der Zeitkonstante auf die Eckfrequenz der Lunge.** Die Zeitkonstante ( $\tau$ ) ist das Produkt aus Resistance und Compliance ( $\tau = R \times C$ ). Mit kürzer werdender Zeitkonstante nimmt die Eckfrequenz des respiratorischen Systems zu. Ein 600 g wiegendes Frühgeborenes mit einer Compliance von  $0,1 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$  (schweres HMD) und einer Resistance von  $100 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}$  hat eine Zeitkonstante von 10 ms und eine Eckfrequenz von 15,9 Hz.

#### 6.4.1 Eckfrequenz in verschiedenen klinischen Situationen

Genaueres Wissen über das Konzept der Eckfrequenz hilft bei der Auswahl der Frequenz für verschiedene Krankheitsbilder. Mit abnehmender Zeitkonstante nimmt die Eckfrequenz zu. Infolgedessen haben Säuglinge mit RDS und atelektatischen Lungen mit mangelhafter Compliance (kurzen Zeitkonstanten) eine höhere Eckfrequenz als Säuglinge mit gesunden Lungen mit normaler Compliance und verhältnismäßig längeren Zeitkonstanten. Im Gegensatz dazu haben Säuglinge mit hohem Atemwegswiderstand (lange Zeitkonstante) eine noch geringere Eckfrequenz als Säuglinge mit gesunder Lunge.

Der wichtigste Druckwert zur Bestimmung des Barotraumpotenzials während der HFOV ist der carinale Spitzendruck. Abbildung 6-5 zeigt den normalen Abfall des carinalen Spitzendrucks bei zunehmender Frequenz und einem konstanten Distensionsdruck von  $10 \text{ cmH}_2\text{O}$  für ein gesundes Neugeborenes. Die Abbildung zeigt deutlich die Verschiebung der Eckfrequenz nach rechts für einen Säugling mit geringer Compliance und hebt die Vorteile einer höheren Frequenzwahl bei einem Säugling mit akuter atelektatischer Erkrankung hervor. In ähnlichem Maße wie die atelektatische Lunge rekrutiert wird und sich die Compliance normalisiert, verschiebt sich die optimale Beatmungsfrequenz nach links und eine niedrigere Frequenzwahl ist angemessen. Andererseits gibt es Nachteile einer falschen Frequenzwahl bei erhöhtem Atemwegswiderstand,

mit einem engeren Frequenzbereich, über den der carinale Spitzendruck minimiert wird. Ein hoher Atemwegswiderstand beim Neugeborenen tritt am häufigsten im Zusammenhang mit dem pulmonalen interstitiellen Emphysem oder dem akuten Mekoniumaspirationssyndrom auf. Abbildung 6-5 zeigt auch, dass ähnliche Nachteile bei Patienten mit hoher Resistance und geringer Compliance zu erwarten sind, wie sie bei heterogenen chronischen Lungenerkrankungen oder bei sich entwickelnder Mekoniumaspiration auftreten können, wenn die chemische Pneumonitis das Alveolarvolumen reduziert und das Lungenparenchym versteift. Hohe Resistance kombiniert mit niedriger Compliance verschiebt die Eckfrequenz nach rechts (d. h. zu höheren Frequenzen). Es ist jedoch offensichtlich, dass bei beiden Fällen von hoher Resistance der carinale Spitzendruck im Vergleich zur Lunge mit normaler und geringer Compliance relativ hoch ist.

## DAS KONZEPT DER ECKFREQUENZ

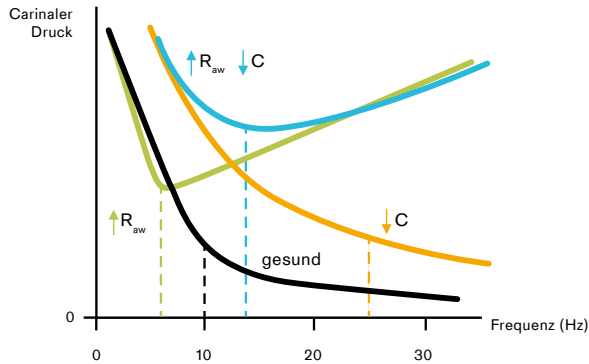
Z

Die Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung, die mit einer Frequenz ähnlich der Eckfrequenz durchgeführt wird, minimiert die Druckverteilung pro Einheit des Oszillationsstroms.

Mit zunehmender Zeitkonstante der Lunge nimmt die Eckfrequenz ab und umgekehrt.

Die verwendete Frequenz sollte an die jeweiligen mechanischen Eigenschaften der Atemwege und Lunge angepasst werden:

- Niedrigere Frequenzen bei hoher Resistance und/oder Lungen mit hoher Compliance.
- Höhere Frequenzen bei Lungen mit geringer Compliance und normaler Resistance.



D-8080-2016

**Abbildung 6-5: Wirkung mechanischer Eigenschaften auf die Spitzendrücke, die an der Carina auftreten. Adaptiert nach (15).** Die Eckfrequenz wird durch die gestrichelten Linien dargestellt, die den Punkt zeigen, an dem der größte Gewinn hinsichtlich der Minimierung der carinalen Spitzendrücke erzielt wird. Eine geringe Compliance (C) verschiebt die optimale Frequenz nach rechts, während niedrigere Frequenzen besser sind für Situationen, in denen der Atemwegswiderstand ( $R_{aw}$ ) erhöht ist.

## 7 Tidalvolumenzufuhr bei HFOV

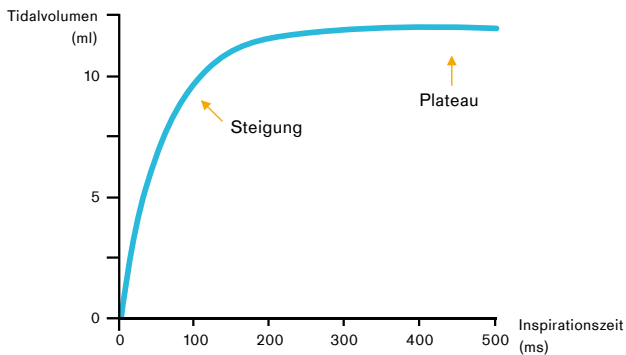
Es wird allgemein angenommen, dass Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung eine effektive Beatmung dadurch erreicht, dass Tidalvolumina verwendet werden, die nicht größer als der anatomische Totraum sind (d. h. 2–3 ml/kg). Da jedoch viele der im klinischen Bereich verwendeten Oszillatoren das zugeführte Tidalvolumen nicht messen oder anzeigen, wissen viele HFOV-Anwender nicht genug über die Veränderungen des Tidalvolumens im Falle von Änderungen der Beatmungseinstellungen und/oder der Atemmechanik. Die Prinzipien der Volumenzufuhr sind bei der HFOV die gleichen wie bei der druckkontrollierten/drucklimitierten Beatmung mit konventionelleren physiologischen Werten. Mit genauerer Kenntnis der Determinanten des Tidalvolumens lässt sich besser verstehen, wie sich das Tidalvolumen in der Hochfrequenzbeatmung bei unterschiedlichen Beatmungsparametern ändert. Das eingatmete Tidalvolumen, die Tidalvolumenkurve, die sich aus  $V=(C\Delta P)(1 - e^{-T_i/RC})$  ergibt, ist als Beispiel in Abbildung 7-1 dargestellt: Das Plateau dieser Kurve wird durch das Produkt aus Compliance und Druckamplitude definiert. Wie schnell das maximale Tidalvolumen zugeführt wird, ist eine Funktion der Atemzeitkonstante (RC). Das zugeführte absolute Volumen wird durch die verstrichene Inspirationszeit bestimmt ( $t_i$ ), im Verhältnis zur Zeitkonstante.

## BERECHNUNG DES TIDALVOLUMENS

D

Die Zufuhr des Tidalvolumens folgt der allgemeinen Formel:

$V = (C\Delta P)(1 - e^{-T/RC})$ . In dieser Gleichung ist  $V_T$  das Tidalvolumen, C die Compliance,  $\Delta P$  ist  $\Delta P$  (PIP-PEEP) und R ist die Resistance. Das Produkt aus R x C ergibt die Zeitkonstante ( $\tau$ ).



D-8060-2016

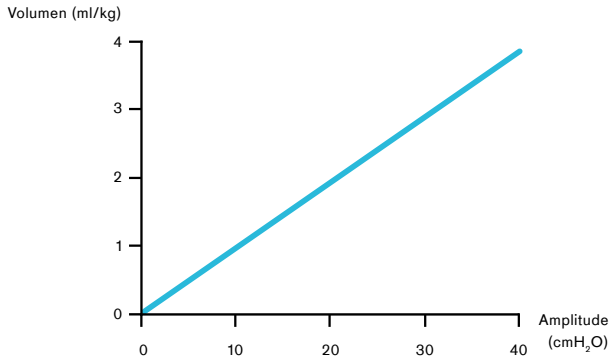
**Abbildung 7-1: Kurve für konventionelle Beatmung, die durch den Druck des inspiratorischen Tidalvolumens kontrolliert wird.** Das zugeführte Plateau (d. h. das maximale Tidalvolumen) wird bestimmt durch das Produkt aus Compliance und  $\Delta P$  (inspiratorischer Spitzendruck – positiver endexpiratorischer Druck). Die Rate, bei der das Tidalvolumenplateau erreicht wird, wird durch die Zeitkonstante ( $\tau = RC$ ) bestimmt. Wie viel Tidalvolumen bei einer bestimmten Kombination aus Beatmungsdruckeinstellungen und Atemmechanik tatsächlich zugeführt wird, wird durch die verstrichene Zeit ( $t$ ) bestimmt.

### 7.1 Determinanten des Tidalvolumens

Dieses Hintergrundwissen erklärt, wie sich durch Änderung von Einstellungen der HFOV – wie Amplitude, Frequenz und I:E-Verhältnis – das der Lunge zugeführte Tidalvolumen ändert. Damit ist auch zu erklären, warum die Tidalvolumenzufuhr variiert, wenn sich die mechanischen Eigenschaften der Lunge ändern.

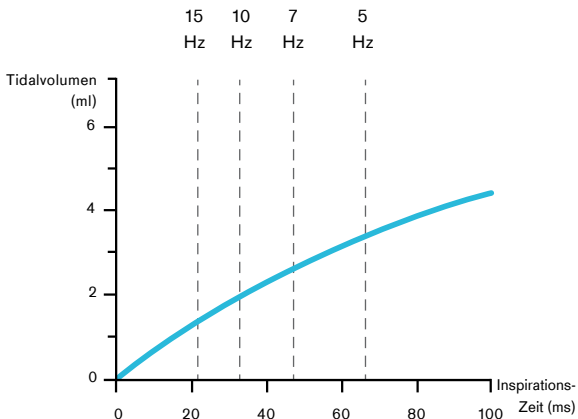
### 7.1.1 Oszillationsamplitude

Bei der konventionellen Beatmung ist  $\Delta P$  die Differenz zwischen dem inspiratorischen Spitzendruck und dem positiven endexpiratorischen Druck, wobei jeder Parameter unabhängig voneinander eingestellt werden kann. Bei der HFOV wird die Oszillationsamplitude ( $\Delta P$ ) direkt am Beatmungsgerät eingestellt. Mit zunehmender Oszillationsamplitude steigt auch das maximal erreichbare Atemzugvolumen an (siehe Abbildung 7-2).



D-8079-2016

**Abbildung 7-2: Wirkung der Oszillationsamplitude auf das zugeführte Tidalvolumen.** Für jegliche Lungencompliance gilt: Mit zunehmender Amplitude nimmt auch das zugeführte Tidalvolumen zu. Die Abbildung zeigt das Tidalvolumen/kg bei einer Compliance von 0,1 ml/cmH<sub>2</sub>O, einer Resistance von 100 cmH<sub>2</sub>O/l/s und einer Inspirationszeit von 33 ms ( $f = 10$  Hz, I:E 1:2) bei einem 1 kg wiegenden Säugling.



D-8058-2016

**Abbildung 7-3: Abnahme der absoluten Inspirationszeit bei zunehmender Frequenz.**

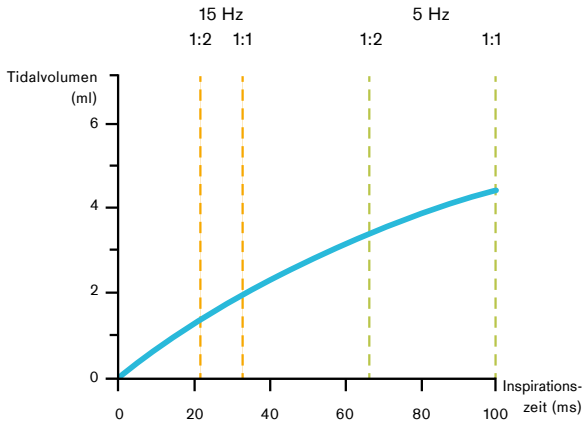
Die Grafik stellt die Inspirationszeiten mit einem I:E-Verhältnis von 1:2 (d. h. 33 % Inspirationszeit) dar.

### 7.1.2 Frequenz

Mit zunehmender Frequenz nimmt die absolute Oszillationszeit für jeden Volumenabgabezyklus ab. Verändert sich das I:E-Verhältnis nicht, nimmt die absolute Inspirationszeit mit zunehmender Frequenz ab. Da weniger Zeit verfügbar ist, nimmt das abgegebene Tidalvolumen mit zunehmender Frequenz ab, sofern alle weiteren Beatmungseinstellungen und lungenmechanischen Eigenschaften unverändert bleiben (siehe Abbildung 7-3).

### 7.1.3 I:E-Verhältnis

Mit zunehmendem I:E-Verhältnis von 1:2 auf 1:1 erhöht sich auch die absolute Inspirationszeit, so dass mehr Zeit für die Volumenzufuhr zur Lunge bleibt (siehe Abbildung 7-4). Die Wirkung des I:E-Verhältnisses auf das zugeführte absolute Tidalvolumen hängt auch von der Frequenz und der Lungenmechanik ab. Da der steilste Abschnitt der Änderung des Tidalvolumens zu einem frühen Zeitpunkt in der Inspirationsphase auftritt, ergibt sich, wenn das I:E-Verhältnis von 1:2 auf 1:1 geändert wird, bei hohen Frequenzen ein größerer prozentualer Anstieg des Tidalvolumens als bei niedrigen Frequenzen. Da die absolute Zeit bis zum Erreichen des maximalen Tidalvolumens mit steigender Zeitkonstante der Lunge zunimmt, kommt es vergleichbar entsprechend dem Anstieg der Zeitkonstante der Lunge zu einem größeren prozentualen Anstieg des Tidalvolumens, wenn das I:E-Verhältnis von 1:2 auf 1:1 geändert wird.



D-8057/2016

**Abbildung 7-4: Veränderung der absoluten Inspirationszeit und des zugeführten Volumens als Änderungen des I:E-Verhältnisses.** Grafik zeigt Änderungen bei den Frequenzen 5 Hz und 15 Hz.

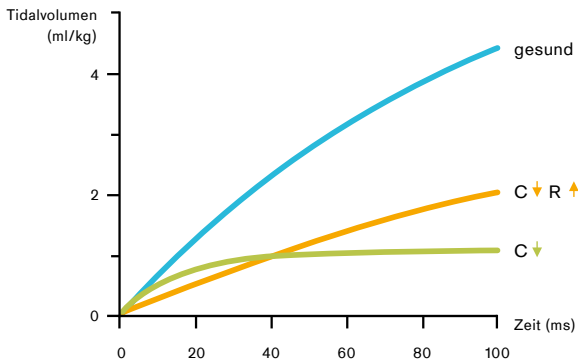


### 7.1.4 Lungenmechanik

Da die Inspirationszeit bei der Beatmung mit konventionellen physiologischen Frequenzen in der Regel 5 Zeitkonstanten überschreitet, bleibt genügend Zeit, um der Lunge Tidalvolumina in der Größenordnung von 4–6 ml/kg zuzuführen.

Während der HFOV sind die Inspirationszeiten jedoch viel kürzer als bei der konventionellen Beatmung, und in der Regel liegen die Inspirationszeiten bei der HFOV deutlich unter der Zeit, in der 3 bis 5 Zeitkonstanten der Lunge verstreichen. Darüber hinaus ändert sich die absolute Inspirationszeit in der Regel mit der Änderung der Oszillationsfrequenz, da der Arzt die prozentuale Inspirationszeit einstellt oder ein Verhältnis von Inspirationszeit zu Expirationszeit definiert, statt eine absolute Inspirationszeit einzustellen. Die Zykluslänge nimmt mit zunehmender Frequenz ab: Wenn I:E konstant gehalten wird, wird die absolute Inspirationszeit demnach mit zunehmender Frequenz kürzer.

Abbildung 7-5 veranschaulicht, wie die Begrenzung der Inspirationszeit in der HFOV dazu führt, dass bei der HFOV viel kleinere Tidalvolumina als bei der konventionellen Beatmung zugeführt werden. Die Abbildung 7-5 zeigt auch, wie die mechanischen Eigenschaften des Atemsystems das bei der HFOV zugeführte Tidalvolumen deutlich beeinflussen. Die Lunge mit sehr kurzer Zeitkonstante (d. h. niedriger Compliance) erreicht das maximale Tidalvolumen schnell, während die gesunde Lunge mit hoher Resistance ihr maximal mögliches Tidalvolumen vielleicht nicht erreicht, bevor die Inspirationsphase der HFOV-Kurve beendet ist.



D-8056-2016

**Abbildung 7-5: Wirkung der Lungenmechanik auf das inspiratorische Tidalvolumen bei der HFOV.**

Es sind drei Linien abgebildet, die folgende Gruppen darstellen: Säuglinge mit gesunder Lunge und normaler Compliance ( $1,0 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ ) (blaue Linie), mit einer sehr geringen Compliance ( $0,1 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ ) (grüne Linie) oder mit hoher Resistance ( $250 \text{ cmH}_2\text{O/l/s}$ ) und reduzierter Compliance ( $0,6 \text{ ml/cmH}_2\text{O}$ ) (z. B. BPD: orangefarbene Linie).

## PARAMETER DES HFOV-BEATMUNGSGERÄTS UND TIDALVOLUMEN



Der  $\text{CO}_2$ -Abtransport hängt im Wesentlichen vom Tidalvolumen und der Frequenz ab (siehe Kapitel 5.5). Das Tidalvolumen ist in der Regel kleiner bzw. nicht größer als der anatomische Totraum (d. h. 2–3 ml/kg).

**Das Tidalvolumen wird durch Änderung der folgenden Kontrollparameter angepasst:**

- Amplitude
  - Eine höhere Amplitude führt zu höherem Tidalvolumen.
- Frequenz
  - Das zugeführte Tidalvolumen nimmt mit steigender Frequenz ab (ohne Volumengarantie).
  - Das Tidalvolumen steigt durch eine Verringerung der Frequenz (nur wenn die Volumengarantie nicht aktiviert ist) – unter Inkaufnahme einer verstärkten Übertragung (reduzierten Dämpfung) der Oszillationsdruckamplitude.
- Prozentuale Inspirationszeit
  - Eine reduzierte prozentuale Inspirationszeit (I:E = 1:2 oder 1:3) reduziert das Tidalvolumen, da weniger Zeit für die Flowzufuhr zur Verfügung steht.
  - Das Tidalvolumen nimmt mit einer höheren prozentualen Inspirationszeit zu (I:E = 1:1).
- I:E-Verhältnis
  - Das Tidalvolumen steigt beim Wechsel von einem I:E-Verhältnis von 1:2 auf 1:1 oder von 1:3 auf 1:2.

## 8 Lungendistensionsvolumen und mittlerer Atemwegsdruck

Die Aufrechterhaltung einer gut rekrutierten Lunge während der HFOV, die weder überdehnt, aber auch nicht zu gering gefüllt ist, ist unerlässlich, um eine Schädigung der Lunge zu minimieren und die arterielle Oxygenierung zu optimieren. Die Lungenrekrutierung wird in erster Linie durch die Anpassung des mittleren Atemwegsdrucks erreicht. Eine umfassende Kenntnis der Determinanten des Lungendistensionsvolumens und der Frage, wie ein optimales Dehnungsvolumen mit der HFOV erreicht werden kann, ist unerlässlich, um bei Verwendung dieser Beatmungsmethode den Nutzen zu maximieren und Schäden zu minimieren.

## 8.1 Determinanten des Lungendistensionsvolumens bei HFOV

Das Distensionsvolumen der Lunge ändert sich durch Veränderung des mittleren intrapulmonalen Drucks – d. h. des Distensionsdrucks innerhalb der Lunge ( $P_L$ ). Da der intrapulmonale Druck jedoch nicht einfach zu messen ist, ist es der mittlere Atemwegsöffnungsdruck ( $P_{ao}$ ) (der an der Atemwegsöffnung oder am Y-Stück gemessene Druck), der vom Arzt als Orientierungshilfe für den Druck in der Lunge verwendet wird. Eine umfassende Kenntnis der Determinanten beider Druckwerte ist unabdingbar, um zu wissen, wie das Lungenvolumen unter verschiedenen klinischen Bedingungen optimiert werden kann.

### 8.1.1 Kontrolle des mittleren Atemwegsdrucks

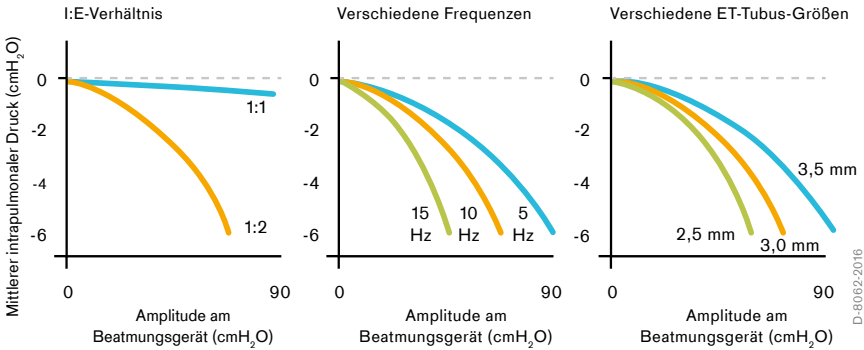
Der mittlere Atemwegsdruck wird bei der HFOV in der Regel direkt vom Arzt mithilfe einer Einstellung des Beatmungsgeräts angepasst. Mit dem Beatmungsgerät lassen sich diese Anstiege oder Reduktionen des mittleren Atemwegsdrucks durch Anpassung entweder des Bias-Flows und/oder des Strömungswiderstands im Expirationsventil erreichen.

### 8.1.2 Determinanten des mittleren intrapulmonalen Drucks

Bei der konventionellen Beatmung ist der mittlere Atemwegsdruck an der Atemwegsöffnung meist dem mittleren intrapulmonalen Druck (der Druck, der die Lunge tatsächlich aufweitet) sehr ähnlich. Während der HFOV kann der mittlere Druck in der Lunge jedoch entweder höher oder niedriger als der am Beatmungsgerät eingestellte oder angezeigte mittlere Druck sein, der an der Atemwegsöffnung erfasst wurde.

Ein mittlerer intrapulmonaler Druck, der höher als der mittlere Atemwegsöffnungsdruck ist, ist in der Regel das Ergebnis der Anwendung eines unzureichenden mittleren Atemwegsdrucks und des Auftretens von Airtrapping. Eine Erhöhung des mittleren Atemwegsdrucks, um die Atemwege zu öffnen, verhindert, dass Luft in der Lungenperipherie eingeschlossen wird.

Häufiger ist der mittlere intrapulmonale Druck niedriger als der Druck, der an der Atemwegsöffnung gemessen und vom Beatmungsgerät angezeigt wird. Wie in Abbildung 8-1 dargestellt, tritt dieser Druckverlust (angezeigt durch einen negativen Wert für  $P_L - P_{ao}$ ) nur auf, wenn ein I:E-Verhältnis von 1:2 (oder 1:3) verwendet wird; bei einem I:E-Verhältnis von 1:1 tritt er hingegen nicht auf. Darüber hinaus steigt bei gleichem Tidalvolumen bzw. gleicher Druckamplitude der Druckabfall von der Atemwegsöffnung zum Alveolarkompartiment in der Lunge mit zunehmender Frequenz oder abnehmender Trachealtubusgröße an. Diese Abhängigkeit des Druckabfalls vom I:E-Verhältnis ist beim Wechsel von der konventionellen Beatmung zur Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung zu beachten: Der am Beatmungsgerät eingestellte mittlere Druck muss, wenn ein Verhältnis von 1:2 verwendet wird, höher eingestellt werden als bei einem Verhältnis von 1:1, um den gleichen mittleren intrapulmonalen Druck zu erreichen.



**Abbildung 8-1: Einfluss von I:E-Verhältnis, Frequenz und Trachealtubengröße auf die Reduzierung des mittleren intrapulmonalen Drucks.** Linke Grafik: Wenn ein I:E-Verhältnis von 1:1 verwendet wird, gibt es einen minimalen Unterschied im mittleren Druck zwischen Atemweg und Alveolarkompartiment. Bei einem I:E von 1:2 ergibt sich jedoch ein progressiver Abfall des mittleren Atemwegsdrucks, wenn die am Beatmungsgerät eingestellte Amplitude zunimmt. Mittlere und rechte Grafik: Bei einem I:E-Verhältnis von 1:2 wird die Druckreduktion von der Atemwegsöffnung zum Alveolarkompartiment mit zunehmender Frequenz oder mit abnehmendem Innendurchmesser des Trachealtubus steiler.

## RESISTIVER DRUCKABFALL

D

Der resistive Druckabfall bei der HFOV folgt der allgemeinen Formel:

$$P_{res} = k_1 \dot{V} + k_2 (\dot{V})^2$$

Dabei ist  $P_{res}$  der resistive Druckabfall,  $k_1$  und  $k_2$  sind Konstanten und  $\dot{V}$  ist der Flow im Trachealtubus. Bei einem I:E von 1:1 sind inspiratorischer und expiratorischer  $P_{res}$  ungefähr gleich, und es ergibt sich über den gesamten Zyklus kein Nettodruckverlust. Bei einem I:E-Verhältnis von 1:2 ist der inspiratorische Flow höher als der expiratorische Flow, was zu einem größeren Druckabfall bei der Inspiration als bei der Expiration führt. Mathematisch gesehen ist die Größe des Druckabfalls proportional zur Differenz zwischen der quadrierten mittleren inspiratorischen und der quadrierten mittleren expiratorischen Geschwindigkeit (12).

## MITTLERER INTRAPULMONALER DRUCK UND I:E-VERHÄLTNIS

Z

- Der mittlere intrapulmonale Druck ist der effektive Druck, der die Lunge erweitert. Er kann nicht direkt gemessen werden.
- Der mittlere intrapulmonale Druck ist dem eingestellten mittleren Atemwegsdruck bei einem I:E-Verhältnis von 1:1 am nächsten.
- Bei I:E-Verhältnissen von 1:2 oder 1:3 ist der mittlere intrapulmonale Druck niedriger als der eingestellte mittlere Atemwegsdruck.

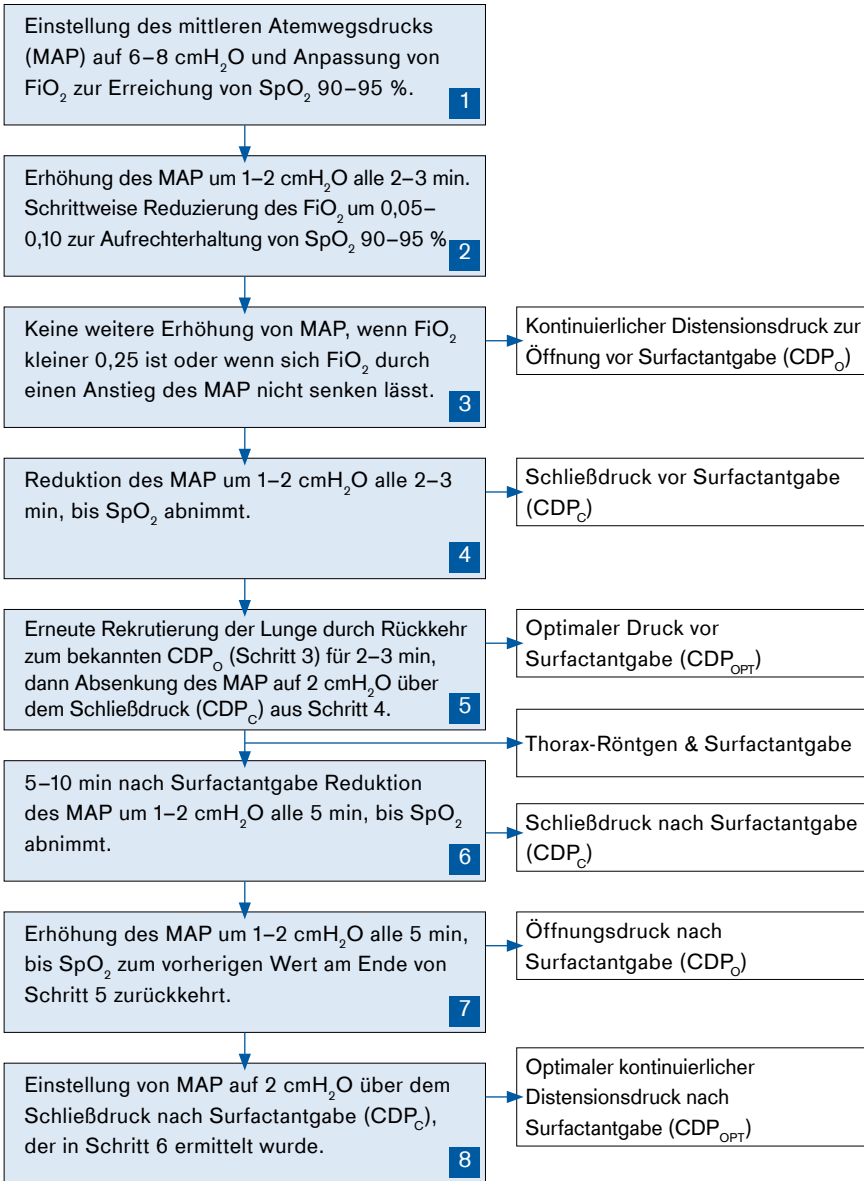
## 8.2 Erreichen des optimalen Lungenvolumens

### 8.2.1 Ansätze zur Rekrutierung und Optimierung von Lungenvolumen mit HFOV

Es gibt mehrere verschiedene Methoden zur Rekrutierung von Lungenvolumen mittels HFOV. Meistens wird eine schrittweise inkrementelle und dann dekrementelle Änderung des mittleren Atemwegsdrucks verwendet, da dieser Ansatz zur vollständigen Rekrutierung der Lunge und der Suche nach dem optimalen Dehnungsdruck bei der Einleitung von HFOV in der atelektatischen Lunge am effektivsten ist. Ein Beispiel dafür, wie der schrittweise Ansatz zur Rekrutierung der Lunge eines Säuglings mit atelektatischer Lunge aufgrund eines Atemnotsyndroms verwendet wird, ist in Abbildung 8-2 dargestellt.

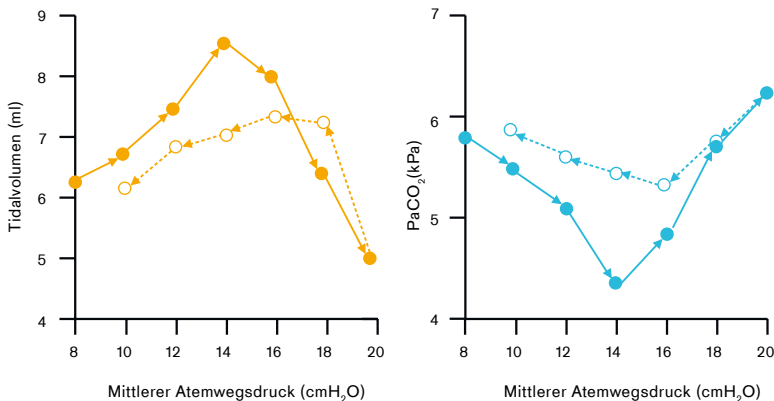
### 8.2.2 Volutraumavermeidung bei der Rekrutierung von Lungenvolumen

Während die Lunge rekrutiert wird, ändert sich ihre Compliance: Zunächst steigt die Compliance mit zunehmendem Lungenvolumen am steilen Abschnitt des Inflationsschenkels (Schritt 2 in Abbildung 8-2). Mit Erreichen des Öffnungsdrucks und dem Beginn der Überdehnung der Lunge (Schritt 3 in Abbildung 8-2) sinkt die Compliance (Schritt 3 in Abbildung 8-2). Mit abnehmendem Druck steigt die Compliance dann wieder an, bevor sie bei Erreichen des Schließdrucks wieder sinkt (Schritt 4 in Abbildung 8-2).



**Abbildung 8-2: Algorithmus für die Rekrutierung der atelektatischen Lunge während der HFOV. Adaptiert nach (16).**

Diese Änderungen in der Compliance haben wichtige Auswirkungen auf das Tidalvolumen. Abbildung 8-3 zeigt, dass sich das Tidalvolumen während der Rekrutierung deutlich ändern wird, wenn die Volumengarantie nicht genutzt wird und die Oszillationsamplitude während des gesamten Rekrutierungsverfahrens unverändert bleibt. Schwankende Tidalvolumina können zu ähnlich starken Schwankungen des arteriellen Kohlendioxidpartialdrucks und damit zu unerwünschten Schwankungen der zerebralen Durchblutung führen. Es ist daher sehr wichtig, Kohlendioxid, Tidalvolumen und den  $\text{DCO}_2$  während eines Rekrutierungsverfahrens kontinuierlich zu überwachen und die Oszillationsamplitude kontinuierlich anzupassen, um mögliche negative Folgen abrupter Veränderungen des zerebralen Blutflusses zu vermeiden, oder die Volumengarantie einzuschalten.



D-8065-2016

### Abbildung 8-3: Veränderung von Tidalvolumen und $\text{PaCO}_2$ während der Lungenrekrutierung.

Diese Abbildung veranschaulicht die beobachteten Veränderungen, wenn die Amplitude konstant gehalten wird, da der Mitteldruck während eines Volumenrekrutierungsmanövers zuerst erhöht (durchgezogene Linie, ausgefüllte Kreise) und dann verringert wird (gestrichelte Linien, leere Kreise). Adaptiert nach (17).

### 8.2.3 Aufrechterhaltung eines optimalen Lungenvolumens bei HFOV

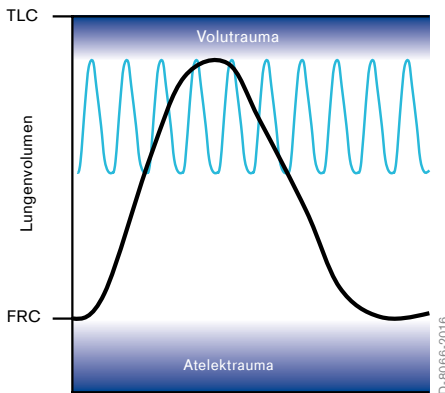
Nachdem die Lunge optimal rekrutiert ist, bleibt es wichtig, die Lunge auf diesem optimalen Volumen zu halten, um das Risiko einer fortgesetzten iatrogenen Lungenschädigung zu minimieren. Mit der Besserung der Lungenerkrankung nimmt der optimale Distensionsdruck entsprechend ab: Dadurch wird der mittlere Atemwegsdruck allmählich reduziert, bis der Patient in der Lage ist, den Gasaustausch mit dem mittleren Atemwegsdruck auf etwa dem gleichen Niveau wie dem für den kontinuierlichen positiven Atemwegsdruck (CPAP) verwendeten Druck zu halten.

### 8.2.4 Vermeidung von Atelektasen

Atelektrauma ist eine Folge der Beatmung einer kollabierten (atelektatischen) Lunge. Die Atelektase während der HFOV kann eine Folge der Aspiration von Sekreten, eines zu forschren Weanings des mittleren Atemwegsdrucks oder einer längeren HFOV mit niedrigem Tidalvolumen sein, wenn keine spontane Atmung stattfindet. Die sorgfältige Berücksichtigung der Aufrechterhaltung einer hinreichenden Anfeuchtung kann das Risiko der Entwicklung von dicken, hartnäckigen Sekreten verringern, die kleine Atemwege blockieren und ein Kollabieren begünstigen. Um einen unbeabsichtigten Lungenkollaps zu vermeiden, ist es wichtig, dass die Lunge nach dem Absaugen schnell wieder rekrutiert wird. Eine sporadische Seufzeratmung (ca. 1 pro Minute) mit einem moderaten inspiratorischen Spitzendruck kann die Aufrechterhaltung des Lungenvolumens bei längerer HFOV mit geringem Tidalvolumen erleichtern.

### 8.3 Vermeidung von Überdehnung

Volutraumata während der HFOV können sowohl durch statische Überdehnung als auch durch zyklische Überdehnungen der Lunge entstehen. Die maximale alveoläre Dehnung ist das Volumen, das auf dem Höhepunkt der Inspiration erreicht wird, und sollte 90 % der gesamten Lungenkapazität nicht überschreiten, wie in Abbildung 8-4 dargestellt (15). Da die Lunge bei hohen mittleren Atemwegsdrücken auf einem Niveau oberhalb der funktionellen Residualkapazität offen gehalten wird, muss der MAP reduziert werden, wenn sich die Lungenerkrankung bessert, um die Lungenareale mit jetzt höherer Compliance nicht zu überdehnen.



**Abbildung 8-4: Unterschied beim Lungendistensionsvolumen während HFO und konventioneller Beatmung.** Während der HFO wird die Lunge im Vergleich zur konventionellen Beatmung näher an der gesamten Lungenkapazität (TLC) gehalten als an der funktionellen Residualkapazität (FRC).



## 9 Management der HFOV

### 9.1 Umstellung von konventioneller Beatmung

Vor Beginn der HFOV ist es wichtig, die Art der Grunderkrankung zu berücksichtigen und einen klaren Plan für die Beatmungsstrategie zu haben, da verschiedene Krankheiten von leicht unterschiedlichen Ansätzen bei der Verabreichung von HFOV profitieren. Die folgenden Richtlinien sind für die Rekrutierung der homogen derekrutierten Lunge geeignet, wie sie bei RDS aufgrund von Surfactant-Mangel auftritt. Empfohlene Ansätze für andere Lungenerkrankungen finden Sie im Abschnitt 12.

#### 9.1.1 Vorbereitung des Patienten und des Monitorings

Es ist eine angemessene Überwachung sicherzustellen, so dass jederzeit nach Einleitung der HFOV eine sachkundige Anpassung und Optimierung der Einstellungen des HFOV-Beatmungsgeräts vorgenommen werden kann (siehe Abschnitt 10). Dabei ist es sinnvoll, das aktuelle  $\Delta P$  (PIP-PEEP) und den bei konventioneller Beatmung angewandten mittleren Atemwegsdruck zu notieren, da diese Variablen die erste Auswahl der Einstellungen am HFOV-Beatmungsgerät bestimmen. Atemwegssekrete stellen ein großes Hindernis für das Erreichen eines ausreichenden Tidalvolumens während der HFOV dar (viel mehr als bei der konventionellen Beatmung) und sind ein Risiko für eine erhöhte oszillatorische Druckübertragung auf proximale Alveolen (siehe Abschnitt 6.2.2). Daher ist es ratsam, vor Beginn der HFOV auch eine tracheale Absaugung durchzuführen, um eine klinische Verschlechterung zu Beginn der HFOV zu vermeiden.

#### 9.1.2 Einstellung des mittleren Atemwegsdrucks

Der mittlere Atemwegsdruck ist die primäre Determinante für das Lungendistensionsvolumen und beeinflusst auch den pulmonalen Gefäßwiderstand und damit den Blutfluss durch die Lungenkapillaren. Somit ist der mittlere Atemwegsdruck die wichtigste Determinante für den Sauerstofftransfer von der Alveole zur Lungenkapillare. Eine Strategie zur Identifizierung des optimalen mittleren Distensionsdrucks für die HFOV-Behandlung in erster Intention im Falle von neonatalem Atemnotsyndrom ist in Abbildung 8-2 dargestellt. Ein ähnlicher Ansatz kann auch bei der Erstrekrutierung der atelektatischen Lunge angewendet werden, wenn die HFOV in der Notfallrettung eingesetzt wird. In der Notfallrettung gilt als Anhaltspunkt für den initialen mittleren Atemwegsdruck etwa derselbe Wert (I:E von 1:1) oder ein um 2–3 cmH<sub>2</sub>O höherer Wert (I:E von 1:2) als der bei der konventionellen Beatmung verwendete mittlere Atemwegsdruck.

#### 9.1.3 Einstellung der Oszillationsdruckamplitude (druckkontrollierte HFOV)

Wenn die HFOV bei 10 Hz gestartet wird, stellt ein  $\Delta P$  am HFOV-Beatmungsgerät von ungefähr dem 1,5-fachen des  $\Delta P$  (PIP-PEEP), welches bei der konventionellen Beatmung verwendet wurde, eine sinnvolle, konservative anfängliche Oszillationsdruckamplitude für die HFOV dar. Bei Frequenzen über 10 Hz müssen am Beatmungsgerät höhere initiale Oszillationsdruckamplituden eingestellt werden, während bei Frequenzen unter 10 Hz niedrigere Amplituden erforderlich sind. Unmittelbar nach Beginn der HFOV sollte die Angemessenheit des oszillatorischen  $\Delta P$  anhand

des zugeführten Tidalvolumens überprüft werden: Da das erforderliche Tidalvolumen je nach Frequenz variiert, sollten Ärzte die folgende Tabelle zugrunde legen, um die ungefähren „Soll“-Tidalvolumina für bestimmte Frequenzen zu ermitteln. In Ermangelung einer Tidalvolumenüberwachung bei der HFOV ist die visuelle Bestätigung einer ausreichenden Brustwandvibration (Schwingung) eine nützliche Alternative zur Beurteilung der Eignung der Oszillationsamplitude. Unabhängig davon ist eine genaue Überwachung des arteriellen  $\text{CO}_2$  durch transkutane Messung des  $\text{pCO}_2$  unerlässlich, um sicherzustellen, dass die Amplitude so eingestellt ist, dass Veränderungen des  $\text{pCO}_2$  allmählich erfolgen: Schnelle Veränderungen des  $\text{pCO}_2$  können von plötzlichen und schädlichen Veränderungen der zerebralen Durchblutung begleitet sein.

### INITIALER $\text{DCO}_2$ FÜR UNTERSCHIEDLICHE PATIENTENGEWICHTE

Gewicht (kg)	5 Hz 3,46 ml/kg	7 Hz 2,93 ml/kg	10 Hz 2,45 ml/kg	15 Hz 2,00 ml/kg
0,5	15	15	15	15
1	60	60	60	60
2	240	240	240	240
3	540	540	540	540
4	960	960	960	960

**Tabelle 1: Unterschiedliche Kombinationen von Frequenz und Tidalvolumen zur Erreichung desselben  $\text{DCO}_2$  für permissive Hyperkapnie.**

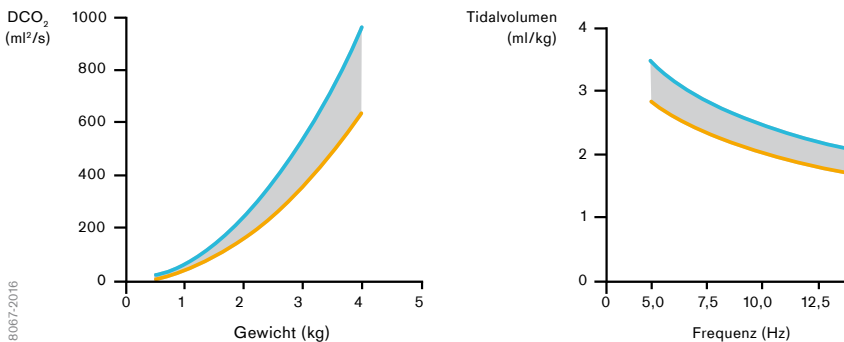
Unzureichende oder übermäßige Brustwandbewegungen sollten zu einer sofortigen Neueinstellung des  $\Delta P$  führen, um eine Hypokapnie oder Hyperkapnie zu verhindern. Wenn eine Tidalvolumenüberwachung vorhanden ist, sollte die Korrektheit des zugeführten Tidalvolumens und des  $\text{DCO}_2$  berücksichtigt werden. Für den Fall, dass die HFOV bei signifikanter Hyperkapnie begonnen wird, sollte das oszillatorische  $\Delta P$  angepasst werden, um eine allmählichen Reduktion des transkutanen  $\text{pCO}_2$  von ca. 2–3 mmHg/min (0,3–0,4 kPa/min) zu erreichen, um sehr schnelle Veränderungen des zerebralen Blutvolumens zu vermeiden, die zu intrazerebralen Blutungen führen können.

### 9.1.4 Einstellung des oszillatorischen Tidalvolumens (volumenorientierte, drucklimitierte HFOV)

Der Beginn der volumenorientierten, drucklimitierten HFOV (HFOV+VG) ist in ähnlicher Weise auf eine kontrollierte Optimierung des  $p\text{CO}_2$  gerichtet. Anstatt eine initiale Oszillationsamplitude auszuwählen, besteht die Strategie darin, das Volumenziel (Volumengarantie) entsprechend der gewählten Frequenz für die Oszillation einzustellen.

Mit einem  $\text{DCO}_2$  von 40–60  $\text{ml}^2/\text{kg}^2/\text{s}$  wird in der Regel ein  $\text{PaCO}_2$  im Bereich der leichten permissiven Hyperkapnie erreicht. Die empfohlenen Tidalvolumina zur Erzielung einer leichten permissiven Hyperkapnie während der volumenorientierten HFOV sind in Tabelle 1 aufgeführt und in Abbildung 9-1 dargestellt. Wichtig ist, dass bei niedrigeren Frequenzen größere Tidalvolumina erforderlich sind, um den gleichen  $\text{DCO}_2$  und damit die gleiche  $\text{CO}_2$ -Elimination aus der Lunge zu erreichen. Daher muss die Entscheidung, eine niedrige Frequenz zu verwenden, gegen das möglicherweise erhöhte Volutraumarisiko für die Alveole abgewogen werden, da die erforderlichen höheren Tidalvolumina die unreife Alveole potenziell überdehnen können.

Oszillatoren für eine volumenorientierte HFOV arbeiten in der Regel in einer drucklimitierten Einstellung. Bei volumenorientierter, drucklimitierter HFOV entspricht die Einstellung der maximalen oszillatorischen Druckamplitude ( $\Delta P_{\text{max}}$ ) der Einstellung des maximalen PIP bei volumenorientierter konventioneller Beatmung. Während der HFOV sollte  $\Delta P_{\text{max}}$  nach der anfänglichen Stabilisierungsphase angepasst werden, um ca. 5  $\text{cmH}_2\text{O}$  über dem  $\Delta P$  zu bleiben, das verwendet wird, um das Zielvolumen mit der gewählten Frequenz zuzuführen, die das gewünschte  $\text{PaCO}_2$ -Ziel erreicht. Der Puffer von 5  $\text{cmH}_2\text{O}$  beim  $\Delta P_{\text{max}}$  gibt dem Beatmungsgerät die Möglichkeit, im Fall einer kurzen oder längeren geringen Verschlechterung der oszillatorischen Tidalvolumina die adäquate Beatmung aufrechtzuerhalten. Es ist wichtig, zu vermeiden, dass  $\Delta P_{\text{max}}$  mehr als 5  $\text{cmH}_2\text{O}$  über dem durchschnittlichen  $\Delta P$  liegt, um eine signifikante Verschlechterung der Lungenmechanik (und damit der Belüftung der Lunge) zu vermeiden, ohne dass der Arzt/das Pflegepersonal erkennen kann, dass sich der klinische Status des Patienten verändert haben kann.



**Abbildung 9-1: Zielbereich für Frequenz und  $\text{DCO}_2$  im Verhältnis zu Frequenz und Patientengewicht.** Die Grafik zeigt die geschätzten unteren (orange) und oberen (blau) Zielwerte für jede Variable.

## 9.2 Fortsetzung der HFOV

Sobald die HFOV eingeleitet ist, ist eine sorgfältige Überwachung erforderlich, um einen optimalen Zustand des Patienten aufrechtzuerhalten. Insbesondere von der Beobachtung der Lungenrekrutierung und Oxygenierung hängt ab, ob der mittlere Atemwegsdruck angepasst werden muss; im Gegensatz dazu können Schwankungen des transkutanen Kohlendioxidspiegels, Hochfrequenz-Tidalvolumen oder Brustwandschwingungen und Perfusionen mehr über die Wirksamkeit der Gasmischung und Volumenzufuhr aussagen.

Neue Gleichgewichte im  $\text{PaCO}_2$  mit Veränderungen der Oszillationsamplitude werden durch die hocheffiziente Gasmischung während der HFOV schnell (innerhalb von Minuten) erreicht. Die Rekrutierung des Lungenvolumens infolge von Veränderungen des mittleren Atemwegsdrucks erfolgt jedoch langsamer, und nach der ersten Rekrutierungsphase werden die Auswirkungen von Veränderungen des mittleren Atemwegsdrucks am besten nach einem Intervall von 15 Minuten beurteilt. Eine sorgfältige und fundierte Interpretation der überwachten Variablen während der HFOV wird eventuell erforderliche Anpassungen der HFOV-Parameter aufzeigen, um den Zustand des Patienten auf geeignete Weise zu steuern.

### 9.2.1 Management der Oxygenierung

Ist die Oxygenierung zufriedenstellend, sollte eine Reduktion der  $\text{FiO}_2$  auf ungefähr 0,25–0,30 Vol.% erfolgen. Anschließend kann der mittlere Atemwegsdruck vorsichtig und schrittweise reduziert werden (1–2  $\text{cmH}_2\text{O}$  alle 1–4 Stunden).

Die Ursache der akut einsetzenden Hypoxie gibt den Ausschlag dafür, ob der mittlere Atemwegsdruck wieder erhöht (z. B. Atelektase) oder verringert (z. B. überblähte Lunge) werden muss. Bei Unsicherheit ist es oft ratsam, zuerst den mittleren Atemwegsdruck zu senken, um eine unbeabsichtigte Überdehnung zu vermeiden. Eine Erhöhung des mittleren Atemwegsdrucks kann gegebenenfalls durch ein kurzes erneutes Rekrutierungsverfahren oder durch intermittierende, anhaltende Inflationen mit etwas höherem Atemwegsdruck (d. h. erhöhter Druck bei minimaler zusätzlicher Volumenzufuhr in die Lunge) erreicht werden. Die Vermeidung von hohen mittleren Atemwegsdrücken, die den systemischen Blutdruck beeinträchtigen, den zentralvenösen Druck signifikant erhöhen und/oder den pulmonalen Blutfluss behindern, ist von größter Bedeutung. Wenn sich eine Überblähung entwickelt und trotz angemessener Verringerung des mittleren Atemwegsdrucks anhält, kann eine Verringerung der Oszillationsfrequenz und die Verwendung von I:E-Verhältnissen von 1:2 (oder kürzer) eine effektivere Luftelimination während der Ausatemphase ermöglichen (25).

### 9.2.2 $\text{CO}_2$ -Management

Hyperkapnie kann als Folge einer Atemwegsobstruktion durch Sekrete oder als Folge von Veränderungen des Lungenvolumens (Unter- oder Überdehnung) auftreten. Atemwegsobstruktionen müssen umgehend behandelt werden, da sie die Wirksamkeit der HFOV deutlich beeinträchtigen und das Verletzungsrisiko durch übermäßige Druckübertragung auf die proximalen Segmente erhöhen. Eine Deflation der Lunge während der Absaugung führt in der Folge zu einer Verschlechterung der Atmung, wenn nach der Absaugung keine Rekrutierungsmaßnahmen

durchgeführt werden: Eine effektive Rekrutierung nach der Absaugung wird oft mit einem kurzen, leichten Anstieg des mittleren Atemwegsdrucks (2–4 cmH<sub>2</sub>O), einer vorübergehenden (5 min) Erhöhung der Seufzfrequenz (max. 2–5 Atemzüge/min) oder der Anwendung von 2–3 manuellen, anhaltenden Inflationen von je 2–3 s erreicht. Das Ziel eines jeden Seufzers ist es, den Mitteldruck so weit zu erhöhen, dass er alle kollabierten Alveolen wieder öffnet, anstatt signifikante Tidalvolumina zuzuführen. Folglich kann der Seufzer am besten mit einer langen Inspirationszeit (d. h. 0,5–2,0 s) und einem Spitzendruck von nur 5 cmH<sub>2</sub>O über dem mittleren Druck zugeführt werden.

Hyperkapnie/Hypokapnie wird letztlich am besten durch die Aufrechterhaltung der Variable DCO<sub>2</sub> gesteuert. Eine sorgfältige und ständige Überwachung des zugeführten Tidalvolumens (sofern eine Volumenüberwachung möglich ist) und/oder der Brustwandvibration ist unerlässlich, wenn keine Volumenorientierung erfolgt, da sich der DCO<sub>2</sub> bei jeder Veränderung des Lungenzustands (Verbesserung oder Verschlechterung) schnell ändern kann, was entweder zu Hypokapnie oder Hyperkapnie führen könnte.

Sofern sich grundlegend an der Lungenerkrankung nichts ändert, wird die Kohlendioxid-Elimination durch eine Erhöhung des DCO<sub>2</sub> optimal gesteuert. HFOV-Beatmungsgeräte verfügen in der Regel nicht über einen speziellen DCO<sub>2</sub>-Regler, der am Beatmungsgerät eingestellt werden kann; vielmehr werden Änderungen des DCO<sub>2</sub> normalerweise durch Änderungen des Tidalvolumens und der Frequenz erreicht. Die Veränderung des DCO<sub>2</sub> durch Veränderungen des Tidalvolumens ist in der Regel die bevorzugte Option, es sei denn, Grundlegendes der Lungenerkrankung ändert sich. In Ermangelung einer Volumenorientierung wird das Tidalvolumen (und damit der DCO<sub>2</sub>) durch Änderung von  $\Delta P_{\text{hf}}$  verändert. In der volumenorientierten HFOV wird der DCO<sub>2</sub> direkt durch Änderung des Tidalvolumens gesteuert, vorausgesetzt, die maximale Druckamplitude bleibt bei oder über der Oszillationsamplitude, die zur Applikation dieses Volumens erforderlich ist.

Wie bereits erwähnt, kann die Verwendung der Frequenz zur Änderung der Kohlendioxid-Elimination unerwünschte Auswirkungen haben. In Ermangelung einer Volumenausrichtung erhöht eine abnehmende Frequenz das Tidalvolumen für jede beliebige Oszillationsamplitude – aber auch die iatrogenen Folgen der Beatmung, wobei die erhöhte Druckübertragung auf die distalen Atemwege eine Quelle für potenzielle Barotraumata darstellt. Es ist wichtig, sich daran zu erinnern, dass die vom Beatmungsgerät angezeigte Oszillationsdruckamplitude ein schlechter und etwas irreführender Indikator für distal auftretende Druckänderungen ist. Niedrigere Amplituden am Beatmungsgerät bei niedrigeren Frequenzen bedeuten nicht, dass die distalen oszillatorischen Druckamplituden innerhalb der Atemwege und Alveolarkompartimente abgenommen haben! (Siehe Abschnitt 6.) Im Gegensatz dazu hat bei Volumenorientierung die Änderung der Frequenz nur einen minimalen oder gar keinen Einfluss auf die Tidalvolumenzufuhr innerhalb der Grenzen der Leistung eines bestimmten Geräts. Folglich wird eine Abnahme der Frequenz bei der volumenorientierten HFOV tatsächlich den DCO<sub>2</sub> verringern und der PaCO<sub>2</sub> wird steigen!

### 9.3 Anfeuchtung

Eine ausreichende Erwärmung und Anfeuchtung (90 % relative Luftfeuchtigkeit) des Atemgases ist unerlässlich, um irreversible Schäden an den epithelialen Oberflächen der Atemwege zu vermeiden. Bei unzureichender Anfeuchtung entstehen zähflüssige Sekrete, die die Bronchien verstopfen, dadurch die Verfestigung und den Kollaps des Alveolarkompartiments fördern und den Gasaustausch behindern. Die daraus resultierende reduzierte Compliance erhöht auch das Risiko von Barotraumata, da eine geringe Compliance eine erhöhte Übertragung des Oszillationsdrucks auf die Lungenperipherie begünstigt. Im Gegensatz dazu fördert eine übermäßige Anfeuchtung die Kondensation im Atemschlauchsystem des Patienten, im Trachealtubus und in den Atemwegen und beeinträchtigt die Zufuhr ausreichender Tidalvolumina.

### 9.4 Entwöhnung von der HFOV

Wie bei jedem Beatmungsverfahren ist das Ziel der Entwöhnung während der HFOV, die Unterstützung schrittweise zurückzunehmen und die Spontanatmung zu fördern. Obwohl viele Ärzte das Weaning immer noch von der Hochfrequenz zurück zur konventionellen Beatmung durchführen (möglicherweise aufgrund der relativen Verfügbarkeit der verschiedenen Beatmungsgeräte), ist der Umstieg von HFOV direkt zu einer nicht-invasiven Methode der Atemunterstützung möglich und oft die bevorzugte Option.

Das Weaning von der HFOV zur Spontanatmung ist ein intuitiver Prozess. Der mittlere Atemwegsdruck wird allmählich reduziert, bis ein Niveau erreicht ist, das einer nicht-invasiven Atemwegsunterstützung entspricht. Die Oszillationsamplitude wird allmählich reduziert, bis der Patient durch eine sanfte Spontanatmung die Hauptverantwortung für die CO<sub>2</sub>-Elimination übernimmt. Obwohl theoretisch für eine Frequenzverringering argumentiert werden kann, wenn sich die Lungenmechanik normalisiert und die Eckfrequenz abnimmt, sind Frequenzänderungen während der Entwöhnungsphase der HFOV in der Regel nicht erforderlich.

Der Zeitaufwand für die Entwöhnung hängt von der zugrundeliegenden Lungenerkrankung ab. Bei akuten Erkrankungen wie dem Atemnotsyndrom und der persistierenden pulmonalen Hypertonie des Neugeborenen kann die Entwöhnung extrem schnell erfolgen und nur einige Stunden dauern. Eher chronische Krankheiten wie eine bronchopulmonale Dysplasie können eine Entwöhnung der HFOV-Unterstützung über einen Zeitraum von Tagen bis Wochen erfordern und variieren von Säugling zu Säugling je nach Begleiterkrankungen.

## 10 Überwachung während der HFOV

Eine sorgfältige kontinuierliche Überwachung ist für das klinische Management jedes Patienten mit mechanischer Atemunterstützung unerlässlich. Eine Überwachung ist besonders während der HFOV wichtig, da die Abhängigkeit des Gasaustauschs vom Quadrat des Tidalvolumens die Veränderungen des  $\text{PaCO}_2$  mit jeder Änderung der Mechanik der Atemwege und des Atemschlauchsystems überhöht.

### 10.1 Überwachung von Gasaustausch und der Atemmechanik

Zu den wesentlichen Überwachungsinstrumenten, die vor Beginn der HFOV bereitgestellt werden sollten, gehören die periphere Oxyhämoglobinsättigung ( $\text{SpO}_2$ ), das transkutane Kohlendioxid und die Flow-/Tidalvolumen-Überwachung. Im Idealfall sollte die Tidalvolumenanzeige ein Feld für das Tidalvolumen/kg beinhalten. Da die  $\text{CO}_2$ -Elimination während der HFOV vom  $\text{DCO}_2$  (Frequenz  $\times V_T^2$ ) abhängig ist, ist die  $\text{DCO}_2$ -Überwachung eine nützliche ergänzende Überwachungsvariable, um die Stabilität des  $\text{PaCO}_2$  zu erleichtern, wenn die Beatmungsfrequenz geändert wird, um verschiedenen Stadien der Lungenerkrankung und/oder der Mechanik gerecht zu werden.

Die Messung der Lungenmechanik ist bei HFOV komplexer als bei der konventionellen Beatmung, da die Dämpfung der Oszillationsdruckkurve von der Atemwegsöffnung zur Lunge und die Abhängigkeit dieser Dämpfung sowohl von den Beatmungseinstellungen als auch von der Mechanik des intubierten Atemsystems abhängt. Bei der Verwendung intermittierender konventioneller Zyklen als Seufzeratmung können das Tidalvolumen und die während der konventionellen Inspiration gemessene Differenz zwischen PIP und PEEP zur Berechnung der dynamischen Compliance ( $C_{\text{dyn}}$ ) verwendet werden, sofern ein inspiratorisches Druckplateau erreicht wird.<sup>5</sup>

Obwohl es verlockend ist, einen ähnlichen Ansatz zur Beurteilung der Compliance während der HFOV ohne solche intermittierenden konventionellen Atemzüge anzuwenden, macht es die frequenzabhängige Dämpfung der Oszillationsdruckkurve unmöglich, dies über das gesamte Frequenzspektrum sinnvoll anzuwenden oder zu interpretieren.

Tatsächlich ist das Tidalvolumen bei Frequenzen von 15 Hz relativ unabhängig von der Lungencompliance.

### 10.2 Überwachung des Lungenvolumens

Da die herausragende Bedeutung der Optimierung des Lungenvolumens für eine sichere, lungenprotektive Anwendung der HFOV zunehmend anerkannt wird, bilden Instrumente zur Beurteilung des Lungenvolumens weiterhin einen Schwerpunkt der HFOV-Forschung. Periodische Thorax-Röntgenaufnahmen geben grobe Hinweise auf die Lungenexpansion: Das Lungenvolumen ist optimal, wenn es bis zur 8. oder 9. posterioren Rippe ausgedehnt ist, die in der mittleren klavikulären Linie untersucht wird (abhängig von Schwangerschaft und dem eventuellen Vorliegen einer pulmonalen Hypoplasie). Die respiratorische Induktionsplethysmographie und die elektrische

<sup>5</sup>  $C_{\text{dyn}} = V_{T,\text{CV}} / (\text{PIP}_{\text{CV}} - \text{PEEP})$

Impedanztomographie haben sich in der Forschung als nützliche Instrumente erwiesen, um relative und zeitliche Veränderungen des Lungenvolumens während initialer Volumenrekutierungsverfahren zu überwachen. Die elektrische Impedanztomographie ist auch für den Nachweis eines Pneumothorax nützlich. Der Lungenschall wird zunehmend im Rahmen der konventionellen Beatmung zur Beurteilung von Pathologien des Lungenparenchyms eingesetzt; eine Anwendung auf die HFOV ist in naher Zukunft wahrscheinlich.

## ÜBERWACHUNG WÄHREND DER HFOV

Beatmungsparameter	<p>Frequenz</p> <p><math>\Delta P</math> und <math>\Delta P_{\max}</math> (Volumengarantie-Modus)</p> <p>Mittlerer Atemwegsdruck</p> <p>Eingestelltes <math>V_T</math> und zugeführtes <math>V_T</math> (Volumengarantie-Modus)</p> <p>I:E-Verhältnis (oder Inspirationszeit in %)</p> <p><math>DCO_2</math> (Frequenz x <math>V_T^2</math>)</p> <p><math>FiO_2</math></p>
Gasaustausch	<p>Blutgase</p> <p>Transkutane <math>pO_2</math> und <math>pCO_2</math></p> <p><math>SpO_2</math></p>
Lungenvolumen & Atemmechanik	<p>Thorax-Röntgen</p> <p>Respiratorische Induktionsplethysmographie</p> <p>Elektrische Impedanztomographie</p> <p>Oszillationsdruckverhältnis (<math>\Delta P_{\text{Trachea}} / \Delta P_{\text{Beatmungsgerät}}</math>)</p> <p><math>C_{\text{dyn}}</math> (intermittierende mandatorische Seufzeratmung)</p>
Kreislaufsystem & systemische Durchblutung	<p>Herzfrequenz</p> <p>Systemischer arterieller Blutdruck</p> <p>Zentralvenöser Druck</p> <p>Urinausscheidung</p>

Tabelle 2: Überwachung während der HFOV.

### 10.3 Überwachung des Kreislaufs und der systemischen Perfusion

Die kontinuierliche Anwendung von mäßig hohen Distensionsdrücken während der HFOV stellt eine zusätzliche Belastung für das Zusammenspiel von Kreislauf und Atmung dar. Eine zusätzliche nützliche Überwachung bei schwerkranken Säuglingen unter HFOV umfasst daher regelmäßige oder kontinuierliche Kontrollen des zentralvenösen Drucks und des systemischen



Blutdrucks. Ein erhöhter zentralvenöser Druck kann bei sehr hohem mittlerem Atemwegsdruck vor einer kardiorespiratorischen Dekompensation warnen. Eine Beeinträchtigung der Herzfunktion kann auch durch eine verlängerte Füllzeit der Kapillare und eine verminderte Urinproduktion erkannt werden. Die intermittierende funktionelle Echokardiographie liefert auch Informationen über die kardiale Kontraktilität, das Herzzeitvolumen und den rechtsventrikulären Druck: Diese funktionellen Informationen können Ärzten helfen, negative Auswirkungen auf den Kreislauf anhand von Veränderungen des mittleren Atemwegsdrucks frühzeitig zu erkennen. Die Aufzeichnung der Sauerstoffsättigung von zerebralen und peripheren Geweben mittels Nahinfrarot-Spektroskopie (NIRS) kann auch über systemische Auswirkungen von Veränderungen der HFOV-Strategie Auskunft geben.

## 11 Indikationen für HFOV

Die Oszillationsbeatmung wird seit Anfang der 1980er Jahre im klinischen Bereich angewendet. Die HFOV wurde zunächst zur Rettung von Säuglingen eingesetzt, bei denen die konventionelle Beatmung scheiterte, und in vielen Ländern ist dies die Hauptindikation für den Einsatz von HFOV geblieben. Die HFOV ist eine wirksame Notfalltherapie bei Lungenerkrankungen, die sich durch ein geringes Lungendistensionsvolumen auszeichnen, und ist unter diesen Bedingungen eine praktikable Alternative zur ECMO, sofern geeignete Strategien zur Volumenrekrutierung angewendet werden. Das Ziel der HFOV beim Managen von Notfällen ist es, das Lungendistensionsvolumen zu optimieren. Mit Erreichung dieses Ziels verbessert sich der Gasaustausch durch die hocheffiziente Gasdurchmischung, die während des Gasaustauschs stattfindet. Gleichzeitig wird die Lunge vor Barotraumatata geschützt, die entstehen würden, wenn man bei konventionellen Atemfrequenzen den gleichen Gasaustausch zu erreichen versucht.

Es gibt keine eindeutige Evidenz, die Aufschluss über den Zeitpunkt gibt, wann mit einer Notfallbehandlung mit HFOV begonnen werden sollte. Diese Leitlinien müssen das potenziell rekrutierbare Lungenvolumen berücksichtigen, das durch Krankheit (z. B. Hyalinmembranschaden versus Lungenhypoplasie) und auch durch Schwangerschaft (weniger reife Säuglinge haben

### INDIKATIONEN FÜR DIE HFOV-RESCUE-THERAPIE

	Extrem früh Frühgeborenes	Sehr früh Frühgeborenes	Normalgeborenes
<b>Tidalvolumen (ml/kg)</b>	4,5–5,0	5,0–6,0	6,0–7,0
<b>Inspiratorischer Spitzen- druck (cmH<sub>2</sub>O)</b>	22–25	24–27	25–30
<b>Atemfrequenz (Atemzüge/min)</b>	70–80	60–70	50–60

Tabelle 3: Empfohlene konventionelle Beatmungsparameter, bei denen die Einleitung einer HFOV als Rescue-Therapie zu erwägen ist.

fehlende/unterentwickelte Alveolen und können bei niedrigerer Gesamtlungenkapazität und Tidalvolumina im Verhältnis zu ihrem Gewicht überdehnt werden) beeinflusst wird. Anstatt absolute Grenzwerte für den Spitzendruck als Indikation für den Wechsel zur HFOV-Rescue-Therapie zu verwenden, sollten Ärzte in klinischen Bereichen, in denen HFOV hauptsächlich zur Rescuetherapie verwendet wird, die Art der zu behandelnden Krankheit, das Stadium im natürlichen Verlauf der Lungenerkrankung, die Anfälligkeit/Widerstandsfähigkeit dieses Säuglings gegenüber iatrogenen Schäden und die Abweichung von der Schwangerschaft angemessenen gesunden Atemmustern berücksichtigen, wenn sie entscheiden, wann sie die Rescue-HFOV einleiten.

Das Versprechen niedriger Tidalvolumina und des optimierten Lungendistensionsvolumens, das HFOV bietet, macht die lungenprotektive HFOV erster Intention zu einem attraktiven theoretischen Vorschlag für einen effektiven Gasaustausch bei minimalen Auswirkungen durch iatrogene Verletzungen. Nichtsdestotrotz deutet eine systematische Meta-Analyse der klinischen Studien zur HFOV darauf hin, dass HFOV bei Frühgeborenen mit RDS nur zu einer geringfügigen Reduktion des Ergebnisparameters bronchopulmonale Dysplasie und/oder Tod führt (13, 18). Die Gründe für die widersprüchlichen Ergebnisse der Studien zum Vergleich von HFOV und konventionellen Beatmungsfrequenzen sind vielfältig, umfassen aber zweifellos den Zeitpunkt des Beginns (manche Säuglinge verzeichnen eine Besserung und rasche Beatmungsentwöhnung unabhängig vom Beatmungsmodus) und das Fachwissen des klinischen Personals in der Anwendung von sowohl konventioneller Beatmung als auch Hochfrequenzbeatmung.

Mit Ausnahme des frühen oder A-priori-Einsatzes der HFOV gibt es jedoch relativ wenige kontrollierte Studien über den Einsatz der HFOV in vielen der verschiedenen klinischen Szenarien. Dennoch gibt es nach wie vor theoretische Vorteile und anekdotische Berichte über den Erfolg der HFOV-Anwendung außerhalb der unmittelbaren Anwendung bei akutem Atemnotsyndrom, die es zu berücksichtigen und weiter zu erforschen gilt. Homogene Lungenerkrankungen sind für HFOV besonders geeignet. Die erfolgreiche Anwendung der lungenprotektiven HFOV zur Behandlung von angeborenen Zwerchfellhernien könnte zum Teil für die jüngsten Trends zur Verlängerung des Überlebens bei dieser komplexen chirurgischen Krankheit verantwortlich sein. Ebenso ist HFOV eine wirksame Behandlung der persistierenden pulmonalen Hypertonie des Neugeborenen (PPHN), insbesondere im Rahmen der sekundären PPHN, die eine Komplikation einer derekrutierten oder konsolidierten Lunge ist.

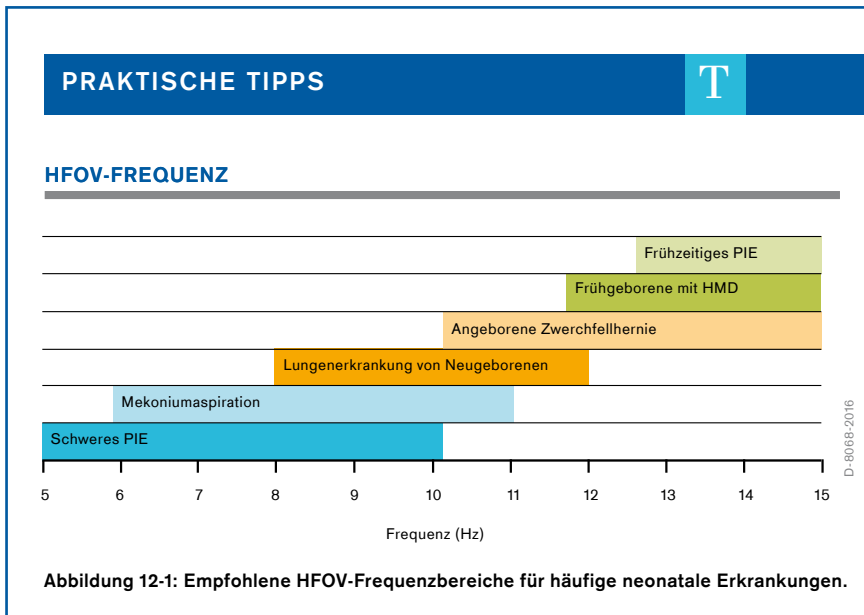
Die Anwendung von HFOV bei inhomogenen Lungenerkrankungen ist weniger eindeutig. Es wird über eine erfolgreiche HFOV-Rescue-Therapie der Mekoniumaspiration (19) und von Exazerbationen der bronchopulmonalen Dysplasie (20) berichtet. Die Verwendung der HFOV bei der Behandlung des pulmonalen interstitiellen Emphysems (PIE) ist weniger klar. Die einzige klinische Studie mit HFOV bei PIE zeigte, dass die HFOV Vorteile bietet, wenn sie bei Lungen mit nur leichter PIE angewendet wird, aber keinen Vorteil und sogar einen möglichen Schaden bei mittelschwerem bis schwerem PIE (21). Systematische Übersichtsarbeiten weisen auf einen Zusammenhang zwischen HFOV und einer verstärkten Entwicklung von Airleaks hin, der Anlass zur Vorsicht bei der klinischen Anwendung der HFOV bei PIE gibt (13, 18).

## 12 Strategien für HFOV bei verschiedenen Lungenerkrankungen

### 12.1 Diffuse homogene Lungenerkrankungen

Zu den diffusen homogenen Lungenerkrankungen gehören das Atemnotsyndrom, die diffuse Lungenentzündung und die bilaterale Lungenhypoplasie. Homogene Lungenerkrankungen eignen sich ideal für die Behandlung mit der HFOV. Das Hauptziel ist die gleichmäßige Rekrutierung und Aufrechterhaltung des Lungenvolumens, um die Sauerstoffversorgung und Beatmung bei minimalem Barotrauma oder Volutrauma zu optimieren.

Die Oszillationsfrequenz wird idealerweise (ungefähr) auf die erwartete Eckfrequenz der Lunge eingestellt. Bei reiferen Säuglingen ist eine Frequenz von 10 Hz angemessen. Extrem frühe Frühgeborene mit extrem geringem Geburtsgewicht und homogener Lungenerkrankung können bei noch höheren Frequenzen von 12–15 Hz effektiv und optimal beatmet werden. Es können I:E-Verhältnisse von entweder 1:1 oder 1:2 verwendet werden.



Die Rekrutierung der homogen kollabierten Lunge folgt idealerweise dem in Abbildung 8-2 (Abschnitt 8.2.1) dargestellten Algorithmus zur Ermittlung des optimalen Distensionsvolumens, einschließlich der Verabreichung von Surfactant nach der ersten Rekrutierung, wenn der Verdacht

auf Surfactant-Mangel weiterhin hoch ist. Das Weaning von  $\text{FiO}_2$  erfolgt während des gesamten Prozesses. Die Rekrutierung wird fortgesetzt, solange sich die Oxygenierung verbessert und die  $\text{FiO}_2$  0,25 übersteigt. Sobald das optimale Distensionsvolumen erreicht ist, setzt sich die anschließende Entwöhnung des mittleren Atemwegsdrucks langsamer fort, während sich der Zustand des Patienten bessert, bis der mittlere Atemwegsdruck im Einklang mit der Extubation und dem Wechsel zum nasalen kontinuierlichen positiven Atemwegsdruck erreicht ist.

Der Einsatz von Volumenorientierung (Volumengarantie) während der Rekrutierung stellt sicher, dass der Patient sowohl vor übermäßigen zyklischen Tidalvolumina als auch vor daraus resultierenden schnellen Verschiebungen des  $\text{PaCO}_2$  während des Rekrutierungsprozesses geschützt ist. Die Volumenorientierung ermöglicht auch die automatisierte Entwöhnung von der aktiven Oszillationsbeatmung hin zur überwiegenden Spontanatmung. Ohne Volumenorientierung sollte die Oszillationsamplitude manuell verringert werden, während sich der Zustand des Säuglings verbessert, um selbsttragende spontane Anstrengungen und letztendlich die Extubation zu fördern.

## 12.2 Inhomogene Lungenerkrankungen

Inhomogene Lungenerkrankungen sind durch Pathologien gekennzeichnet, die sich in Vorkommen und Schwere in verschiedenen Regionen der Lunge stark unterscheiden: Dazu gehören fokale Lungenentzündung, Lungenblutung, Mekoniumaspiration, einseitige Lungenhypoplasie und bronchopulmonale Dysplasie. Das Hauptziel der Behandlung ist die effektive Sauerstoffversorgung und Beatmung, so dass verletzte Bereiche geheilt werden können und gleichzeitig neue Schäden gesünderer Lungenregionen vermieden werden. Letztendlich soll die Lunge in einen homogenen Zustand gebracht werden. Dieses Ziel stellt aufgrund regionaler Unterschiede in der Compliance und/oder Resistance eine große therapeutische Herausforderung dar: Es besteht die Gefahr, dass die Lungeneinheiten mit höherer Compliance deutlich überbläht oder traumatisiert werden.

Theoretisch werden inhomogene Lungenerkrankungen wahrscheinlich besser mit einem ganzen Frequenzbereich gleichzeitig behandelt, um regional unterschiedliche mechanische Eigenschaften anzusprechen (22). Diese Option ist kommerziell noch nicht verfügbar. Ärzte müssen daher die wahrscheinliche Mechanik und den klinischen Verlauf der zugrunde liegenden Pathologien berücksichtigen und ihre Beatmungsstrategie entsprechend anpassen.

Die Reduzierung regionaler Inhomogenitäten – insbesondere wenn diese durch regionale Atelektase gekennzeichnet sind – wird durch die Verwendung höherer und nicht niedrigerer Frequenzen verstärkt (23). Die Erklärung für diesen Homogenisierungseffekt bei höheren Frequenzen sind die höheren Flow-Geschwindigkeiten und die erhöhte Beschleunigung der Flow-Kurve, die zu größeren Druckverlusten in normal belüfteten Bereichen führen, während gleichzeitig der Druck in atelektatischen Bereichen auf den Schwellenwert ansteigen kann, bei dem die Rekrutierung stattfindet (24).

Auch wenn noch nicht nachgewiesen, sind niedrigere Frequenzen und kurze I:E-Verhältnisse bei akutem Airtrapping und Pathologien überwiegend mit hoher Resistance möglicherweise besser geeignet: Die Kombination aus einer längeren Zykluszeit (niedrige Frequenz) und einer relativ längeren Expiration als die Inspiration führt zu niedrigeren Flow-Geschwindigkeiten und

längeren absoluten Expirationszeiten, was die vollständige Expiration aus der Lunge erleichtert (25). Die Überwindung von Airtrapping ist jedoch auch entscheidend davon abhängig, dass ein mittlerer Atemwegsdruck aufrechterhalten wird. Er muss hoch genug sein, um die Atemwege offen zu halten und somit einen Kollaps der Atemwege während der aktiven Ausatmung zu vermeiden, was zu einer Verschlechterung des Airtrapping-Zustandes und zu Pneumothorax führen kann.

Wie bei homogenen Lungenerkrankungen muss der Therapeut wachsam bleiben, um die Beatmungsstrategie an den sich entwickelnden Krankheitsprozess anzupassen. Die Mekoniumaspiration beginnt beispielsweise als Zustand mit erhöhten Atemwegssekreten, deren Entfernung durch asymmetrische Inspiration-Expirations-Verhältnisse (z. B. I:E = 1:2) verbessert werden kann. Das Vorhandensein der Sekrete reduziert den Atemwegsdurchmesser und behindert den Fluss, während das Mekonium eine akute Entzündung der Bronchialwandwände begünstigt: Zusammenfördern diese Reaktionen einen hohen Atemwegswiderstand und eine Abwärtsverschiebung der (optimalen) Eckfrequenz der Lunge (siehe Abschnitt 6.3). Mit fortschreitender Entwicklung der Erkrankung entspricht die Pathologie jedoch immer mehr einer chemischen Pneumonitis und einer abschnittswisen regionalen Atelektase. Später im Krankheitsprozess können daher ein Wechsel zu höheren Frequenzen und die Berücksichtigung der Lungenrekutierung von Vorteil sein.

### 12.3 Airleaks

Zu den Krankheiten, die durch Airleaks gekennzeichnet sind, gehören das pulmonale interstitielle Emphysem (PIE), das bullöse Emphysem, Pneumomediastinum und Pneumothorax. Obwohl die HFOV die Lunge vor Airleaks schützen sollte, ist diese Schutzwirkung in der Literatur nicht gut belegt: Systematische Meta-Analysen zeigen übereinstimmend, dass die HFOV mit einem leichten Anstieg des Auftretens von Luftleckagen verbunden ist – was vor allem auf ein erhöhtes interstitielles Emphysem zurückzuführen ist (13,18). Besondere Aufmerksamkeit zur Vermeidung von Überdehnung (passiv oder zyklisch) und für die Ausrichtung auf die Behandlungsfrequenz zur Vermeidung einer unbeabsichtigten Übertragung eines hohen Oszillationsdrucks kann die Wahrscheinlichkeit der Entwicklung von Airleaks verringern.

Bei Vorliegen eines groben Luftlecks (z. B. Pneumothorax) sollte die Strategie der Belüftung mit niedrigem Tidalvolumen den Vorrang einräumen. Folglich sind höhere Frequenzen und die Vermeidung überlagerter Atemzüge mit konventioneller Beatmung zu bevorzugen. Wenn signifikantes PIE vorhanden ist, kann die Verwendung niedrigerer Frequenzen mit kurzem I:E (z. B. I:E = 1:2) die Abheilung der Krankheit verbessern (25).

Das Management des mittleren Atemwegsdrucks ist bei Airleaks von entscheidender Bedeutung: Eine aggressive Rekrutierung von Lungenvolumen sollte am besten vermieden werden. Der mittlere Atemwegsdruck sollte nach Möglichkeit reduziert und dann auf einem Druck gehalten werden, der ausreicht, um kleine Atemwege zu öffnen (insbesondere bei PIE, wenn Anhaftungen von Alveolen/ Atemwegen fehlen oder beschädigt sein können), um ein Fortschreiten des Airleaks zu vermeiden. Sobald sich der Zustand des Patienten bessert, kann eine Fortsetzung der HFOV für weitere 24–48 Stunden ein Wiederauftreten vermeiden. Bei einseitigem PIE kann die Positionierung und/oder selektive Einzellungenbeatmung zur Förderung des Kollapses und der Ruhe der betroffenen Lunge, gefolgt von einer sanften Reiflation 1–2 Tage später, ein schnelleres Abklingen ermöglichen.

#### 12.4 Persistierende pulmonale Hypertonie des Neugeborenen (PPHN)

Die Strategie für den Einsatz der HFOV bei anhaltender pulmonaler Hypertonie des Neugeborenen muss die zugrunde liegende Ursache berücksichtigen.

Bei Säuglingen mit primärer PPHN, ohne signifikante Lungenerkrankung, liegt der Schwerpunkt auf der Optimierung des Herz-Kreislauf-Status: Hypovolämie und Hypotonie vor Beginn der HFOV ausschließen oder behandeln, Normoventilation anstreben und einen mittleren Atemwegsdruck wählen, der die Lungenperfusion fördert, indem er die Lunge weder unter- noch überbläht. Die Frequenzwahl richtet sich mehr nach der Größe des Patienten als nach der Krankheit: Für kleinere und unreifere Babys werden höhere Frequenzen verwendet. Säuglinge mit primärer PPHN werden bei konventioneller Beatmung oft überbelüftet, so dass der mittlere Atemwegsdruck zu Beginn der HFOV selten denjenigen der vorangegangenen konventionellen Beatmung überschreiten muss. Häufig erhöht ein Abfall des mittleren Atemwegsdrucks das Herzzeitvolumen und verbessert den Zustand des Patienten erheblich. Die Überwachung des zentralen Venendrucks ist von Vorteil.

Wenn die PPHN im Gegensatz dazu sekundär zu einem anderen Krankheitsprozess auftritt, muss die Behandlung auf die zugrunde liegende Pathologie ausgerichtet sein. So kann beispielsweise die Rekrutierung der zugrunde liegenden Atelektase zu einer deutlichen Verbesserung des Patientenzustands führen.

Die Begleitbehandlung mit HFOV und inhaliertem Stickmonoxid ist bei Vorliegen einer schweren PPHN häufiger erfolgreich als die Behandlung mit HFOV oder iNO allein, insbesondere bei sekundärer PPHN im Zusammenhang mit Atemnotsyndrom oder Mekoniumaspiration (26).

## 13 Komplikationen, relative Kontraindikationen und Grenzen der HFOV

### 13.1 Komplikationen und Nebenwirkungen

#### 13.1.1 Irritation

Die Einleitung der HFOV ist oft damit verbunden, dass der Patient unruhiger wird. Die Irritation kann durch passive Überdehnung der Lunge und eine übermäßige Oszillationsamplitude verstärkt werden. Die Aufrechterhaltung der ruhigen Spontanatmung während der HFOV verbessert die Oxygenierung (30). Die Spontanatmung wird durch die Anpassung der Oszillationsamplitude an die angestrebte permissive Hyperkapnie gefördert. Wenn beim Patienten Beschwerden oder Stress auftreten, sollte eine tiefere Sedierung in Betracht gezogen werden. Die Sedierung sollte reduziert werden, sobald die Hyperkapnie gelöst, die Volumenrekrutierung abgeschlossen ist und sich der Patientenzustand verbessert.

### 13.1.2 Sekret

Die Bereitstellung einer angemessenen Anfeuchtung ist unerlässlich, um sicherzustellen, dass sich Sekrete nicht ansammeln und die Atemwege blockieren. Schon geringe Mengen an Sekreten oder Schaum in den Atemwegen nach der Verabreichung von Surfactant können einen deutlichen Einfluss auf die Wirksamkeit der HFOV haben: Die Erhöhung der Atemwegsimpedanz (insbesondere des Atemwegswiderstandes) verringert signifikant das oszillatorische Tidalvolumen und damit auch den  $\text{DCO}_2$ . Wichtig ist, dass der Oszillationsdruck auch proximal zum Sekretaufbau zunimmt und lokale Traumata begünstigen kann.

### 13.1.3 Nekrotisierende Tracheobronchitis

Eine Irritation, die bis zur Nekrose des Tracheobronchialsystems fortschreitet, kann die HFOV verkomplizieren, was meist auf eine unzureichende Anfeuchtung und einen zu hohen mittleren Atemwegsdruck zurückzuführen ist. Es gibt keine Hinweise darauf, dass sich die Häufigkeit der nekrotisierenden Tracheobronchitis bei HFOV von der nach einer konventionellen Beatmung unterscheidet.

### 13.1.4 Hämodynamik

Eine erhöhte vagale Aktivität während der HFOV kann zu einer leichten Senkung der Herzfrequenz führen. Im Gegensatz dazu können hohe mittlere Atemwegsdrücke sowohl den venösen Rückfluss zum Herzen als auch das Herzzeitvolumen beeinträchtigen und zu einem erhöhten pulmonalen Gefäßwiderstand führen. Klinisch kann der Patient versuchen, den reduzierten venösen Rückfluss durch eine erhöhte Herzfrequenz zu kompensieren. Jedes dieser Probleme wird durch sorgfältige Beachtung der Optimierung des Blutvolumens und der Myokardfunktion sowie der Strategie des mittleren Atemwegsdrucks minimiert, um eine Überdehnung der Lunge und die Entwicklung einer pulmonalen Hypertonie zu vermeiden. Aufgrund des hohen intrathorakalen Drucks kann es zur Entstehung eines peripheren Ödems kommen.

### 13.1.5 Intrakranielle Blutungen

Bedenken hinsichtlich intrakranieller Blutungen während der HFOV gehen auf frühe Studien zurück, in denen die Anwendung der HFOV mit negativen neurologischen Ergebnissen verbunden war (27). Systematische Übersichtsarbeiten zu neueren HFOV-Studien belegen jedoch keine Unterschiede bei der Inzidenz intrakranieller Blutungen während der HFOV im Vergleich zur konventionellen Beatmung (13). Die Vermeidung intrakranieller Blutungen ist entscheidend abhängig von der Verwendung einer geeigneten Rekrutierung des Lungenvolumens und der Anwendung, korrekten Interpretation und Reaktion auf Veränderungen der Überwachungsvariablen: Während die Lunge beispielsweise mit HFOV rekrutiert wird, verhindert eine frühzeitige und reaktionsschnelle Anpassung der Beatmungseinstellungen wie  $\Delta P_{nr}$  oder des Tidalvolumens (volumenorientierte Modi) eine unbeabsichtigte Überblähung. Schnelle Flüsse in arteriellem Kohlendioxid, die durch Veränderungen von Atemzug zu Atemzug im Tidalvolumen im Zusammenhang mit veränderter Lungenmechanik entstehen, können zu

schnellen Veränderungen in der intrazerebralen Zirkulation führen: Diese Schwankungen können durch die Verwendung von Volumenorientierung, wie beispielsweise die Volumengarantie während der HFOV, oder durch eine sorgfältige Einstellung der Oszillationsamplitude als Reaktion auf die Veränderung des transkutanen Kohlendioxids vermieden werden, wenn die HFOV ohne Volumenorientierung betrieben wird.

### 13.1.6 Überblähung

Überblähung ist die häufigste Komplikation und Ursache für das Versagen der Oszillationsbeatmung. Sie tritt am häufigsten bei obstruktiven Lungenerkrankungen wie dem Mekoniumaspirationssyndrom und dem pulmonalen interstitiellen Emphysem auf. Um diese Komplikation zu vermeiden, ist eine sorgfältige Auswahl der Frequenz für die Art und das Stadium der zugrunde liegenden Krankheit unerlässlich.

### 13.2 Relative Kontraindikationen

Eine akute Lungenobstruktion ist die einzige relative Kontraindikation zur Anwendung der HFOV. Eine akute Obstruktion kann im Frühstadium der Mekoniumaspiration sowie bei Lungenblutungen, RSV-Bronchiolitis und bronchopulmonaler Dysplasie auftreten. Der Einsatz der HFOV bei Vorhandensein von Obstruktionen kann zu einem Barotrauma der proximalen Atemwege, einem akut unzureichenden Gasaustausch und der Verschärfung des Airtrapping führen, wenn aufgrund von Sekreten ein Kugelventileffekt vorliegt.

### 13.3 Grenzen der HFOV

Unter der Annahme, dass eine krankheits- und patientengerechte Strategie gewählt wird, hängt der Erfolg der HFOV von der Fähigkeit des Hochfrequenzbeatmungsgerätes ab, die vorgeschlagene Strategie zu erfüllen. Selbst Erwachsene können mit einem entsprechend ausgerüsteten Beatmungsgerät oszillationsbeatmet werden. Der Schlüssel zu diesem Ziel ist das Erreichen ausreichender Oszillationsvolumina bei krankheitsspezifisch optimalen Frequenzen. Die Compliance des Atemschlauchsystems hat entscheidenden Einfluss auf die Zufuhr des oszillatorischen Tidalvolumens: Zyklische Tidalvolumina, die dem Patienten zugeführt werden, werden durch ein Atemschlauchsystem mit geringer Compliance einschließlich der Verwendung einer kleinvolumigen Anfeuchterkammer erheblich erhöht. Die Lungenmechanik des Patienten beeinflusst zusätzlich die Fähigkeit des Beatmungsgerätes, ausreichende Tidalvolumina für einen effizienten Gasaustausch zuzuführen. Das gleiche Beatmungsgerät, das einen großen gesunden Patienten leicht beatmet, kann es schwierig machen, einem kleineren Patienten ein geeignetes Tidalvolumen bereitzustellen. In diesem Fall kann eine effektive Beatmung mit erhöhtem I:E (z. B. I:E = 1:1) und niedrigerer Frequenz erreicht werden.

Aktuelle und neuere Änderungen, einschließlich der Volumenorientierung und der Möglichkeit der Seufzeratmung können eine weitere Verfeinerung der Strategie ermöglichen, um die Ziele der Oxygenierung und der Beatmung zu erreichen und gleichzeitig iatrogene Komplikationen zu minimieren.



## PRAKTISCHE TIPPS

## T

### FÜR DIE OPTIMALE VORBEREITUNG:

Die Vorbereitung des Atemschlauchsystems hat bei der Hochfrequenzbeatmung einen höheren Einfluss auf die Beatmungsleistung als bei der konventionellen Beatmung. Das Atemschlauchsystem des Patienten kann wie folgt optimiert werden:

- Verwenden Sie Schlauchsysteme mit sehr steifen Schlauchwänden und minimalem Volumen, um das kompressible Gasvolumen zu reduzieren und die Compliance des Atemschlauchsystems zu minimieren:
  - Verwenden Sie ein möglichst kurzes Schlauchsystem.
  - Verwenden Sie ein Schlauchsystem mit steifer Wand (glatte Bohrung, kein Standardspiralschlauch).
  
- Bereiten Sie die Anfeuchterkammer wie folgt vor, um das kompressible Volumen so gering wie möglich zu halten:
  - Verwenden Sie eine kleine Anfeuchterkammer, um das Kammervolumen zu minimieren. Die Kammer ist bis zum maximalen Füllstand mit Wasser zu füllen, da Flüssigkeiten nicht kompressibel sind.
  - Vermeiden Sie die Verwendung von Inkubatorverlängerungen, da diese die Compliance der Schläuche und das kompressible Volumen erhöhen. Wenn die Inkubatortemperatur hoch ist und Verlängerungen erforderlich sind, wählen Sie die kürzeste Verlängerung mit steifer Wand.
  
- Verwenden Sie nach Möglichkeit beheizte Schlauchsysteme:
  - Verwenden Sie keine oder eine kleinvolumige Wasserfalle, um das kompressible Volumen zu reduzieren.
  
- Vermeiden Sie Kondensation im Atemschlauchsystem, um den Widerstand für den Luftstrom zu minimieren:
  - Vermeiden Sie Temperaturabfälle im Patientensystem durch Klimatisierung oder Luftzug.
  - Vermeiden Sie Verengungen des Lumens durch Knicke oder Adapter.

## 14 Versagen der HFOV

In den meisten Fällen verbessert HFOV die kritischen Atemwegserkrankungen zumindest vorübergehend. Ein Versagen ist oft Folge einer ungeeigneten Strategie, die die Erkrankung des Patienten, die Kapazitäten des Beatmungsgeräts oder die Wechselwirkungen zwischen beiden nicht vollständig berücksichtigt. Eine ungeeignete HFOV-Strategie kann zu einer schnellen Verschlechterung des Zustands des Patienten führen. Patienten mit homogenen Lungenerkrankungen sprechen häufiger (70–87 %) auf HFOV an als bei inhomogenen Krankheiten (50–79 %), Airleaks (63–80 %), PPHN (39–69 %) oder CDH (22–27 %) (21). Die frühzeitige Erkennung eines HFOV-Versagens (anhaltend hohe  $\text{FiO}_2$ , Oxygenierungsindex,  $\text{PaCO}_2$  oder mittlerer Atemwegsdruck und/oder niedriges A/a-Verhältnis) ermöglicht die sofortige Einleitung alternativer Therapien (z. B. Hochfrequenz-Jet-Beatmung bei inhomogener Lungenerkrankung) und gegebenenfalls die Verlegung in ein medizinisches Zentrum, das extrakorporale Membranoxygenierung anbietet. In einer Studie wurde sechs Stunden nach Beginn der HFOV ein A/a-Verhältnis (Alveolen-Arterien-Verhältnis) von  $< 0,08$  ermittelt, das das HFOV-Versagen und die Notwendigkeit einer ECMO bei Neugeborenen am besten vorhersagte (31). Bei jedem Patienten mit einem Anstieg des  $\text{PaCO}_2$  und/oder Oxygenierungsindex 2–6 Stunden nach Beginn der HFOV, der nicht auf ein unmittelbares mechanisches Problem zurückzuführen ist (z. B. blockierter Tubus), besteht das Risiko eines HFOV-Versagens.

## 15 Die zukünftige Weiterentwicklung der HFOV

Die HFOV wird kontinuierlich weiterentwickelt, obwohl sie seit über 30 Jahren im klinischen Einsatz ist. Die Einführung der Volumenorientierung lässt weitere Änderungen erwarten, wie die gezielte  $\text{DCO}_2$ -Beatmung, die nicht nur das automatisierte Weaning erleichtert, sondern auch Unsicherheiten bezüglich geeigneter Veränderungen der Oszillationsamplitude mit Frequenzänderungen bei fortschreitender Krankheitsentwicklung ausräumt. Künftige Forschungsarbeiten werden sich auf eine wirksamere, lungenprotektive Beatmung bei inhomogenen Lungenerkrankungen konzentrieren, bei denen der Einsatz einer Mehrfrequenzbeatmung besonders effektiv sein kann. Auch Arbeiten zur Interaktion zwischen Patient und Beatmungsgerät, einschließlich der Einbeziehung des Bedarfsflusses, werden die HFOV-Behandlung von Patienten ohne die Komplikationen ermöglichen, die mit einer tiefen Sedierung mit/ohne Relaxierung verbunden sind. Dies kann die Zeit für Genesung und Beatmungsentwöhnung potenziell deutlich verkürzen. Angesichts der Bedeutung einer effektiven Überwachung (und ihrer angemessenen Interpretation) für eine optimale HFOV-Strategie ist mit weiteren Entwicklungen in den Technologien am Krankenbett zu rechnen, wie z. B. Plethysmographie der Atemwege, elektrische Impedanztomographie und Oszillationsmechanik, die die Identifizierung optimaler Lungendistensionsvolumina und die Früherkennung von Nebenwirkungen wie Pneumothorax erleichtern.

## 16 Zusammenfassung

Die HFOV ist eine Beatmungsmethode, die seit über dreißig Jahren im klinischen Einsatz ist. In vielen Zentren ist sie heute ein etablierter alternativer Ansatz erster Intention zur Beatmung bei Atemwegserkrankungen, die mit nicht-invasiven Therapien unzureichend behandelt werden können. Die HFOV wird auch als Alternative zur konventionellen Beatmung eingesetzt, wenn diese versagt. Die HFOV wird häufig eingesetzt, um Krankheiten wie das Atemnotsyndrom, Pneumonie, Mekoniumaspirationssyndrom, persistierende pulmonale Hypertonie des Neugeborenen und Lungenhypoplasie erfolgreicher und schonender zu behandeln als durch Beatmung mit konventionelleren Atemfrequenzen. Im Vergleich zur konventionellen Beatmung sind die größten Vorteile der korrekt angewandten HFOV in dieser Hinsicht eine verbesserte Oxygenierung und Beatmung mit reduziertem Risiko für Barotrauma und Volutrauma.

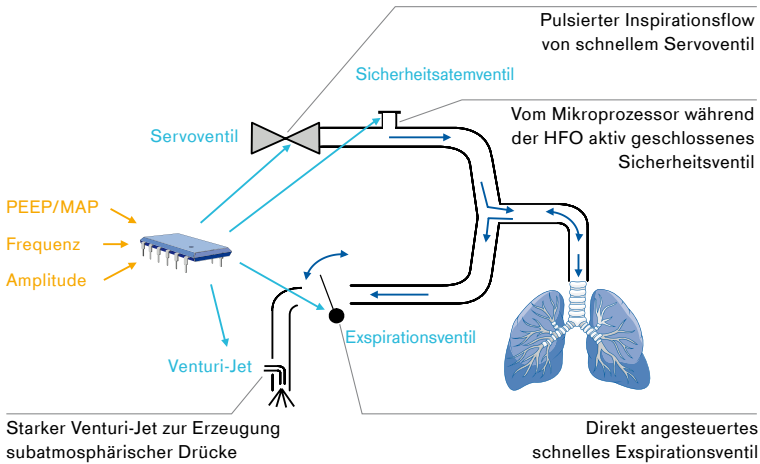
Ein gründliches Verständnis des verwendeten Gerätes und der Komplexität der Wechselwirkungen zwischen Beatmungsgerät und Patient – insbesondere der Auswirkungen der Lungenmechanik auf die lungenprotektive Beatmung mittels HFOV – sind für die erfolgreiche klinische Anwendung derselben von entscheidender Bedeutung. Obwohl wir in dieser Hinsicht große Fortschritte gemacht haben, bleibt die Lernkurve steil: Ärzte mit unzureichendem Wissen über die HFOV und ungenügender Erfahrung in ihrer Anwendung können die Vorteile, die sie bietet, möglicherweise nicht nutzen. In der Tat bleibt das Potenzial für Schädigungen bestehen und daher ist Wachsamkeit bei der Anwendung, Überwachung und Erhaltung der HFOV und schließlich Entwöhnung des Patienten von größter Bedeutung.

# 17 Anhang

## 17.1 Hochfrequenzbeatmung mit dem Dräger Babylog VN500

Die Hochfrequenztechnologie des Babylog VN500 bietet aktive Inspiration und aktive Expiration mit einer sinusförmigen Druckkurve (bei I:E von 1:1) bei einem stabilen mittleren Atemwegsdruck. Die HFOV-Einstellungen sind Frequenz ( $f_{nt}$ ), Amplitude ( $Ampl_{nt}$ ), mittlerer Atemwegsdruck (MAP) und Inspirations-Expirations-Verhältnis (I:E). Das Babylog VN500 enthält drei wichtige Verbesserungen gegenüber seinem Vorgänger Babylog 8000 plus, um die Leistungsfähigkeit und Qualität der HFOV zu steigern:

1. Stärkerer Mechanismus zur Sicherstellung, dass der Oszillationsdruck während der Expiration negativ wird
2. Servosteuerung des Inspirationsflows
3. Möglichkeit zur volumenorientierten HFOV
4. Möglichkeit zur direkten Steuerung des I:E-Verhältnisses durch den Anwender



D-9074-2016

Abbildung 17-1: Prinzip des Babylog VN500.

Das einstellbare I:E-Verhältnis ist abhängig von der Frequenz: Ein I:E von 1:1 steht für den gesamten Frequenzbereich von 5–20 Hz zur Verfügung, während ein I:E von 1:2 im Bereich 5–15 Hz und von 1:3 im Bereich 5–10 Hz erreicht werden kann.

### EINSTELLBEREICHE

I:Ehf	Oszillationsfrequenzbereich
1:1	5 bis 20 Hz
1:2	5 bis 15 Hz
1:3	5 bis 10 Hz

Das Babylog VN500-System verwendet verschiedene Komponenten, um die HFOV-Druckkurve zu steuern: das Inspirationsventil, das Expirationsventil und den Ejektor im Expirationsventil. Alle drei Komponenten werden verwendet, um mit den vom Bediener vorgenommenen Einstellungen von Frequenz, Amplitude, mittlerem Atemwegsdruck und I:E-Verhältnis ein Drucksignal (Kurve) am Y-Stück (Atemwegsöffnung) zu erzeugen. Durch die Integration eines leistungsstarken Ejektors (Saugdüse) in das Expirationsventil kann das Babylog VN500 bei niedrigeren mittleren Atemwegsdrücken höhere Amplituden erreichen. Der Ejektor erzeugt am Expirationsventil einen subatmosphärischen Druck und entzieht dadurch dem Schlauchsystem aktiv Luft. Dieser Mechanismus ermöglicht die Erzeugung gleichmäßiger subatmosphärischer Spitzendrücke am Y-Stück, was eine schnelle Druckreduzierung zur aktiven Entleerung der Lunge des Patienten und damit die Vermeidung eines intrinsisch erhöhten endexpiratorischen Drucks (Airtrapping) gewährleistet. Wie in Kapitel 5 erläutert, erreicht dieser subatmosphärische Druck nicht das alveoläre Niveau.

Das Babylog VN500 stellt mit der HFOV einen Basisflow innerhalb des Atemkreises des Patienten zur Verfügung und erleichtert die Spontanatmung. Die Spontanatmung ist für die Verbesserung der Beatmungsverteilung während der HFOV wichtig und wird für die Aufrechterhaltung des Gasaustauschs während der Entwöhnung zunehmend bedeutsamer. Während der Inspirationsphase jedes HFOV-Zyklus wird ein zusätzlicher Flow bereitgestellt, um die eingestellte Druckamplitude zu erreichen.

Das Babylog VN500 überwacht den durchschnittlichen Inspirationsflow des Geräts, der dem Patienten-Atemschlauchsystem zugeführt wird, was eine wichtige Information für die Anwendung von Stickstoffmonoxid ist. Der Inspirationsflow des Geräts ist nicht unter allen Bedingungen stabil und hängt von der gewählten HFOV-Einstellung, dem Vorhandensein von Leckagen um den Tubus herum, dem Schlauchwiderstand und der Compliance ab. Nur dieser Messwert des Geräte-Flows zeigt den vom Beatmungsgerät dem Patienten-Schlauchsystem zugeführten Flow an und nicht den der Lunge des Patienten zugeführten Flow. Externe Flow-Quellen wurden nicht berücksichtigt.

Amplituden von 90 cmH<sub>2</sub>O sind bei Frequenzen von 5 Hz erreichbar. Wie bei anderen HFO-Ventilatoren nimmt die maximale Amplitude mit zunehmender Frequenz ab: Die erreichten absoluten Amplituden sind abhängig von der Konfiguration des Schlauchsystems und der Atemmechanik des Patienten. Bei größeren Patienten wird die Verwendung eines steifen, dedizierten HFOV-Schlauchsystems und einer kleinvolumigen Anfeuchterkammer empfohlen, um die Möglichkeiten des Babylog VN500 voll auszuschöpfen.

Der Atemwegsdruck wird von Inspirations- und Expirationsdrucksensoren unter Berücksichtigung der Inspirations- und Expirationsschlauchwiderstände gemessen. Die Inspirations- und Expirationsventile werden so gesteuert, dass der gemessene mittlere Atemwegsdruck (MAP) einem eingestellten MAP entspricht.

Im Babylog VN500 ist der mittlere Atemwegsdruck von 5 bis 50 cmH<sub>2</sub>O einstellbar.

## DRÄGER-SCHLAUCHSYSTEME

# T

Dräger bietet ein Portfolio an Schlauchsystemen, die zur Anwendung mit Dräger-Beatmungsgeräten optimiert sind. Die folgenden Atemschlauchsysteme werden für die HFOV empfohlen, wenn Höchstleistungen gefordert sind. Auch andere Schlauchsysteme können mit dem Babylog VN500 verwendet werden, jedoch kann die HFOV-Leistung vermindert sein.

- **BlueSet beheizt HFV (N) (wiederverwendbar)**
- **VentStar Helix beheizt (N) Plus (Einweg)**

### 17.1.1 Anpassung der HFOV mit dem Babylog VN500

Die Einleitung der HFOV erfolgt über das Dialogfenster **Beatmungseinstellungen**, das auf 3 verschiedene Arten geöffnet werden kann:

1. Betätigung der Schaltfläche **Beatmungseinstellungen** (A) in der Hauptmenüleiste (rechts).
2. Betätigung der Schaltfläche mit Pfeil nach oben (↑, B) in der Therapieleiste.
3. Betätigung des angezeigten Beatmungsmodus (C) in der Kopfleiste.

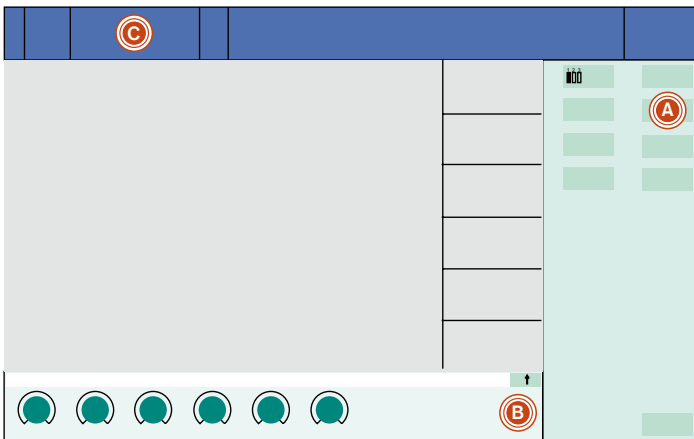


Abbildung 17-2: Optionen zum Öffnen des Dialogfensters Beatmungseinstellungen vom Hauptbildschirm aus.

Standardmäßig verfügt das Dialogfenster **Beatmungseinstellungen** über eine Reihe von Registerkarten (B), die bestimmten Beatnungsmodi fest zugeordnet sind. Werkseitig sind diese standardmäßig auf PC-CMV, PC-AC, PC-SIMV und PC-PSV eingestellt. Diese Standard-Startmodi können durch PC-HFO als Option ergänzt werden.

### BEATMUNGSEINSTELLUNGEN

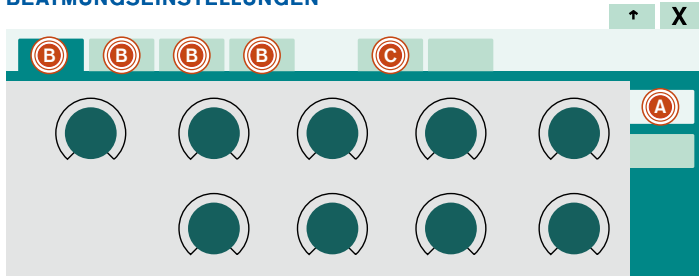


Abbildung 17-3: Dialogfenster Beatmungseinstellungen.

Alternativ kann der Benutzer auf PC-HFO zugreifen, indem er zuerst die Registerkarte **Andere Modi (D)** wählt und dann die Schaltfläche für PC-HFO aus den verfügbaren Modi (E) drückt. Durch diese Aktion wird die Registerkarte D gelb. Der Benutzer muss die Änderung der Beatnungsmodalität auf PC-HFO mit dem Drehknopf bestätigen. Nach der Bestätigung wird PC-HFO unter der Registerkarte (C) angezeigt und ist der aktive Beatnungsmodus.

### BEATMUNGSEINSTELLUNGEN



Abbildung 17-4: PC-HFV wird im Fenster Andere Modi aktiviert

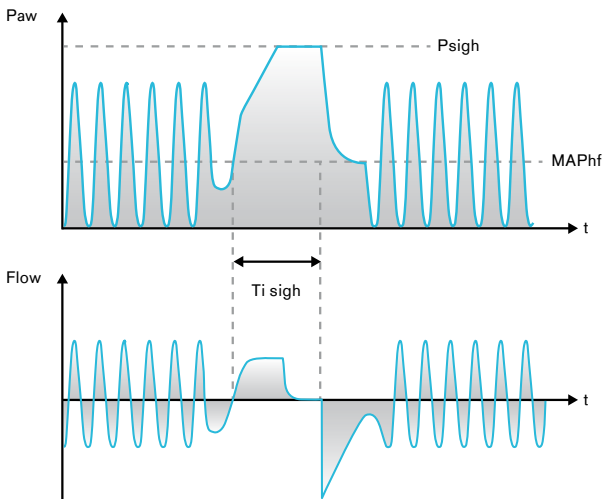
Weitere Optionen für PC-HFO werden durch Drücken der Registerkarte für zusätzliche Einstellungen (G) aufgerufen. Diese Optionen beinhalten die Aktivierung und Parametereinstellung für PC-HFO mit Volumengarantie (VG) und PC-HFO mit Seufzer. Ein Seufzer in der Hochfrequenzoszillation ist ein konventioneller Zwischenzyklus.

### PC-HFO-Volumengarantie

Während der PC-HFO mit Volumengarantie bestimmt das Babylog VN500 automatisch die Oszillationsamplitude, die zum Erreichen des eingestellten oszillatorischen Tidalvolumens  $VT_{hf}$  erforderlich ist. Die Therapieeinstellung  $Ampl_{hf}$  ist bei eingeschalteter Volumengarantie inaktiv. Wenn  $VT_{hf}$  nicht erreicht werden kann, wird eine Alarmmeldung wegen niedrigem Tidalvolumen erzeugt.

### PC-HFO-Seufzer

Seufzer sind ein normaler physiologischer Schutzmechanismus für die Lungenvolumen-Homöostase. Wenn keine Airleaks bestehen, kann die Aufnahme eines Seufzers in die HFOV die kurzfristige erneute Rekrutierung der Lunge nach dem Absaugen erleichtern oder als gelegentlicher Seufzer helfen, das Lungenvolumen zu erhalten und Atelektasen zu verhindern. Die Frequenz des Seufzers wird durch Änderung von **Fseufz** eingestellt. **Pseufz** ist der Druck, der während des resultierenden konventionellen druckkontrollierten Atemzugs ausgeübt wird und der für eine vom Bediener eingestellte Dauer (**Tiseufz**) aufrechterhalten wird. Die Anstiegszeit und die Anstiegsform des Seufzeratemzugs werden durch **Rampe** oder **Insp Flow** entsprechend der Einstellung an der Ventilator-Schnittstelle bestimmt. Seufzer können auch jederzeit manuell ausgelöst werden mit der Funktion **Man. Insp/hold**. Bei manuell ausgelösten Seufzern wird die Dauer des Seufzers davon bestimmt, wie lange der Bediener die Schaltfläche **Man. Insp/hold** weiterhin gedrückt hält.



D-8072-2016

Abbildung 17-5: Parameter des Beatmungsgeräts für Seufzeratemzüge während HFO.



## 17.2 Klinischer Fallbericht – Vorteile der HFOV mit Volumengarantie

Mutter ( $G_6P_0$ ) wurde mit geplatzter Fruchtblase 6 Tage vor der Geburt vorstellig. Wehen eingeleitet aufgrund einer austretenden übelriechenden Flüssigkeit, aufgrund derer Antibiotika angeraten schienen. Mutter erhielt daraufhin antenatal Steroide und Antibiotika 8,5 Stunden vor der Geburt.

Weibliches Frühgeborenes vaginal entbunden nach 22 Wochen und 5 Tagen Schwangerschaft mit einem Geburtsgewicht von 430 g und einem Kopfumfang von 19 cm. Apgar-Score war 5 nach 1 min, 6 nach 5 min und 6 nach 10 min. Elektiv intubiert mit einem 2,5 mm Trachealtubus und innerhalb der ersten 10 Minuten Gabe von Surfactant (200 mg/kg Curosurf<sup>TM</sup>, Chiesi Farmaceutici).

Beatmung begonnen im Kreissaal mit inspiratorischem Spitzendruck (PIP) von 25 cmH<sub>2</sub>O, positivem endexpiratorischen Druck (PEEP) von 6 cmH<sub>2</sub>O und einer inspiratorischen O<sub>2</sub>-Konzentration (FiO<sub>2</sub>) von 0,4. Die Beatmung wurde während der Reanimation auf 32/6 mit einer FiO<sub>2</sub> von 1,0 erhöht, bis Säugling begann, eine Besserung zu zeigen, und FiO<sub>2</sub> reduziert werden konnte.

Das anfängliche arterielle Blutgas nach 30 Minuten Lebensdauer spiegelte die erheblichen Schwierigkeiten mit Beatmung und Gasaustausch wider: pH 6,9, PaCO<sub>2</sub> 95 mmHg, PO<sub>2</sub> 78 mmHg, BE -9,7 mmol/l, Laktat 8,3 mmol/l. Das arterielle Blutgas verbesserte sich in den folgenden 75 Minuten, auch wenn eine mittelschwere gemischte respiratorische/metabolische Azidose im Alter von 2 Stunden anhielt: pH 7,13, PaCO<sub>2</sub> 66,5 mmHg, PaO<sub>2</sub> 47,6 mmHg, BE - 6,4 mmol/l bei einer FiO<sub>2</sub> von 0,9 und einem mittleren Atemwegsdruck von 13 cmH<sub>2</sub>O (Oxygenierungsindex [OI] = 24,6).

Eine Röntgenaufnahme 2 Stunden nach Geburt deutete auf ein frühes pulmonales interstitielles Emphysem hin. Die Volumengarantie wurde abgeschaltet, da selbst das minimale Tidalvolumen von 2 ml für dieses 440 g schwere Frühgeborene zu hoch war. Im Alter von 4 Stunden betrug der mittlere Atemwegsdruck 10 cmH<sub>2</sub>O, PIP 26 cmH<sub>2</sub>O und PEEP 6 cmH<sub>2</sub>O. Der behandelnde Arzt konsultierte einen Kollegen, der mit dem Einsatz des Babylog VN500 vertraut war: Es wurde beschlossen, die HFOV mit gleichzeitiger Volumengarantie zu beginnen, um weitere Lungenschäden des Säuglings durch übermäßigen Beatmungsdruck zu minimieren.

Da der behandelnde Arzt hinsichtlich einer frühen Entwicklung von PIE besorgt war, wurde die HFOV mit einer Frequenz von 5 Hz, einem I:E-Verhältnis von 1:2 und einer Amplitude von 20 cmH<sub>2</sub>O begonnen und angepasst, um angemessene Brustvibrationen zu erhalten. Das gemessene Tidalvolumen betrug 1,3 ml (3 ml/kg = untere Grenze des empfohlenen VT bei 5 Hz – siehe Abschnitt 12). Die HFOV wurde mit einem mittleren Atemwegsdruck von 10 cmH<sub>2</sub>O (ungefähr gleich dem mittleren Atemwegsdruck bei konventioneller Beatmung) begonnen, um eine weitere Progression des PIE zu vermeiden.

Aufgrund der extremen Frühgeburt und der empfindlichen Haut des Säuglings wurde auf eine transkutane Blutgasüberwachung verzichtet. Eine Blutgasuntersuchung 5 min nach Beginn der HFOV zeigte: pH 7,31, PaCO<sub>2</sub> 40 mmHg, PaO<sub>2</sub> 72,7, BE - 5,6 mmol/l. FiO<sub>2</sub> war bei einem MAP von 10 cmH<sub>2</sub>O auf 0,3 abgesunken (OI = 3).

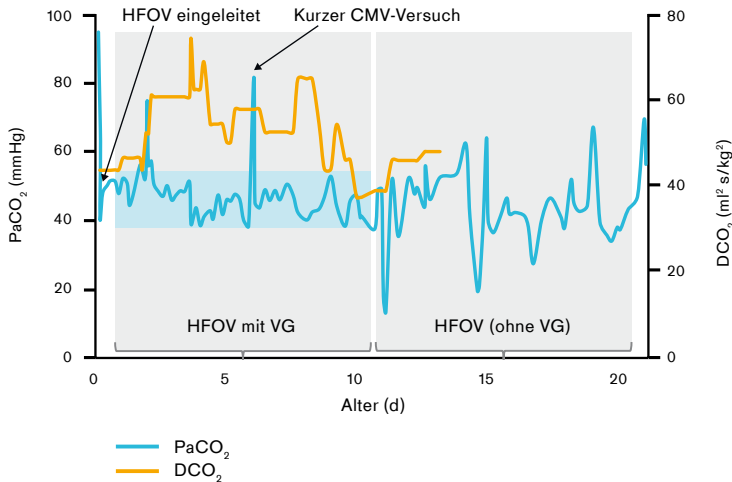
In Ermangelung einer transkutanen Überwachung und zur Vermeidung übermäßiger Blutentnahmen wurde HFOV um die Volumengarantie erweitert. Für das initiale  $VT_{\text{HF}}$  wurde das gemessene  $VT_{\text{HF}}$  von 1,3 ml eingestellt und  $Ampl_{\text{HFmax}}$  wurde auf 22 cmH<sub>2</sub>O eingestellt.  $FiO_2$  reduzierte sich auf 0,21. Die Amplitude wurde automatisch auf 15 cmH<sub>2</sub>O entwöhnt. Eine Wiederholung der Blutgasanalyse 15 Minuten später zeigte, dass diese Einstellungen stabile Blutgase aufrechterhielten: pH 7,3, PaCO<sub>2</sub> 41,5 mmHg, PaO<sub>2</sub> 57, BE-5,3. Eine weitere wiederholte Blutgasuntersuchung zwei Stunden später zeigte, dass PaCO<sub>2</sub> stabil blieb. Angesichts der Tatsache, dass das DCO<sub>2</sub>-Ziel angemessen war, wurden die Intervalle zwischen den Blutgasproben zuversichtlich verlängert.

Eine wiederholte Thoraxröntgenaufnahme an Tag 2 deutete auf eine Besserung des PIE hin. Die Frequenz wurde allmählich auf 9 Hz erhöht und bis Tag 4 weiter auf 13 Hz. Mit jedem Frequenzanstieg wurde das eingestellte VT verringert, um einen stabilen DCO<sub>2</sub> zu erhalten, der bei einer Frequenz von 13 Hz 0,9 ml (2 ml/kg) erreichte. Niedrig dosiertes inhaliertes Stickstoffmonoxid (<5 ppm) wurde vom behandelnden Arzt am vierten Tag begonnen, als der OI von 4,7 wieder auf 8,4 gestiegen war, und für 5 Tage gegeben.

Trotz einer Episode einer Koagulase-negativen Sepsis blieb der Beatmungsverlauf in den folgenden 10 Tagen relativ stabil, wobei die HFOV mit Volumengarantie bis zu Tag 13 aufrechterhalten wurde, und das geliehene Babylog VN500 Beatmungsgerät zurückgegeben wurde. Der Säugling wurde wieder auf konventionelle Beatmung umgestellt, der Zustand verschlechterte sich jedoch klinisch mit zunehmender  $FiO_2$ . Nach 36 Stunden wurde die HFOV mit einem anderen Oszillator wieder aufgenommen, ohne die Möglichkeit der Tidalvolumenüberwachung oder der volumenorientierten HFOV. Mit der Erhöhung von  $FiO_2$  auf 1,0 und dem Nichtansprechen auf die Volumenrekutierung wurde das inhalative Stickoxid erneut begonnen (10 ppm) und ein modifizierter Dexamethason-Zyklus begonnen (kumulative Gesamtdosis 1,2 mg/kg über 3 Wochen). Das Ansprechen auf die Intensivierung der Behandlung war mäßig schnell. Oszillationsamplitude,  $FiO_2$ , MAP und iNO wurden über einen Zeitraum von 12 Tagen entwöhnt und das Kind wurde im Alter von 5 Wochen nach der Geburt von HFOV auf nasale CPAP umgestellt, bei einem postmenstruellen Alter von 27<sup>4</sup> Wochen. Die nasale CPAP wurde bei 35<sup>5</sup> Wochen postmenstruellem Alter beendet, jegliche Sauerstoffunterstützung endete mit 42 Wochen postmenstruellem Alter und Entlassung mit 5 Monaten (44 Wochen postmenstruelles Alter).

Interessant ist Abbildung 17-6, die die Veränderungen des PaCO<sub>2</sub> des Mädchens in den ersten 3 Wochen ihrer Krankheit zeigt. Die Stabilität des PaCO<sub>2</sub> während der HFOV mit Volumengarantie ist deutlich erkennbar. Die beiden Abweichungen vom Status quo stellen kurze Episoden dar, als sie kurzzeitig in die konventionelle Beatmung zurückgeführt wurde. Die erhöhte Fluktuation des PaCO<sub>2</sub> nach 2 Wochen entspricht dem Zeitraum, in dem sie die HFOV ohne Volumenorientierung und Überwachung erhielt. Schnelle Flüsse im arteriellen Partialdruck von Kohlendioxid können zu unerwünschten schnellen Veränderungen der intrazerebralen Zirkulation führen, die mit Hilfe der Volumengarantie verhindert werden können. Diese Grafik veranschaulicht deutlich den

Nutzen der Volumenorientierung für die Stabilität von  $\text{PaCO}_2$  während der HFOV, die besonders bei diesem Säugling mit extrem niedrigem Schwangerschaftsalter von Vorteil war.



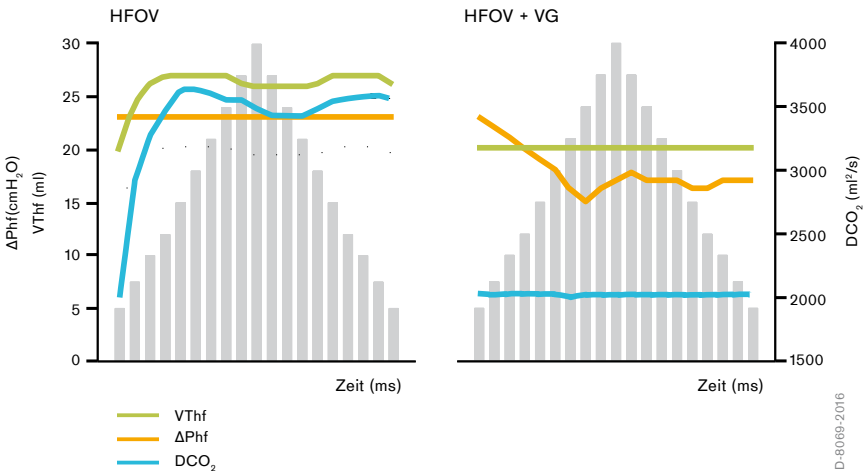
D-8071-2016

**Abbildung 17-6: Stabilität von  $\text{PaCO}_2$  und erforderlicher  $\text{DCO}_2$ .** Blaue Linie:  $\text{PaCO}_2$ , orangefarbene Linie:  $\text{DCO}_2$ . Zu beachten ist die erhöhte Variabilität (mit einigen extremen Werten) nach Änderung des Beatmungsgeräts und Beendigung der HFOV mit Volumengarantie (VG). Der  $\text{DCO}_2$  wird auf das Quadrat des Körpergewichts ( $\text{kg}^2$ ) korrigiert. Der durchschnittliche  $\text{DCO}_2$  im Zeitraum der Volumengarantie betrug  $51,6 \text{ ml}^2\text{s}/\text{kg}^2$ . Nach Abschaltung der Volumengarantie wurde kein  $\text{DCO}_2$  aufgezeichnet.

Der weitere Verlauf dieser extrem frühen Frühgeborenen, die 96 % ihrer Beatmung mit HFOV erhielten, ist bemerkenswert. Ihre ersten cranialen Ultraschalluntersuchungen waren alle unauffällig, mit nur geringfügigen Veränderungen einer kalzifizierenden Vaskulopathie innerhalb ihrer Basalganglien im postmenstruellen Alter von 415 Wochen. Sie hatte eine leichte Retinopathie (max. Grad I, nicht plus), die sich spontan zurückbildete. Im Alter von 3 Jahren zählte sie nur 8 Wiederaufnahmen in das Krankenhaus und insgesamt 16 Tage im Krankenhaus nach der ersten Entlassung. Die Mehrheit ihrer erneuten Krankenhausaufenthalte erfolgte wegen Bronchiolitis und Infektionen der unteren Atemwege und sie dienten in erster Linie der Sauerstoffversorgung über Nacht während der akuten Krankheitsphase. Als aktuelle Therapie erhält sie inhaliertes Steroid und intermittierendes Salbutamol. Zwischen diesen Episoden zeigt sie keine Atemwegssymptome. Wachstumszentile sind Gewicht (26. Zentil), Größe (12. Zentil) und Kopfumfang (3. Zentil). Ihre Entwicklungsbeurteilung nach 3 Jahren anhand der Griffiths Mental Developmental Scale – Extended Revised ergab einen General Quotient von 101. Ihre Hauptprobleme waren Ablenkbarkeit und etwas Verzögerung bei der Vokalisierung, obwohl sie in kurzen Sätzen sprach.

### 17.3 Beispiel: DCO<sub>2</sub> während Lungenvolumenrekrutierung mit/ohne Volumengarantie

Eine kollabierte, plastifizierte, erwachsene Schweinelunge (Nasco, Fort Atkinson, WI) wurde intubiert (8,0 mm mit einem Trachealtubus mit Cuff) und im HFO-Modus mit dem Babylog VN500 verbunden. Erste Beatmungseinstellungen waren Frequenz von 5 Hz, mittlerer Atemwegsdruck (5 cmH<sub>2</sub>O) und I:E-Amplitude 1:1. Die Lunge wurde durch schrittweise Steigerung bzw. Absenkung des mittleren Atemwegsdrucks mit Druckänderungen im Abstand von jeweils 2 Minuten erst rekrutiert, dann derekrutiert. Die Rekrutierung erfolgte zunächst unter Verwendung der Volumengarantie bei konstantem Tidalvolumen (20 ml) und einer maximalen Druckamplitude von 30 cmH<sub>2</sub>O, dann wiederholt mit konstanter Amplitude (23 cmH<sub>2</sub>O = initiales VT<sub>HF</sub> von 20 ml) ohne Volumengarantie. Abbildung 17-7 zeigt die aufgezeichneten Tidalvolumina, die am Beatmungsgerät angezeigte Druckamplitude und den für jede Stufenänderung des mittleren Atemwegsdrucks aufgezeichneten DCO<sub>2</sub>. Die Rekrutierung bei konstanter oszillatorischer Druckamplitude ( $\Delta Phf$ ) führt zu erheblichen Schwankungen des Tidalvolumens und damit auch des DCO<sub>2</sub>. Klinisch können der PaCO<sub>2</sub> und die zerebrale Durchblutung ebenfalls erheblich schwanken, es sei denn, der Arzt bleibt am Patientenbett, um die Oszillationsamplitude in Reaktion auf Veränderungen in der Lungenmechanik ständig anzupassen. Im Gegensatz dazu bleiben bei Verwendung von HFO in einem Volumengarantiemodus sowohl das Tidalvolumen als auch der DCO<sub>2</sub> konstant, und die Oszillationsamplitude wird automatisch an Veränderungen in der Lungenmechanik angepasst. In dieser Situation hat der Patient einen stabileren PaCO<sub>2</sub> und der Arzt kann sich auf andere Anforderungen konzentrieren. Die korrekte



D-50689-2016

**Abbildung 17-7: Änderungen von DCO<sub>2</sub>, Druckamplitude und Tidalvolumen während der Lungenvolumenrekrutierung.** Die Grafiken zeigen die Rekrutierung mit HFOV ohne (links) und dann mit (rechts) Volumengarantie. Die orangefarbene Linie ist die Druckamplitude. Die grüne Linie ist das Tidalvolumen. Die blaue Linie ist der DCO<sub>2</sub>.

Einstellung von  $\text{Ampl}_{\text{hfmax}}$  ist jedoch unentbehrlich für die sichere Anwendung der Volumengarantie.  $\text{Ampl}_{\text{hfmax}}$  löst bei zu niedrigem Tidalvolumen einen Alarm aus, und deshalb sollte der Arzt  $\text{Ampl}_{\text{hfmax}}$  so einstellen, dass der Wert die Höhe der Änderung der Oszillationsamplitude widerspiegelt, bis zu der eine automatische Geräteanpassung ohne Benachrichtigung über eine Änderung des Zustands des Patienten akzeptabel ist. Ein Puffer von  $5 \text{ cmH}_2\text{O}$  für  $\text{Ampl}_{\text{hfmax}}$  über dem durchschnittlichen  $\Delta\text{Phf}$  ist sinnvoll. Ebenso wichtig ist, dass der  $\text{Ampl}_{\text{hfmax}}$ -Wert in dem Maße verringert wird, wie sich der Zustand des Patienten verbessert, so dass eine Verschlechterung des Zustands frühzeitig erkannt wird.

#### 17.4 Abkürzungen

AC	Assist Control
$\text{Ampl}_{\text{hfmax}}$	Maximale Oszillationsamplitude
BPD	Bronchopulmonale Dysplasie
C	Compliance
$C_{\text{dyn}}$	Dynamische Compliance
CgDH	Angeborene Zwerchfellhernie
CLD	Chronische Lungenerkrankung
CPAP	Continuous Positive Airway Pressure
CV	Konventionelle Beatmung
$\text{DCO}_2$	Gastransportkoeffizient
Delta P	Inspiratorischer Spitzendruck minus PEEP
E	Elastance
ECMO	Extrakorporale Membranoxygenierung
$f$	Frequenz
$f_0$	Resonanzfrequenz
$f_c$	Eckfrequenz
$\text{FiO}_2$	Inspiratorische $\text{O}_2$ -Konzentration
FRC	Funktionelle Residualkapazität
HFV	Hochfrequenzbeatmung
HFJV	Hochfrequenz-Jet-Beatmung
HFO	Hochfrequenz-Oszillation
HFOV	Hochfrequenz-Oszillationsbeatmung
HMD	Hyaline Membranenerkrankung
Hz	Hertz: Einheit der Frequenz (Zyklen/Sekunde)
I	Inertance
ICH	Intrakranielle Blutung
I:E	Inspirations-Expirations-Verhältnis

IMV	Intermittierende mandatorische Beatmung
IPPV	Intermittierende Überdruckbeatmung
Kg	Kilogramm
MAP	Mittlerer Atemwegsdruck
MV	Minutenvolumen
PaO <sub>2</sub>	Sauerstoffpartialdruck im arteriellen Blut
PaCO <sub>2</sub>	Kohlendioxidpartialdruck im arteriellen Blut
PO <sub>2</sub>	Sauerstoffpartialdruck
PCO <sub>2</sub>	Kohlendioxidpartialdruck
Paw	Atemwegsdruck
PEEP	Positiver endexpiratorischer Druck
PIE	Pulmonales interstitielles Emphysem
PIP	Inspiratorischer Spitzendruck
PPHN	Persistierende pulmonale Hypertonie des Neugeborenen
PVL	Periventrikuläre Leukomalazie
R	Resistance
RDS	Atemnotsyndrom
RSV	Respiratory Syncytical Virus
SIMV	Synchronisierte intermittierende mandatorische Beatmung
SIPPV	Synchronisierte intermittierende Überdruckbeatmung
SpO <sub>2</sub>	Periphere Oxyhämoglobinsättigung
τ	Zeitkonstante
Te	Expirationszeit
Ti	Inspirationszeit
TLC	Gesamtlungenkapazität
ET	Trachealtubus
Ḃ	Oszillationsstrom
V <sub>t</sub>	Tidalvolumen
VT <sub>hf</sub>	Tidalvolumen bei Hochfrequenz

## 18 Literaturangaben

1. Harcourt ER, John J, Dargaville PA, Zannin E, Davis PG, Tingay DG. Pressure and flow waveform characteristics of eight high-frequency oscillators. *Pediatr Crit Care Med*. 2014;15(5):e234-40.
2. Pillow JJ, Wilkinson MH, Neil HL, Ramsden CA. In vitro performance characteristics of high-frequency oscillatory ventilators. *Am J Respir Crit Care Med*. 2001;164(6):1019-24.
3. Pillow JJ. High-frequency oscillatory ventilation: mechanisms of gas exchange and lung mechanics. *Critical care medicine*. 2005;33(3 Suppl):S135-41.
4. Henderson Y, Chillingworth FD, Whitney JL. The respiratory dead space. *Am J Physiol* 1915;38:1-19.
5. Taylor G. The dispersion of matter in turbulent flow through a pipe. *Proc R Soc London*. 1954;223:446.
6. Allen JL, Fredberg JJ, Keefe DH, Frantz ID, 3<sup>rd</sup>. Alveolar pressure magnitude and asynchrony during high-frequency oscillations of excised rabbit lungs. *Am Rev Respir Dis*. 1985;132(2):343-9.
7. Slutsky AS, Brown R. Cardiogenic oscillations: a potential mechanism enhancing oxygenation during apneic respiration. *Med Hypotheses*. 1982;8(4):393-400.
8. Fredberg JJ. Augmented diffusion in the airways can support pulmonary gas exchange. *J Appl Physiol*. 1980;49(2):232-8.
9. Slutsky AS, Kamm RD, Rossing TH, Loring SH, Lehr J, Shapiro AH, et al. Effects of frequency, tidal volume, and lung volume on CO<sub>2</sub> elimination in dogs by high frequency (2-30 Hz), low tidal volume ventilation. *J Clin Invest*. 1981;68(6):1475-84.
10. Rossing TH, Slutsky AS, Lehr JL, Drinker PA, Kamm R, Drazen JM. Tidal volume and frequency dependence of carbon dioxide elimination by high-frequency ventilation. *N Engl J Med*. 1981;305(23):1375-9.
11. Dorkin HL, Stark AR, Werthammer JW, Strieder DJ, Fredberg JJ, Frantz ID, 3<sup>rd</sup>. Respiratory system impedance from 4 to 40 Hz in paralyzed intubated infants with respiratory disease. *J Clin Invest*. 1983;72(3):903-10.
12. Pillow JJ, Neil H, Wilkinson MH, Ramsden CA. Effect of I/E ratio on mean alveolar pressure during high-frequency oscillatory ventilation. *J Appl Physiol*. 1999;87(1):407-14.
13. Cools F, Offringa M, Askie LM. Elective high frequency oscillatory ventilation versus conventional ventilation for acute pulmonary dysfunction in preterm infants. *Cochrane Database Syst Rev*. 2015;3:CD000104.
14. Pillow JJ, Sly PD, Hantos Z, Bates JH. Dependence of intrapulmonary pressure amplitudes on respiratory mechanics during high-frequency oscillatory ventilation in preterm lambs. *Pediatr Res*. 2002;52(4):538-44.

15. Venegas JG, Fredberg JJ. Understanding the pressure cost of ventilation: why does high-frequency ventilation work? *Critical care medicine*. 1994;22(9 Suppl): S49-57.
16. De Jaegere A, van Veenendaal MB, Michiels A, van Kaam AH. Lung recruitment using oxygenation during open lung high-frequency ventilation in preterm infants. *Am J Respir Crit Care Med*. 2006;174(6):639-45.
17. Miedema M, de Jonge F, Frerichs I, van Veenendaal MB, Van Kaam AH. The effect of airway pressure and oscillation amplitude on ventilation in preterm infants. *The European respiratory journal*. 2012; Angenommem im Dezember 2011.
18. Cools F, Askie L, Offringa M, PreVILIG C. Individual patient data meta-analysis: novel approach to interpreting HFOV trials in preterm infants. PAS Meeting; 2.-5. Mai; Baltimore, MD2009. p. 2849.490.
19. Chen DM, Wu LQ, Wang RQ. Efficiency of high-frequency oscillatory ventilation combined with pulmonary surfactant in the treatment of neonatal meconium aspiration syndrome. *Int J Clin Exp Med*. 2015;8(8):14490-6.
20. Cheung PY, Prasertsom W. High-frequency oscillatory ventilation as rescue therapy in sick preterm neonates ( $\leq 1250$  g): outcome and its prediction. *Pediatr*. 1996;97(3):437-8.
21. Randomized study of high-frequency oscillatory ventilation in infants with severe respiratory distress syndrome. HiFO Study Group. *J Pediatr*. 1993;122(4):609-19.
22. Kaczka DW, Herrmann J, Zonneveld CE, Tingay DG, Lavizzari A, Noble PB, et al. Multifrequency Oscillatory Ventilation in the Premature Lung: Effects on Gas Exchange, Mechanics, and Ventilation Distribution. *Anesthesiology*. 2015;123(6):1394-403.
23. Tsuzaki K, Hales CA, Strieder DJ, Venegas JG. Regional lung mechanics and gas transport in lungs with inhomogeneous compliance. *J Appl Physiol*. 1993;75(1):206-16.
24. Bauer K, Brucker CH, Simbruner G, Rudiger M. The role of ventilation frequency in airway reopening. In: Vander Sloten J, Verdonck P, Nyssen M, Hauelsen J, editors. *IFMBE Proceedings*. Berlin: Springer-Verlag; 2009. p. 2040-4.
25. Squires KA, De Paoli AG, Williams C, Dargaville PA. High-frequency oscillatory ventilation with low oscillatory frequency in pulmonary interstitial emphysema. *Neonatology*. 2013;104(4):243-9.
26. Kinsella JP, Truog WE, Walsh WF, Goldberg RN, Bancalari E, Mayock DE, et al. Randomized, multicenter trial of inhaled nitric oxide and high-frequency oscillatory ventilation in severe, persistent pulmonary hypertension of the newborn. *J Pediatr*. 1997;131(1 Pt 1):55-62.
27. High-frequency oscillatory ventilation compared with conventional mechanical ventilation in the treatment of respiratory failure in preterm infants. The HIFI Study Group. *N Engl J Med*. 1989;320(2):88-93.



28. Lunkenheimer, P., W. Rafflenbeul, H. Keller, I. Frank, H. Dickhut, and C. Fuhrmann. Application of transtracheal pressure-oscillations as a modification of "diffusing respiration". *Br J Anaesth.* 1972;44:627.
29. Van Genderingen HR, van Vught AJ, Duval EL, Markhorst DG, Jansen JR. Attenuation of pressure swings along the endotracheal tube is indicative of optimal distending pressure during high-frequency oscillatory ventilation in a model of acute lung injury. *Pediatr Pulmonol.* 2002 Jun;33(6):429-36.
30. Van Heerde M, Roubik K, Kopelent V, Kneyber MC, Markhorst DG. Spontaneous breathing during high-frequency oscillatory ventilation improves regional lung characteristics in experimental lung injury. *Acta Anaesthesiol Scand.* 2010 Nov;54(10):1248-56.
31. Paranka MS, Clark RH, Yoder BA, Null DM Jr. Predictors of failure of high-frequency oscillatory ventilation in term infants with severe respiratory failure. *Pediatrics.* 1995;95(3):400-4.

## Index

<b>A</b>	
Airleak	53, 58, 64
Airtrapping	52, 61
Amplitude	14, 15, 24, 31
Atelektase	40
Atemschlauchsystem	57, 62
Atemwegsdruck	46, 53, 54
<b>B</b>	
Barotrauma	19, 21, 22, 24, 27, 45, 46, 49, 51, 56, 59
BPD	33
Bronchopulmonale Dysplasie	46, 50, 52, 56
<b>C</b>	
CO <sub>2</sub> -Elimination	15, 18, 46, 71
Compliance	56
CPAP	39, 66
<b>D</b>	
DCO <sub>2</sub>	17, 18, 39, 42, 43, 45, 47, 48, 55, 58, 66, 67, 68
Dispersion	11
<b>E</b>	
Eckfrequenz	25, 27, 28, 46, 51, 53
ECMO	7, 49, 58
<b>F</b>	
FiO <sub>2</sub>	44, 51, 58, 65, 66
Flow	11, 64
Frequenz	16, 27, 32, 48
<b>G</b>	
Gasaustausch	48
<b>H</b>	
Herzfrequenz	48
Hyperkapnie	44, 45
<b>I</b>	
I:E-Verhältnis	17, 31, 32, 35, 36, 44, 48, 60, 65
<b>K</b>	
Komplikationen	54
<b>L</b>	
Lungenblutung	52, 56
<b>M</b>	
MAP	60, 65, 66
Mekoniumaspiration	28, 50, 52, 53, 54, 56, 59, 72
Mittlerer Atemwegsdruck	7, 14, 35, 41, 46, 48, 53, 61
Molekulare Diffusion	13
<b>N</b>	
Nekrotisierende Tracheobronchitis	55
<b>O</b>	
Oszillationsfrequenz	16

<b>P</b>	
PEEP	30, 41, 47, 65
Pendelluft	13
Persistierende pulmonale Hypertonie des Neugeborenen	54
PIP	30, 41, 43, 47, 65
Pneumonie	51, 52, 59
Pneumothorax	48, 53, 58
PPHN	50, 54, 58
<b>R</b>	
RDS	20
Resistance	21, 22
Resonanzfrequenz	16, 26
RSV-Bronchiolitis	56
<b>S</b>	
SIMV	63
Strategie	54
Surfactant	7, 51, 55, 65, 72
<b>T</b>	
Tidalvolumen	15, 71
Transkutanes Kohlendioxid	42, 44, 47, 56
Überblähung	56
Überwachung	47, 48, 54
<b>V</b>	
Volumengarantie	39, 43, 48, 52, 63, 64, 65, 66, 67, 68
Volumenorientierung	45, 52, 56, 58, 66
<b>W</b>	
Weaning	46
<b>Z</b>	
Zeitkonstante	24, 27, 30, 32, 33

Nicht alle Produkte, Funktionen oder Dienstleistungen sind in allen Ländern verfügbar.  
Genannte Marken sind nur in bestimmten Ländern eingetragen und nicht unbedingt in dem Land, wo dieses Material herausgebracht wurde. Den aktuellen Stand finden Sie unter [www.draeger.com/trademarks](http://www.draeger.com/trademarks).

**UNTERNEHMENSZENTRALE**  
Drägerwerk AG & Co. KGaA  
Moislinger Allee 53–55  
23558 Lübeck, Deutschland

[www.draeger.com](http://www.draeger.com)

Ihren Ansprechpartner vor  
Ort finden Sie unter:  
[www.draeger.com/kontakt](http://www.draeger.com/kontakt)



**Hersteller:**  
Drägerwerk AG & Co. KGaA  
Moislinger Allee 53–55  
23542 Lübeck, Deutschland

**DEUTSCHLAND**  
Dräger Medical  
Deutschland GmbH  
Moislinger Allee 53–55  
23558 Lübeck  
Tel 0800 882 882 0  
Fax 0451 882 720 02  
[dsc@draeger.com](mailto:dsc@draeger.com)

**ÖSTERREICH**  
Dräger Austria GmbH  
Perfektastraße 67  
1230 Wien  
Tel +43 1 609 04 0  
Fax +43 1 699 45 97  
[office.austria@draeger.com](mailto:office.austria@draeger.com)

**SCHWEIZ**  
Dräger Schweiz AG  
Waldeggstrasse 30  
3097 Liebefeld  
Tel +41 58 748 74 74  
Fax +41 58 748 74 01  
[info.ch@draeger.com](mailto:info.ch@draeger.com)