



D-701-2016

高頻度振動換気:
理論と実践
Jane Pillow

翻訳監修:高槻病院新生児科 榎本真宏

重要注意事項:

医療情報は研究と臨床が進むにつれて日々変化しています。本冊子の著者は、特に用途や効果に関する見解、評価、主張については、最新情報を記載するよう最善の努力をしておりますが、臨床判断については、読者の皆様ご自身の責任で行うようお願いいたします。

複製と配布を中心とした本冊子の著作権は、J.Pillow教授とDrägerwerk AG & Co. KGaAに帰属します。本冊子のいかなる部分もDrägerwerk AG & Co. KGaA, Germanyの明示的な許可なく、機械的、電子的、写真などに複製または保存することはできません。

1 序文

高頻度換気(HFV)は、最新鋭の換気ツールとして誕生してからこの30年の間に大きく発展し、日常的に使用される換気戦略へと成長しました。高頻度換気には、高頻度陽圧換気や高頻度流量遮断換気、高周波ジェット換気、高頻度振動換気(HFOVまたはHFOと略す)など、複数の換気方法があります。本冊子では、能動的な吸気相および呼気相を主な特徴とするHFOVに焦点を当てています。

数多くの振動装置が販売されており、それぞれに使用されている技術や性能、多機能性、使いやすさ、価格などが異なります。本冊子内の推奨事項は、できるだけ内容を一般的に保ち、各装置でも参考にされる内容を心がけています。ソフトウェアバージョン2.4n(Drägerwerk AG & Co. KgaA, Lübeck, Germany)を使用したDräger Babylog VN500¹に関する参考文献の大部分は、冊子巻末の付録に記載されています。他の振動装置では動作が異なる場合があることに留意してください。

本冊子は、経験の少ない臨床医に高頻度振動換気を詳しく紹介すると同時に、HFOVに豊富な経験をもつ臨床医にとっても理解がさらに深まるような情報を提供することを目的としています。以下の章では、HFOVの理論、制御メカニズム、戦略、合併症について概説します。HFOVの利点を最大限に引き出し、副作用の発生リスクを最小限に抑えるための実践的なアプローチの基本について理解していただくことに重点をおいています。HFOVを安全かつ効果的な換気方法として使用するために、クリアーに理解する必要があります。HFOVの導入を検討している新生児医療チームは、経験者から包括的なガイダンスを受け、可能であれば、HFOVが日常的に正しく使用されているNICUで、HFOVの実務経験を積むことが推奨されます。

全文を通して、重要ポイントやより高度な概念は、テキストボックス内に強調してまとめられています。本冊子内の理論や推奨事項は、HFOV理論と応用に関する現在の知見および理解、ならびに、HFOV使用の際の注意点と利点を過去20年間評価してきた著者の経験を含みます。一方、「HFOVの今後の展望」セクションでも説明する通り、医療技術が急速に進展するなか、新生児患者が抱える課題を克服するための技術の小型化により、今後、HFOVの新たな情報や選択肢が増えていくことでしょう。したがって、ここに記載されている説明や推奨事項は、時間の経過とともに見直す必要があると考えられます。

2016年9月パースにて

J. Jane Pillow

¹ Infinity Acute Care Systemワークステーションの新生児ケアユニットです。

2 目次

1	序文	3
2	目次	4
3	高頻度換気	7
3.1	はじめに.....	7
3.2	定義.....	7
3.3	能動的な呼気フローを生成する装置とメカニズム.....	7
4	高頻度振動換気中のガス混合	9
4.1	軸方向のガス分布増大と分散の拡張.....	10
4.2	非対称フローの特性.....	10
4.3	分岐角度の非対称性.....	12
4.4	直接的な肺胞換気.....	12
4.5	肺胞内の振り子流(pendelluft).....	12
4.6	心臓拍動による混合.....	13
4.7	分子拡散.....	13
5	HFOV換気パラメータと制御変数	14
5.1	平均気道内圧.....	14
5.2	振幅圧 - 振動量.....	15
5.3	振動数.....	16
5.4	I:E比.....	17
5.5	ガス拡散係数:DCO ₂	17
6	振幅圧伝達を理解する	19
6.1	圧力減衰.....	19
6.2	振幅圧の伝達と呼吸メカニクス.....	19
6.2.1	肺コンプライアンス.....	20
6.2.2	抵抗.....	21
6.2.3	慣性抵抗.....	23
6.2.4	不均一性肺疾患.....	24
6.3	圧力減衰と振動数.....	25
6.4	コーナー振動数と振動フローの圧力コスト.....	25
6.4.1	さまざまな臨床現場におけるコーナー振動数.....	27
7	HFOV中の一回換気量を理解する	29
7.1	一回換気量の決定因子.....	30
7.1.1	振幅圧.....	31
7.1.2	振動数.....	32
7.1.3	I:E比.....	32
7.1.4	肺メカニクス.....	33
8	膨張肺気量と平均気道内圧	34

8.1	HFOV中の膨張肺気量の決定因子	35
8.1.1	平均気道内圧の制御	35
8.1.2	平均肺内圧の決定因子	35
8.2	最適な肺気量の達成	37
8.2.1	HFOV中の肺リクルートメントと肺気量最適化へのアプローチ	37
8.2.2	肺リクルートメント中の容量障害の防止	37
8.2.3	HFOVにおける最適な肺気量の維持	39
8.2.4	無気肺の防止	40
8.3	過膨張の防止	40
9	HFOVの管理	41
9.1	コンベンショナル換気からの切り替え	41
9.1.1	患者の準備とモニタリング環境	41
9.1.2	平均気道内圧の設定	41
9.1.3	振幅圧の設定(従圧式HFOV)	41
9.1.4	一回換気量(VT_{HF})の設定(目標換気量設定、圧力制限HFOV)	43
9.2	HFOVの継続	44
9.2.1	酸素供給の管理	44
9.2.2	二酸化炭素の管理	44
9.3	加湿	46
9.4	HFOVからのウィーニング	46
10	HFOV中のモニタリング	47
10.1	ガス交換のモニタリングと呼吸メカニクス	47
10.2	肺気量のモニタリング	47
10.3	循環器系と全身灌流のモニタリング	48
11	HFOVの適応	49
12	さまざまな肺疾患におけるHFOV戦略	51
12.1	びまん性均質肺疾患	51
12.2	不均一性肺疾患	52
12.3	エアリーク	53
12.4	新生児遷延性肺高血圧症(PPHN)	54
13	HFOVの合併症、相対的禁忌、制限事項	54
13.1	合併症と副作用	54
13.1.1	刺激(Irritation)	54
13.1.2	分泌物	55
13.1.3	壊死性気管気管支炎	55
13.1.4	血行力学	55

2 目次

13.1.5	頭蓋内出血.....	55
13.1.6	過膨張.....	56
13.2	相対的禁忌.....	56
13.3	HFOVの制限事項.....	56
14	HFOVの失敗.....	58
15	HFOVの今後の展望.....	58
16	要約.....	59
17	付録.....	60
17.1	Dräger Babylog VN500を使用した高頻度換気.....	60
17.1.1	Babylog VN500を使用したHFOVの調整.....	62
17.2	臨床症例報告 – 換気量保証(VG)機能を用いたHFOVの利点.....	65
17.3	換気量保証(VG)機能の有無による 肺リクルートメント実行中のDCO ₂ の例.....	68
17.4	略語.....	69
18	参考文献.....	71
19	インデックス.....	74

テキストボックスのカラーコード


I
定義

S
要約

T
実用的なヒント

3 高頻度換気

3.1 はじめに

出生前ステロイド療法や外因性サーファクタント療法、非侵襲的な呼吸補助などが広く使用されるようになり、周産期ケアは大きく進歩しているにもかかわらず、いまだ多くの患児が侵襲的換気を必要としています。人工呼吸器関連肺損傷(VILI)は、侵襲的な換気補助による合併症で、補助呼吸の期間を長引かせます。発育中の肺におけるVILIは、肺胞の形成障害と異常空間の形成により、健全な呼吸に生涯にわたって影響を及ぼします。在胎期間が短いほど、人工呼吸器を必要とする児の割合が増加します。超早産児は特に、VILIに対し極めて脆弱です。そのため、人工換気における研究および装置開発は、過去20～30年間、医原性損傷リスクを最小限に抑えながら生命維持を促進する新たな治療法に多大な力が注がれてきました。体外式膜型人工肺(ECMO)と高頻度換気は、いずれも、過剰で周期的な容量振動や虚脱再開通の繰り返しが招く肺損傷を最小限に抑えながら肺保護換気が行える方法です。高頻度振動換気は、高頻度換気で最も広く知られ、採用されているユニークな換気方法です。HFOVは、ヘンダーソン氏によるチューブ内を通る煙のパターン観察から始まり、ルンケンハイマー氏が1970年代初頭にそれを進展させました(4, 28)。現在、HFOVは先験的かつ救命的換気として、世界中で採用される包括的な換気方法としての地位を確立しています。

3.2 定義

現在使用されているHFOVの特徴は以下の通りです。

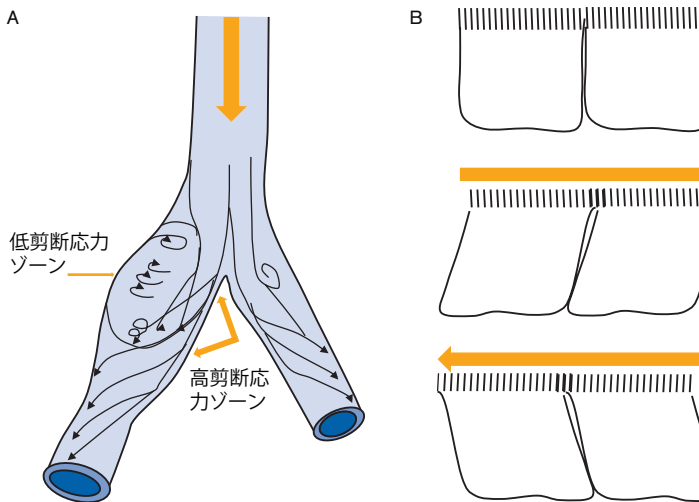
1. 振動数3～20Hz(呼吸回数180～1200回/分)
2. 能動的な呼気相および吸気相
3. 解剖学的死腔容量に近い一回換気量

3.3 能動的な呼気フローを生成する装置とメカニズム

さまざまな装置で、高頻度換気波形を生成するための幅広い技術原理が採用されています。振動によって、少量のガスが高振動数で患者に供給します。機械による振動が能動的な呼気および吸気をもたらします。平均気道内圧は、呼気抵抗とバイアスフローの圧力低下によって生成されます。正確な振動装置は、呼気相と吸気相の持続時間を同じにした場合、陰圧と陽圧のブレをほぼ一致させます。この陰圧と陽圧のブレの一致は、リニアモーターピストンポンプ、電磁駆動型振動板(ラウドスピーカー)などのさまざまなメカニズムや、サーボ制御型吸気弁と呼気ベンチュリ管ジェット(低大気圧の生成)の組み合わせにより可能となります。最近の振動装置の例として、Sensormedics SM3100A、SM3100B、Humming Vue、Flowline Dragonfly、Heinen & Löwenstein Leoni Plus、Acutronics Fabian、Stephan SHF3000、SLE6000、そして、Dräger Babylog 8000plusおよびBabylog VN500などがあります。従来から振動

装置は、振動フローの生成機構により分類されていますが、各装置の機能や性能、制限事項こそが、臨床上の実践的な適用および潜在的な生理学的有効性に対する深い関連があります。振動装置の主な違いは、振動波形の振動数構成です。比較的複数の波形が混ざっていない単純振動数構成で、正弦波を生成する振動装置の他、より複雑でさまざまな振動数帯域を含んだ矩形波(くけいは)を生成する装置もあります(1, 2)。より複雑な波形はガスの混合と局所的な換気の均一性を促進しますが、乱流や慣性²振動フローによってもたらされる気道壁に対する剪断効果については、まだ解明されていません(図3-1参照)。臨床的関連性の2つ目の特徴は、コンベンショナル換気からHFOVへの切り替え易さ、さらにはHFOVをコンベンショナル換気と組み合わせ使用することができる点です。コンベンショナル換気と高頻度換気を組み合わせたハイブリッド換気の誕生により、高頻度換気がより広く採用されるようになり、肺保護換気としてHFOVがより早いタイミングから先験的に使用されるようになるかもしれません。このハイブリッド換気の難点は、SM3100シリーズなどの専用装置と比較しパワーが弱いことです。この問題は低振動数に切り替えたり、I:E比を1:2から1:1に変えることにより、かなりの程度まで克服することができます。その他の実践上の利点として、病院間搬送や院内搬送において駆動フロー条件が最小限であることや内蔵されている補助電力が利用できることなどがあります。換気と肺保護を最適化するため、容量と拡散係数のモニタリングを含めるように臨床戦略が修正されるに伴い、一回換気量のモニタリングを組み込むことの重要性がますます強く認識されてきています。

²慣性フローとは、高振動数でのフロー方向の反転に伴う急激な加速と減速により発生する変則的なフローのことです。



D-702-2016

図3-1: 高周波振動フローの反転が剪断応力(シアーストレス)により細胞を歪める可能性

A) 乱流と渦形成により高剪断域が生成される。B) 細胞の底部が固定された状態で、気道の上皮細胞表面にかかる剪断応力が細胞表面を変形させる。HFOVでは、呼吸中に反対方向への剪断応力が働くため、逆向きの振動剪断効果が発生する。

4 高頻度振動換気中のガス混合

高頻度振動換気では、ユニークかつ極めて効率的なガス混合を行い、重篤な呼吸疾患やガス交換機能障害を有する患者の先験的かつ救命的換気をサポートします。そして、HFOVは、気道や肺胞でのガスの動きが根本的に違うことにより、コンベンショナル換気よりも効率的にガスの混合を行います。コンベンショナル換気中のガス混合は基本的に、バルク対流を介した肺胞の直接的な換気に依存しています。これを効果的に行うためには、気道の解剖学的死腔容量を満たし、さらには肺胞の容量を満たして膨張させるのに十分な一回換気量を供給する必要があります。一回換気量が解剖学的死腔量以下に減少すると、従来の呼吸回数でこの一回換気量では、肺胞から二酸化炭素を排出することができなくなります(死腔換気)。したがって、従来の呼吸回数での一回換気量の減少は、不十分な膨張圧伝達に起因する無気肺や酸素化障害の原因になります(平均気道内圧の低下)。従来の呼吸回数で人工呼吸を行う場合と大きく異なり、HFOVでは、一回換気量が死腔容量以下であっても、極めて効果的に酸素供給や不要なガスの排出を行うことができます。HFOVが少ない一回換気量でも効率よく肺換気ができるのは、気道と肺胞において新鮮なガスと呼気ガスを非常に効果的に混合しているためです。このガス混合の増大に寄与する機構は複数あり

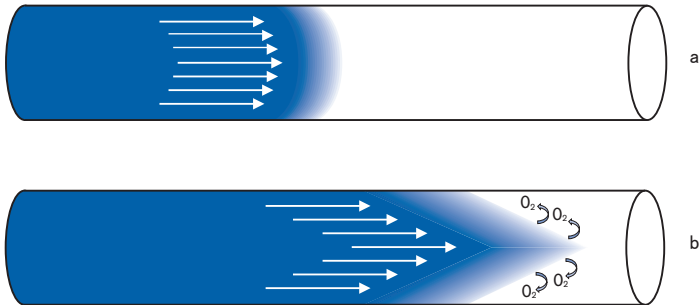
(3)、換気波形(正弦波、または複合的な多重調波)、設定(振動数、平均気道内圧、振幅圧など)、呼吸メカニクス(気道および実質)、換気の均一性、心機能などにより影響を受けます。

4.1 軸方向のガス分布増大と分散の拡張

軸方向のガス分布増大と、解剖学的死腔よりも少ない量で供給されるガスを肺胞に浸透させる可能性の概念は、ヘンダーソン氏らによる1915年の簡潔かつ優美な研究(4)により予見されていました。チューブにタバコの煙を吹き込み、煙が細長いスパイクを形成することを観察し、振動数の重要性とともに、「素早く吹き込むほど、煙は薄く先端が尖った形になる」という結論を導き出しました。これは、酸素の速度と濃度特性が一定ではないためです(フロー特性の中心の酸素濃度が高いと、一回換気量が非常に少ない場合でも新鮮なガスが肺胞に浸透することが可能です)。テイラー氏は、このフロー特性が軸方向のガス混合に寄与し、拡散プロセスとして説明できることを示しました。これは、平均速度と内径ともに増加し、分子拡散を何倍にも増大させることができます(5)。このガス混合のメカニズムは、特に大きな気道で重要となります。同時に、新鮮なガスが前進する際に、ガスフローの中心から外周へと粒子が移動する横向き(半径方向)のガス混合も行われ、その結果、ガスの分散が拡張されます。最終的に、新鮮なガスが末梢にむかって加速的に突出する時に、同じ軸のフローによって末梢側の呼気フローが遅くなり、肺内のガスが流入ガスによって効果的に押し出されます。

4.2 非対称フローの特性

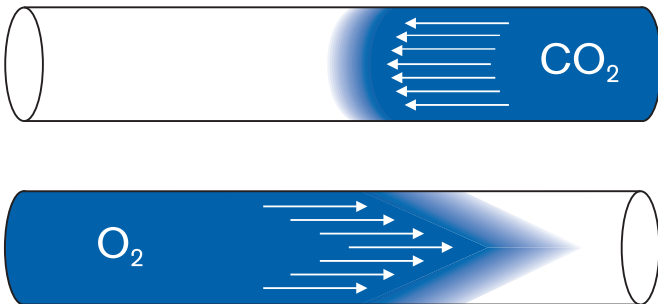
吸気と呼気のフロー特性の違いにより、ガス混合はさらに促進されます。吸気フロー特性は先端が鋭くシャープな形状であるのに対し、呼気フロー特性はより鈍い外観を呈します。



D-8051-2016

図4-1: 軸方向フローの増大と分散の拡張境界

フロー特性と異なるフローを呈する2つのガス間の境界面。a)平坦な特性を示す低流量 b)先が細いピークのあるフロー特性の高流量。高流量では、新鮮なガス(O_2)が放射状(横方向)に放散し、境界面でのガス交換が可能になる。



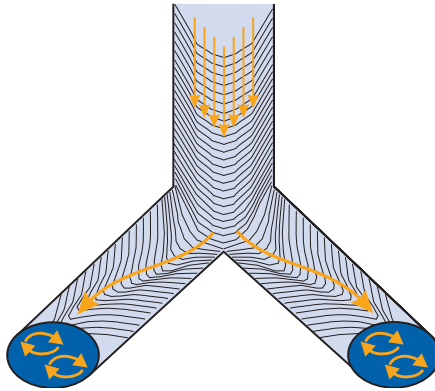
D-8052-2016

図4-2: 非対称の吸気および呼気フロー特性

先の尖った吸気フロー特性は、平坦に広がる呼気フロー特性を貫通し、新鮮なガスを末端まで運ぶことができる。 CO_2 は横方向の経路を通り、気道開口部に向かって移動する。

4.3 分岐角度の非対称性

気道の湾曲部や分岐では、二次的なガス移動が起こり乱流が生成されるため、半径方向のガス混合が促進され(フローの中心部から気道壁に沿った静的境界層へのガス粒子の動き)、軸方向のガス分布が妨げられます。非対称な気道分岐で起こる乱流は、振り子流(セクション4.5を参照)を引き起こし、ガス混合をさらに促進する可能性があります。



D-8053-2016

図4-3: 分岐角度の非対称性

ガスのフロー特性と境界面は気道の分岐部で変形して、ガス混合を促進する二次渦流を発生させる。

4.4 直接的な肺胞換気

近位の肺胞(すなわち、気道の中心部に近い肺胞)は、対流のガスフローから直接的な換気を受け続けます。換気振動数が低い場合、効果的なガス交換を行うためにより多くの一回換気量が必要となり、近位の肺胞を損傷する可能性があるため、換気振動数を選択する際は、これらの気道について考慮することが重要です。

4.5 肺胞内の振り子流(pendelluft)

健康な肺にも、ある程度の局所的な不均一性が存在します。コンプライアンスと抵抗の局所的な違いにより、近隣肺胞の換気にズレが生じます。各肺胞および腺房内は異なる時定数でガスが充満したり、空になったりします。このような非対称的な挙動により、肺胞内部の振り子流(末梢ガス交換コンパートメントでの相互的なガス交換)が発生します(6)。新鮮なガスは少量であっても、多数の肺胞に到達することができます。

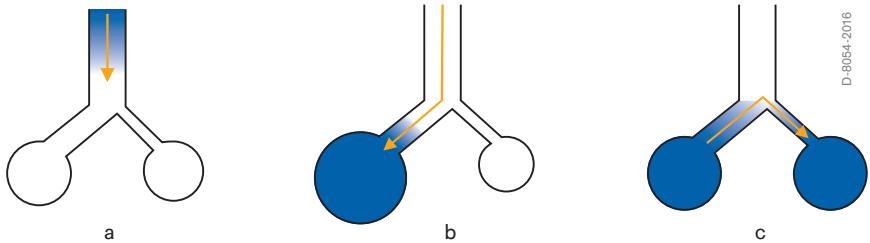


図4-4: 振り子流(pendelluft)

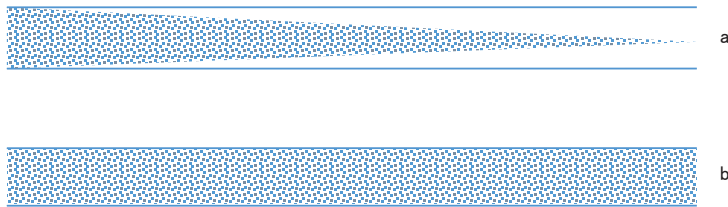
ガスの混合は、異なる時定数を有する肺ユニットの非同期的なガスの充填および排出によって生じる。振動サイクルの中で、各相はわずかな時間しか持続しない。

4.6 心臓拍動による混合

低振動数の心臓拍動によって、心臓に隣接した肺領域のガス混合をさらに促進します。完全な無呼吸が存在する場合、心臓拍動による混合が酸素摂取量の最大半分までを占める場合があります(7)。

4.7 分子拡散

前述の、1915年のヘンダーソン氏らのガラスチューブ内の煙の挙動に関する研究は、軸方向のガス分布の増大の概念のほかに、フロー停止時にガスの境界層が消失(分子拡散と呼ばれるプロセス)する速度についても明らかにしました(図4-5:ヘンダーソン氏の分子拡散に関する実験を参照)。ヘンダーソン氏らは煙を使ってガラスチューブ内のガスの動きを可視化し、その結果、a)中心部にある粒子は、煙の吹き込み量から予想されるよりもより長い距離を移動するように押し出されること、b)フローの減速または停止が、煙粒子の即時混合、すなわち「拡散」をもたらすことを観察しました(4)。分子拡散は、それが極めて急速に起こる肺末梢で特に重要となり、心臓拍動による混合効果によりさらに促進されます。HFOV中に発生するガス分布は、ほぼすべて分子拡散とテイラー分散によるものです(8)。



D-807B-2016

図4-5: ヘンダーソン氏の分子拡散に関する実験

ヘンダーソン氏は煙を使ってガラスチューブ内のガスの動きを可視化した。その結果、a)中心部にある粒子は、煙の吹き込み量から予想されるよりもより長い距離を移動するように押し出されること、そして b)フローの減速または停止が、煙粒子の即時混合、すなわち「拡散」をもたらすことを観察した。

5 HFOV換気パラメータと制御変数

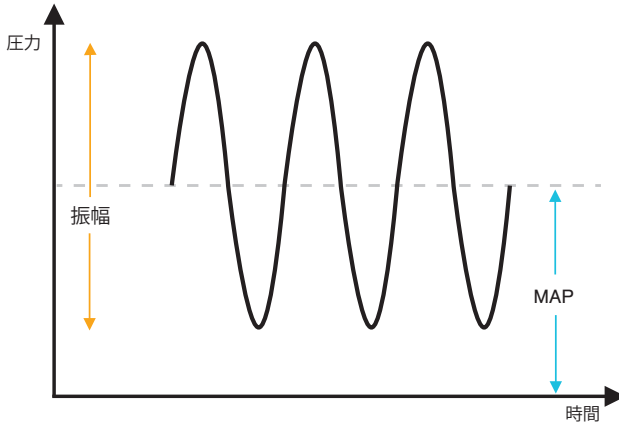
コンベンショナル換気と異なり、HFOVの制御は4つの主要な換気パラメータに限定されます(図5-1)。

1. 圧波形は平均気道内圧をベースに振動する
2. 振幅圧波形の振幅は、設定された機械的条件に対して患者に供給される振動量を定義する
3. 振動数は、1秒あたりの振動サイクル数を定義する
4. I:E比(一部の人工呼吸器では、吸気時間の設定により決定される)が各振動サイクル内の順フローおよび逆フローの相対的な持続時間を決定する

呼気時間と吸気時間は、厳密には、フローの方向が切り替わるときのフロー波形のゼロ交差点によって定義されます。多くの人工呼吸器は、振動フローを生成するメカニズムの開始/停止からI:E比を決定します。

5.1 平均気道内圧

HFOVにおいて、平均気道内圧は、理想的には肺の過膨張なしに肺の膨張を維持できる値が目標値です。最初に虚脱した肺を膨らませるためには、P-Vループの膨張線上の低変曲点(LIP)よりも大きい平均気道内圧が最初に必要となります。しかし、肺が膨らんだ後は、最も低い有効膨張圧力で最適な膨張容量を達成するために、通常は平均気道内圧は大幅に下げられます。平均気道内圧は、主要パラメーターとして酸素供給を制御して換気と血流のバランスを保ち、望ましくない肺内の右左シャントを防止するために設定されます。



D-703-2016

図5-1: HFOV圧波形パラメータ

振幅は、通常、圧波形のピークとトラフの差により決定される。

5.2 振幅圧 - 振動量

臨床医は、振動量を制御するための主要可変パラメータとして振動装置の振幅圧を設定します。これがCO₂排出量を決定します。約3～5Hz以上の場合、振動量がCO₂排出に指数関数的に影響を及ぼします(9、10)³。

効果的なガス交換に必要な一回換気量は、振動数により異なり、5Hz時では3.5mL/kgですが、15Hz時では1.5～2mL/kgに減少します。患者に供給される一回換気量は、振幅圧、振動数、設定されるI:E比、および患者の呼吸器系のコンプライアンスと抵抗により決定されます。したがって、分泌物の蓄積、気管チューブの交換、肺膨張のすべてが振幅圧の設定に関係なく患者に供給される一回換気量(VT_{hf})に影響します。人工呼吸器によって送出される容量は、患者が得る一回換気量よりも実質的には多くなります。すべての振幅圧において、患者に供給される換気量は、主に患者回路のコンプライアンスと加湿チャンバーにより決定されます。これは、人工呼吸器が設定された振幅圧に到達するために、患者呼吸回路をガスで充満しなければならないためです。

気道開口部(Yピース部位)で測定される振幅圧は、気道から肺胞に伝達される間に減衰します(第6章を参照)。

³興味深いことに、この変化が起きる振動数(3～5Hz)は代謝される容量と死腔の比率により決定されます。したがって、変化が起こる振動数は幼児よりも成人の方が低くなります。

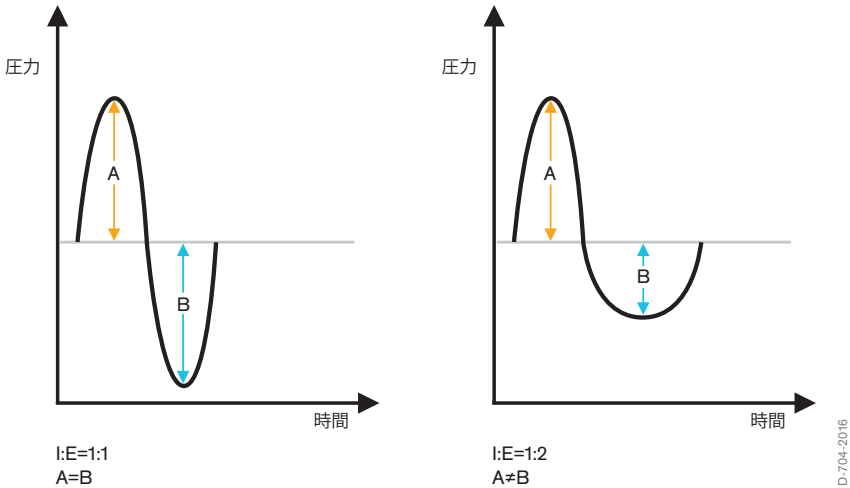


図5-2: I:E比が振幅圧波形の対称性に及ぼす影響

I:E比が1:1の場合、振幅圧波形のピークとトラフは平均気道内圧から等距離となる。I:E比が1:2の場合は、平均気道内圧から圧波形のトラフまでの距離は、波形のピークまでの距離の約半分となる。I:E比が1:2の場合、1:1のI:E比と同じ一回換気量(VT_{in})を達成するためには、より大きな吸気 ΔP が必要となる。

5.3 振動数

振動数(f)は、ヘルツで測定される人工呼吸器のパラメータの1つです($Hz=1/\text{秒}$)。この換気振動数は振動量に影響を及ぼします。振動数が増えるにつれて、膨張収縮のための時間が減少し、任意の振幅圧と一般的な肺および回路メカニクスにおいて、供給される一回換気量が制限されます。振動数の選択は、振動数の上昇に伴い振幅圧が小さくなるため、肺胞への振幅圧の比例伝達に重要な意味を持ちます(第6章を参照)。この事実は、振動数を下げても、必要とする振幅圧は通常変化しないので(人工呼吸器に表示)、臨床医からは認識されにくいものです。

肺胞圧の振幅の増幅は、共鳴振動数に近い振動数で発生する場合がありますが(11)、振幅が大幅に減衰した新生児の肺において振幅が問題となることはほとんどありません。

最適な振動数は、基本的な肺メカニクスと肺疾患の特徴に合わせて調節する必要があります。振動数の選択については、セクション6.3とセクション7.1.2で詳述します。

5.4 I:E比

吸気時間と呼気時間の比(I:E比)は、振幅圧力が平均気道内圧を上回る(吸気)または下回る(呼気)際に費やされる時間の割合を表したもので、同様の正負フローの変動をもたらします。吸気相と呼気相の継続時間が等しくなる時(I:E=1:1)、振幅圧波形のピークとトラフは平均気道内圧から(逆方向に)ほぼ同様の距離で離れます。しかし、I:E比が1:1以外の場合は、膨張収縮中にフロー曲線下の面積が等しくなり、供給された容量が完全に排気されるように、平均気道内圧からのピークとトラフの距離は同じにはなりません。たとえば、I:E比が1:2のとき、平均気道内圧からの振幅圧波形のトラフの距離は、振幅圧波形のピークの距離のおよそ半分になりますが、相対負圧は2倍の長さに保たれます(図5-2参照)。

HFOVでは、高振動数でエアトラップするのを懸念し、当初1:2のI:E比が使用されてきました。しかし、能動的な呼気が用いられる際には、エアトラップはそれほど問題となりません。末梢にむかって圧力が減衰するので、吸気最大圧と呼気最低圧間の差は気道開口部よりもかなり小さくなり、その結果、吸気時と呼気時の気道抵抗の差はごくわずかになります。つまり、平均気道内圧が十分に高い場合、気道はステント留置されているように呼気中の虚脱を回避できるだけの広さが確保されます。重要な点は、気道開口部の圧が大気圧よりも低くなる可能性がある場合でも、胸腔内の呼気圧は陽圧に維持されるということです(12)。ただし、極めて低い平均気道内圧が設定された場合は例外となり、気道の虚脱やエアトラップをもたらす閉塞点(choke point)を形成する可能性があります。I:E比は、ガス混合効率と剪断効果に影響を及ぼす可能性があります。I:E比は、その影響の大きさについては完全には解明されていません。

5.5 ガス拡散係数:DCO₂

ガス分布/拡散係数(DCO₂)は、現在は調節呼吸パラメータではないですが、極めて重要な係数です。しかし、HFOVにおいてガス混合効率とHFO換気の成功のカギを握る重要な変数としては過小評価されています。

コンベンショナル換気での二酸化炭素排出量は、肺胞の一回換気量と呼吸回数の積で決定されます。これは、肺胞分時換気量として知られています。肺胞一回換気量は測定が難しいため、代わりに分時換気量(一回換気量と呼吸回数の積として得られる)が使用されます。

二酸化炭素排出量と、一回換気量および呼吸回数の関係は、呼吸頻度が増加するに従い変化することが複数の研究で指摘されています。5Hz以上では特に、CO₂排出量が、おおよそ $f \cdot V_T^2$ と相関するようになります(9、10)。 $f \cdot V_T^2$ の解は、一般的に、CO₂拡散(ガス分布)係数(DCO₂)と呼ばれます。

DCO₂は、一般的にフローと一回換気量(VT_{HF})モニタリングすることで、高頻度換気用人工呼吸器により測定・表示されます。DCO₂が増加すると、PaCO₂が減少します。DCO₂は、振動数とは直線比例的にしか相関しませんが、一回換気量(VT_{HF})の増加に伴い指数関数的に増加するため、一回換気量(VT_{HF})を増加することにより、最も

効果的にCO₂を排出することができます。たとえば、一回換気量(V_{T, hf})が10%と20%増加した場合、DCO₂はそれぞれ21%と44%増加します。

一方、振動数の変化に伴うDCO₂の変化は、HFOVにおける換気量保証(VG)機能の使用の有無によって異なります。換気量保証(VG)機能なしでHFOVを行う場合、一回換気量(V_{T, hf})の減少によって振動数増加の効果は相殺される可能性があり、ΔPが同時に増加しない限り、DCO₂は減少します。一方、換気量保証(VG)機能が設定されている場合、一回換気量(V_{T, hf})を達成するための振幅圧に到達している場合は、一回換気量(V_{T, hf})は維持されるため、振動数の増加により、DCO₂は増加します。

DCO₂は一回換気量(V_{T, hf})に依存する絶対値であることを認識することが重要です。患者の体重が増加するに伴い、必要な一回換気量(V_{T, hf})は増加し、結果としてDCO₂は指数関数的に増加します。しかし、児の体重の二乗に対して計算されたDCO₂(すなわち、 $f \cdot V_T^2 / \text{kg}^2$)は、任意の患者に必要なDCO₂絶対値を予測する際に、より信頼のおける変数となります(セクション9を参照)。

ガス分布係数

S

- DCO₂は、ガス混合効率の重要な決定因子です。
- HFOVにおける二酸化炭素のおおよその排出量は、次の式で表すことができます: $f \cdot V_T^2$
- DCO₂は、一回換気量(V_{T, hf})に依存する絶対値です。
- CO₂は、一回換気量(V_{T, hf})を増加することにより最も効果的に排出することができます。

6 振幅圧伝達を理解する

6.1 圧力減衰

HFOVの主要な利点は、少ない一回換気量と低い肺内振幅圧で十分なガス交換ができる点とされています。HFOV中、圧波形の振幅は、気道開口部から肺胞に向かって徐々に減衰します(図6-1)。一方、コンベンショナル換気では(十分な長さの吸気時間が許容される場合)、吸気圧は気道開口部から肺胞まで完全に伝達されます。

長年、HFOVにおける振幅圧の胸腔内減衰は、患者の状態に関わらず起こっていたため、赤ちゃんは圧力損傷から守られていると考えられてきました。しかし、HFOVとコンベンショナル換気の換気速度を比較したシステマティックレビューにおいて、児の肺のエアリークが増加していることが示されました(13)。最初はこの結果に驚くかもしれませんが、肺メカニクスが圧波形の減衰にどのような影響を及ぼすかを理解することで、肺損傷を起こさずにHFOVを使用することができるようになります。

HFOVの一回換気量は、コンベンショナル換気よりも必然的に少なくなる一方で、これらの少ない一回換気量が、必ずしも低い振幅圧と関連があるわけではないことが研究により明らかになっています。

6.2 振幅圧の伝達と呼吸メカニクス

肺胞に向かって気道を移動するときにかかる振幅圧の減衰は、挿管された呼吸システムのフローに対するインピーダンスにより決定されます。

インピーダンス

I

インピーダンスとは、フローに対する機械的なバリアを示す一般的な機械用語です。インピーダンスには、呼吸システムの容量依存的特性(弾性)、フロー依存的特性(抵抗性)、加速依存的特性(慣性)から成ります。臨床現場では、弾性(E)は、一般的に肺のコンプライアンス(C)として理解されています($C=1/E$)。

6.2.1 肺コンプライアンス

振幅圧波形の顕著な減衰に関する臨床的な理解(図6-1A参照)は、健康なコンプライアンスの肺モデルを用いた研究から始まりました。しかし最初、HFOVの開発や適用は、呼吸窮迫症候群(RDS)を有する早産児のコンプライアンスが極めて低い未発達な肺のために行われていました。コンプライアンスが低いとフローに対するインピーダンスが増加します。したがって、コンプライアンスが低い肺において(図6-1B)健康な肺と同じ一回換気量を生成し、効果的なガス交換を実現するには、振幅圧を大きくする必要があります。

臨床的には、振幅圧波形の減衰に対するコンプライアンスの重要性が、動物モデルにおいて明確に示されています。肺胞カプセルを使用して、肺気量リクルートメント中に早産子の羊の肺胞圧波形を測定した実験では、コンプライアンスが低いとき、比較的高い振幅圧が気道開口部から肺胞へ伝達されることが確認されました(14)。同様に、圧容量肺リクルートメント手技の膨張・収縮線の間では、コンプライアンスが最大の時点で、振幅圧力比⁴が最小になります(29)。

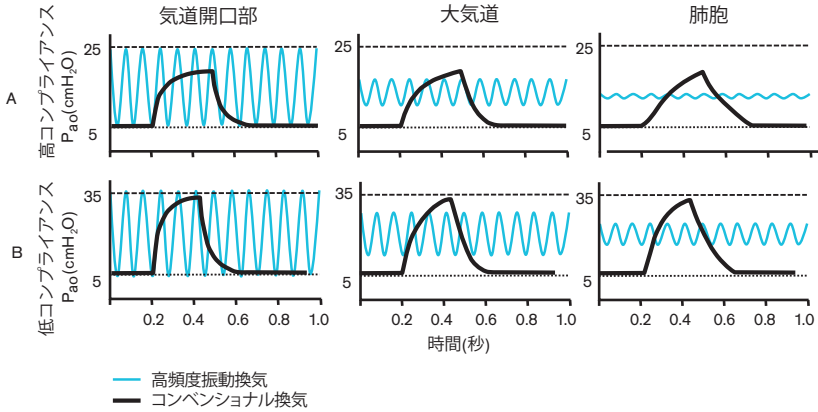
低肺コンプライアンスとHFOV

S

HFOVをコンプライアンスが低い未発達な肺に適用する場合:

- 同量の一回換気量を達成するためには、(コンプライアンスの高い肺と比較して)高い換気振幅圧が必要になります。
- コンプライアンスが低い場合、吸気と呼気の肺時定数はより短くなります。
- 正常なコンプライアンスの肺と比較して、気道開口部から肺胞への振幅圧の伝達の割合は高くなります。

⁴ 気道開口部の振幅に対する気管内チューブ遠位端における振幅圧の比をさします。



D-705-2016

図6-1: HFOV中の圧力減衰

生理学的な呼吸回数では(黒線)、圧波形が気道開口部(患者のYピース)から肺胞まで完全に伝達する時間が十分にある。一方、HFOV中(青線)の非常に短い吸気時間では、圧波形を十分に伝達することができない。その代わりに、気道開口部から肺胞まで移動する間に圧波形が徐々に減衰している(図6-1A)。低コンプライアンスの状態において(図6-1B)、健康的なコンプライアンスの肺が達成するのと同量の一回換気量を生理学的な呼吸回数で達成するには、吸気と呼気の時定数がより短く、より高い最大吸気圧力(または ΔP)を気道開口部に供給する必要がある。HFOVでは、気道開口部においてより高いデルタ圧力が必要となるだけでなく、圧力減衰範囲も縮小される。これにより、コンプライアンスの低い肺では、気道開口部から肺胞まで伝達される圧力の割合が高くなる。

6.2.2 抵抗

末梢抵抗

間質性肺気腫や虚脱した末梢気道と関連して末梢抵抗が増加することにより、閉塞がある地点から先でフローに対するインピーダンスも高まります。末梢抵抗が増加すると、肺胞での振幅圧の減少に伴い、肺胞内での周期的な容量変化も低下します。これにより、末梢抵抗の増加が起こる前に換気されていた水準に一回換気量を回復させるためには、人工呼吸器のより高い振幅圧力が必要になります(14)。しかし、このように一回換気量を達成することにより、末梢抵抗が増加した領域付近の気道には、振幅圧は比較的減衰せず伝達します(14)。したがって、末梢抵抗が増加している患者にHFOVを使用すると、付近の気道に圧損傷をもたらすリスクがあります。

気管内チューブと大気道での抵抗

気管チューブと大気道における抵抗は、フローに依存します。これは、大量のフローが高振動数で狭いチューブを通ることにより乱流が生じるためです。その結果、流量が増えるにつれ、気管チューブと大気道の呼吸システムのインピーダンスに対する抵抗も増加し、供給される流量(および一回換気量)を維持するために振幅圧の増加が必要になります(14)。

気管内チューブの抵抗

I

気管内チューブと大気道におけるフロー依存性抵抗は、次の式で表すことができます:

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

[R_{TT} :気管内チューブの抵抗、 k_1 :定数、 k_2 :定数、 \dot{V} :振動フロー]

高末梢抵抗とHFOV

S

高末梢抵抗の肺にHFOVが適用される場合:

- 同量の一回換気量を達成するには、(抵抗の低い肺と比較して)高い振幅圧が必要になります。
- 近位の気道に圧損傷をもたらすリスクが高くなる可能性があります。
- 正常な抵抗値の肺と比較して、一回換気量が少なくなります。

6.2.3 慣性抵抗

矩形波のような複雑な振幅圧波形は、正弦波形よりも高い慣性特性を有し、フローに急な加速や減速を伴います。正弦波形の振幅圧波形と比較し、矩形波が児にとってより有益であるか、またはより有害であるかはまだ明らかになっていません。矩形波におけるフロー中のより急激な変化は、ガス混合効率を促進する可能性があります。が、気道壁により有害な剪断効果をもたらし、気道壁を脆弱化する可能性もあります。しかし、複雑な波形は気道を移動する間に、形態学的により正弦波へと近づきます。それゆえ、異なる波形の形態(矩形波vs正弦波)による大部分の効果は、大気道に影響を与え、末梢の肺実質組織へは最低限の利益または悪影響を及ぼすと考えられます。また、慣性抵抗自体は、気道開口部から肺胞までの振幅圧の伝達に影響を及ぼしません(14)。

慣性抵抗

I

特定の質量を加速する必要がある場合、慣性を克服するための力が必要になります。人工呼吸器による換気では、慣性抵抗は、フローを変化させるために必要な圧力差となります(すなわち、加速度/減速度)。慣性抵抗は、通常換気時には一回換気中の総インピーダンスにほとんど影響しない一方で、高頻度換気時には総インピーダンスにより大きく影響します。慣性抵抗は主に、気管内チューブと大気道内においてガスフローにより発生します。

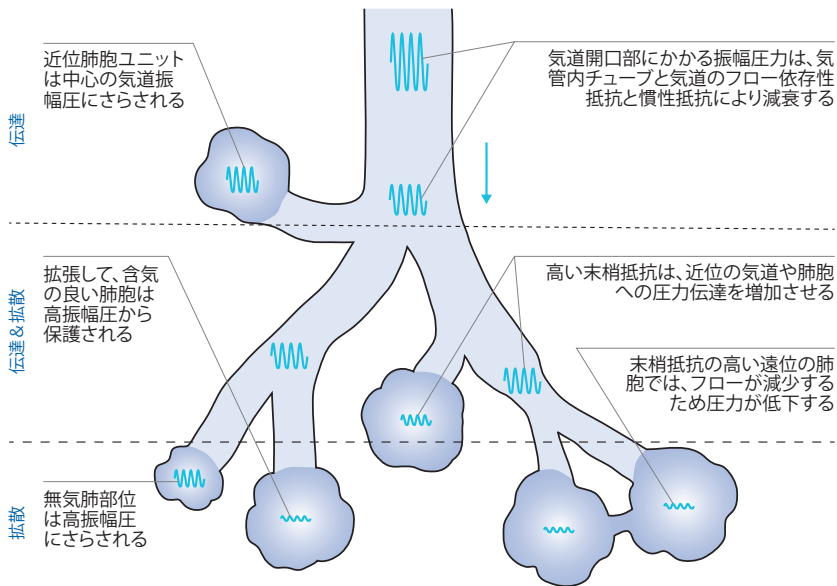


図6-2: 振幅圧波形の減衰に影響を及ぼす要因

振幅圧波形の減衰は、呼吸器系の力学特性に影響される。無気肺の肺泡は、通常の酸素供給が行われる肺泡と比較し、同じサイクルにおける体積変化において、振幅圧がより大きくなる。末梢抵抗が増加すると、近位の気道や周辺の肺泡ユニットに伝達される振幅圧力が増加する(3)。

6.2.4 不均一性肺疾患

高頻度振動換気は、均一に虚脱した肺や無気肺のリクルートメントおよび換気において、確固たる地位を確立しています。一方、不均一性肺疾患におけるHFVの有用性については、まだ明らかになっていません。

図6-2で示した通り、同じ肺の中にコンプライアンスの高い肺泡や低い肺泡が共存し、末梢抵抗が高い領域が共存している場合があります。より長い時定数の領域では振幅圧力伝達が減少し、より高い振幅圧力は、短い時定数(たとえば、低いコンプライアンス)のセグメントに伝達されます。コンプライアンスが低い肺への高振幅圧力伝達はその領域の圧損傷リスクを増加しますが、最大振幅圧力がこの肺領域の開放圧を超える場合、高振幅圧力は肺泡リクルートメントを促進する可能性もあります。

6.3 圧力減衰と振動数

振動数が増加すると、肺末梢に伝達される圧波形の割合が減少します。振動数を下げることにより、人工呼吸器に表示される振幅圧が低くなる一方、遠位の肺では少なくとも同じ圧力か、より高い振幅圧にさらされている可能性もあり、臨床医はこれを懸念します(図6-3)。この効果は、低振動数における振幅圧力の肺末梢への比例伝達がより高いことにだけに起因するわけではありません。同量の CO_2 の排出(DCO_2)を維持するには、より多くの換気量が必要となります。

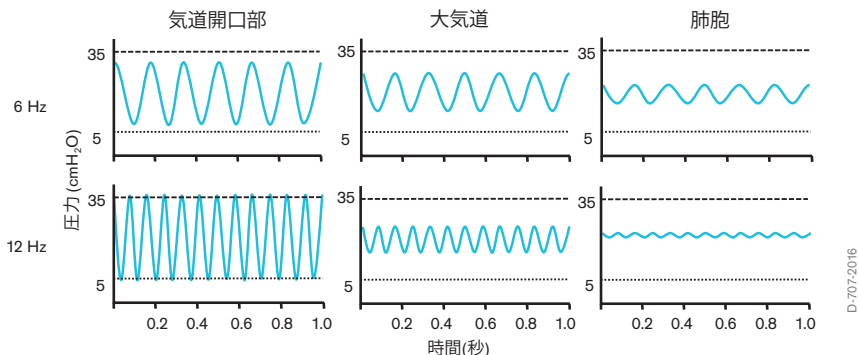


図6-3: 振動数が振幅圧力の伝達に及ぼす影響

気道開口部における振幅圧が肺胞に伝達される割合は、高い振動数(例:下図)よりも低い振動数(例:上図)でより高くなる。重要なのは、高振動数では、人工呼吸器に表示される絶対振幅圧は、気道開口部において必要とされる値よりも低くなる場合があるが、低振動数においては肺胞の絶対振幅圧は、実際には高くなる場合があるという点である。これは、同等の CO_2 交換(すなわち、 DCO_2 の維持)を達成するために、より多くの一回換気量が必要となるためである。

6.4 コーナー振動数と振動フローの圧力コスト

振動数が増加すると、インピーダンスは急速に低下し、共鳴振動数で(f_0)最低になります。しかし、新生児の肺においては、コーナー振動数(f_c)を超えて振幅圧力がさらに減衰されます。そのため、肺の振動数をコーナー振動数に設定すると、振動フロー単位あたりの圧力の減衰は最低になる可能性があります(15)。

簡単にまとめると、コーナー振動数以上の振動数を使うことにより、肺胞に伝達される振幅圧がさらに小さくなる可能性があるということです。しかしながら、振幅圧がさらに小さくなることにより、大気道などの呼吸器系の近位の器官にかかる振幅圧が大きくなります。

共鳴振動数

I

システムの共鳴振動数とは、定義された入力値への振幅応答が、他の振動数における応答と比較して相対最大値となる振動数です。共鳴振動数では、小さな周期駆動力が、振動エネルギーの蓄積により大きな振幅圧を生成する場合があります。共鳴振動数は次の式で表すことができます：

$$f_0 = 1 / (2\pi\sqrt{IC})$$

[f_0 :共鳴振動数、C:コンプライアンス、I:慣性抵抗]

減衰

I

減衰とは、システム内またはシステム上の振動の減少、制限、または防止のことを指します。物理的システムにおける減衰は、振動内に蓄積されたエネルギーを散逸するプロセスによる結果です。

過減衰のシステムでは、振動のない平衡状態に戻ります(指数関数的減衰)。

コーナー振動数

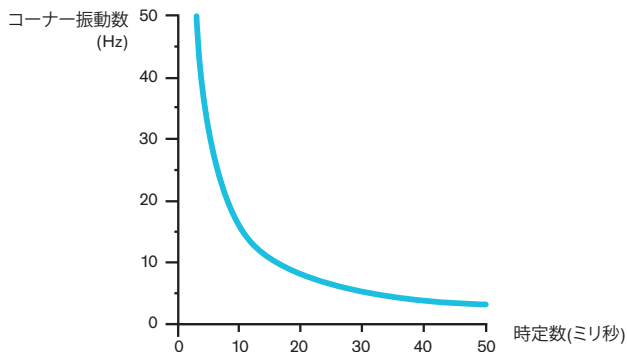
I

コーナー振動数は、あらゆるシステム内を流れるエネルギーがすべて通過せず、減少し始める振動数(境界)を表しています。ここでのシステムは、呼吸システム、呼吸器系器官を指します。コーナー振動数は、システムのコンプライアンス(C)と抵抗(R)と関連しており、次の式で表すことができます：

$$f_c = 1 / (2\pi RC)$$

過減衰された新生児の肺では、 f_c が、共鳴振動数(f_0)を下回るのが一般的です。

肺のコーナー振動数と時定数の関係を示したグラフ表示を以下に示します。時定数が上昇するにつれて、コーナー振動数が低下します。



D-708-2016

図6-4: 時定数が肺のコーナー振動数に及ぼす影響

時定数(τ)は、抵抗とコンプライアンスの乗算により得られる($\tau=R \times C$)。時定数が短くなるにつれ、呼吸器系のコーナー振動数は上昇する。コンプライアンス0.1mL/cmH₂O(重篤なRDS)、抵抗100cmH₂O/L/s、体重600gの早産児の時定数は10ミリ秒、コーナー振動数は15.9Hzである。

6.4.1 さまざまな臨床現場におけるコーナー振動数

コーナー振動数の概念を理解しておく、病状に合わせて振動数を選択する際に役立ちます。時定数が低下するにつれて、コーナー振動数は上昇します。したがって、RDSがあり、コンプライアンスが低い(時定数が短い)無気肺の患児は、比較的長い時定数の通常のコンプライアンスの肺を持つ健康な児と比較して、コーナー振動数が大きくなります。一方、気道抵抗が高い(時定数が長い)児は、健康な肺の児と比較して、コーナー振動数が更に小さくなります。

HFOV中の圧損傷の可能性を決める最も重要な圧力は、気管分岐部のピーク圧です。図6-5は、正常な新生児において、一定膨張圧力10cmH₂Oで振動数の増加とともに、気管分岐部のピーク圧が正常に低下するを示したものです。この図では、コンプライアンスが低い児のコーナー振動数が右側にシフトしているのが明確に示され、急性無気肺疾患を有する児において高振動数を選択する利点が強調されています。同様に、無気肺にリクルートメントが施術され、コンプライアンスが正常化すると、最適な換気振動数が左側にシフトし、低振動数の選択が適していることがわかります。しかし、気道抵抗が高い場合は、気管分岐部のピーク圧を最小に保つ振動数帯域は狭くなり、誤った振動数の選択をするとペナルティが与えられてしまいます。新生児の高気道抵抗は、ほとんどの場合、間質性肺気腫(PIE)または急性胎便吸引症候群によって起こります。また、図6-5に示すように、高抵抗で低コンプライア

ンスの患者の場合、例えば不均一な慢性肺疾患や化学肺炎によって肺胞が固くなるような悪化した胎便吸引症候群の場合には、同様のペナルティが与えられます。抵抗が高く、コンプライアンスが低い場合、コーナー振動数は右(すなわち、高振動数帯域)にシフトします。明らかなのは、高抵抗のいずれの状況においても、気管分岐部におけるピーク圧は、通常および低コンプライアンスの肺と比較して相対的に高いということです。

コーナー振動数の概念

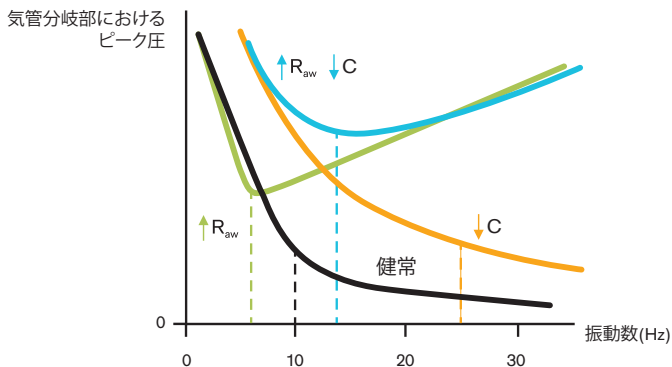
S

コーナー振動数に近い振動数で可動している高頻度振動換気は、振動フローの単位あたりの圧力減衰を最小限に抑えます。

肺の時定数が長くなるにつれてコーナー振動数は低下し、時定数が短くなるにつれてコーナー振動数は上昇します。

使用する振動数は、気道と肺の基本的な力学特性に従って調節される必要があります。

- 高抵抗または高コンプライアンス、またはその両方である肺の場合は、振動数を下げます。
- 正常の抵抗値でコンプライアンスが低い肺の場合は、振動数を上げます。



D-709-2016

図6-5: 力学特性が気管分岐部に伝達されるピーク圧に及ぼす影響(15)

点線で描かれているコーナー振動数は、気管分岐部のピーク圧が最小となる点を表す。低コンプライアンス(C)は、最適振動数を右ヘシフトさせるが、気道抵抗(R_{sw})が増加している状況では低振動数がより適している。

7 HFOV中の一換気量を理解する

高頻度振動換気は、解剖学的死腔(2~3mL/kg)以下の一回換気量で効果的な換気を行う換気として広く認識されています。一方、臨床現場で使用されている多くのHFOV用人工呼吸器は、供給される一回換気量を測定または表示しないため、HFOVユーザーの多くが、換気設定や呼吸メカニクスの変化に伴って変化する一回換気量について十分理解していないままとなっています。HFOV中の換気量の原則は、生理学的呼吸数より多い換気回数で行われる圧力制御換気の原則と同じです。一回換気量の決定因子を理解することは、高頻度換気における一回換気量が、換気設定の違いによってどのように変化するかを理解するのに役立ちます。吸気の一換気量を例に取り、 $V=(C\Delta P)(1-e^{-T_I/RC})$ から算出した吸気一回換気量の波形を図7-1に示しました。この波形の高い位置で推移している箇所(プラトー)は、コンプライアンスと振幅圧を乗算することにより得ることができます。最大一回換気量が供給されるまでの速度は、呼吸の時定数(RC)の関数であり、供給される絶対量は、時定数に対する経過した吸気時間(t_i)で決定されます。

一回換気量の算出

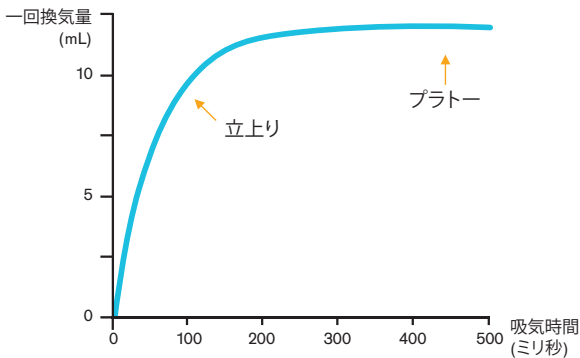
I

一回換気量は次の公式で表されます:

$$V=(C\Delta P)(1-e^{-T_I/RC})$$

[V_T :一回換気量、C:コンプライアンス、 ΔP : ΔP (PIP-PEEP)、R:抵抗]

$R \times C$ が時定数(τ)となります。



D-710-2016

図7-1: 吸気一回換気の波形(従圧式コンベンショナル換気)

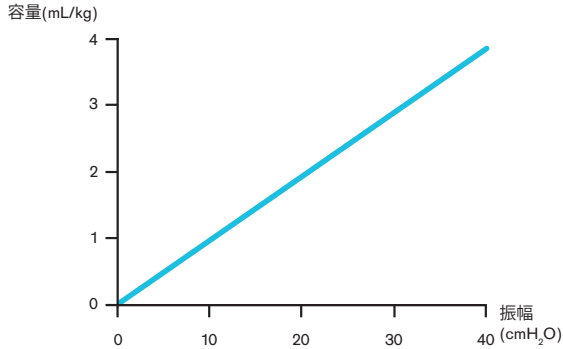
プラトー供給量(最大一回換気量)は、コンプライアンスと ΔP (最高吸気圧 - 呼気終末陽圧)の乗算により得ることができる。最大一回換気量を達成する速度は、時定数($\tau=RC$)により決定する。任意の換気圧力設定と呼吸メカニクスの組み合わせにおける実際に供給される一回換気量は、経過時間(t)により決まる。

7.1 一回換気量の決定因子

この決定因子について理解すると、振幅や振動数、I:E比などのHFOV設定をどのように変更すれば、一回換気量の肺への供給を変化させることができるかが理解できます。また、肺の力学特性が異なることにより、一回換気量が変わる理由についてもわかるようになります。

7.1.1 振幅圧

コンベンショナル換気では、 ΔP は最高吸気圧(PIP)と呼気終末陽圧(PEEP)の差を表します。これらのパラメーターは別々に設定できます。HFOVでは、振幅圧(ΔP)は人工呼吸器で直接設定されます。振幅圧の増加によって、供給可能な最大一回換気量も増加します(図7-2参照)。

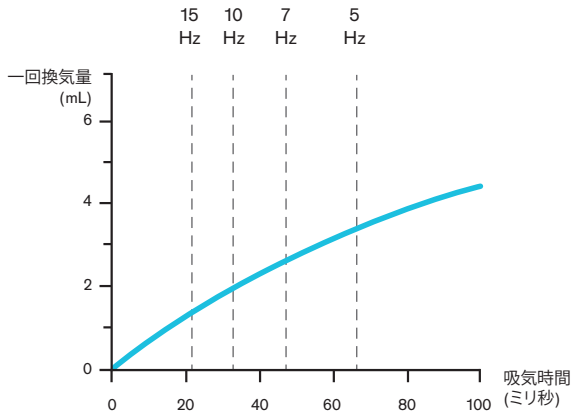


D-711-2016

図7-2: 振幅圧が供給される一回換気量に及ぼす影響

肺コンプライアンスに関係なく、振幅が増加すると、供給される一回換気量も増加する。図は、体重1kgの児におけるコンプライアンス0.1mL/cmH₂O、抵抗100cmH₂O/L/s、吸気時間33ミリ秒 (f=10Hz、

I:E比=1:2)の一回換気量を示している。



D-712-2016

図7-3: 振動数の上昇に伴い、絶対吸気時間が減少

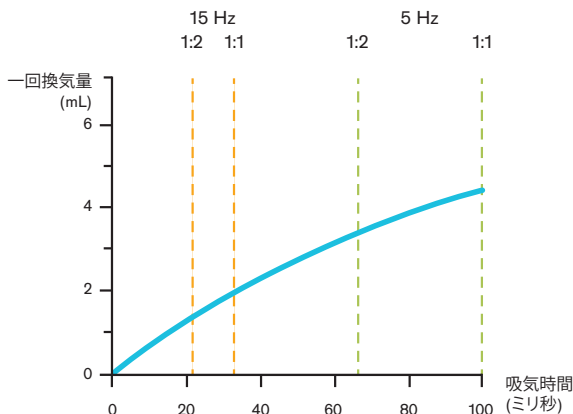
図は、I:E比=1:2における吸気時間を示している(すなわち、吸気時間は33%)。

7.1.2 振動数

振動数が上昇すると、換気サイクルごとのガス供給量の絶対振動時間が短くなります。I:E比に変化がない場合、振動数が上昇すると、絶対吸気時間が短くなります。換気時間が短いため、それ以外の人工呼吸器の設定と肺の力学特性が変わらない場合、振動数が上昇すると供給される一回換気量は減少します(図7-3参照)。

7.1.3 I:E比

I:E比が1:2から1:1に増加すると、絶対吸気時間も延長し、肺へ供給量を確保するためにより多くの時間が割り当てられます(図7-4参照)。また、I:E比が絶対一回換気量に与える影響は、振動数と肺メカニクスにも依存します。一回換気量の急激な変化は吸気相の初期で起こるので、I:E比を1:2から1:1に変えた場合、一回換気量は低振動数と比べ高振動数において増加する割合が大きくなります。同様に、肺の時定数が長くなることにより最大一回換気量に到達するための絶対時間が増えるため、I:E比を1:2から1:1に変えた場合、肺の時定数が長くなり、一回換気量の増加する割合が大きくなります。



D-713-2016

図7-4: I:E比の変化による絶対吸気時間と供給される換気量の変化

図は、振動数5Hzと振動数15Hzにおける変化を示している。

7.1.4 肺メカニクス

コンベンショナル換気の生理学的換気回数における換気中の吸気時間は、通常5時定数を超えるため、約4~6mL/kgの一回換気量を肺に供給するための十分な時間があります。

一方、HFOV換気では、吸気時間はコンベンショナル換気よりもはるかに短く、HFOV中の吸気時間は通常、肺の3~5時定数が経過するのにかかる時間よりもかなり短くなります。さらに、絶対吸気時間ではなく、呼気時間の割合の設定、または吸気呼気相比の定義が行われるため、絶対吸気時間は、通常、振動数の変化とともに変化します。サイクルの長さは、振動数の増加に伴い短くなります。したがって、I:E比を一定に保つと、絶対吸気時間は振動数の増加とともに短くなります。

図7-5では、HFOVで吸気時間が制限された結果、一回換気量は、コンベンショナル換気に比べてかなり少なくなることが示されています。図7-5はまた、呼吸器系の力学特性がHFOV中に供給される一回換気量に大きく影響することも示しています。極めて時定数が短い(すなわち、低コンプライアンス)肺は、最大一回換気量に素早く到達しますが、健康的で抵抗の高い肺では、HFOV波形の吸気相が終了する前に、最大一回換気量に到達しない場合があります。

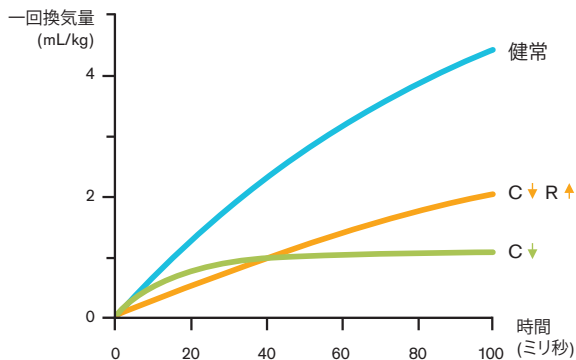


図7-5: 肺メカニクスがHFOV中の吸気一回換気量に及ぼす影響

青線: 兎の健康的なコンプライアンス(1.0mL/cmH₂O)の肺

緑線: 極めて低いコンプライアンス(0.1mL/cmH₂O)の肺

橙線: 抵抗が高く(250cmH₂O/L/s)、コンプライアンスが低い(0.6mL/cmH₂O)肺(BPDなど)

HFOV人工呼吸器パラメータと一回換気量

S

CO₂の排出は、主に、一回換気量と振動数によって決まります(第5.5章参照)。一回換気量は、通常、解剖学的死腔以下(2~3mL/kg)となります。

一回換気量は、次の制御パラメータを変更することにより調節されます。

■ 振幅

- ・ 振幅が大きいほど、一回換気量も多くなります。

■ 振動数

- ・ 振動数が増加すると、供給される一回換気量が減少します(換気量保証(VG)機能が無効の場合)。
- ・ 振動数を下げると一回換気量は増加します(換気量保証(VG)機能が無効の場合)が、振幅圧の伝達が増加(減衰の減少)します。

■ 呼吸時間の割合

- ・ 吸気時間を削減することにより(I:E比=1:2または1:3)、酸素供給のための時間が少なくなるため、一回換気量が減少します。
- ・ 吸気時間が長くなると(I:E比=1:1)、一回換気量が増加します。

■ I:E比

- ・ I:E比を1:2から1:1へ、または1:3から1:2へ変更することにより、一回換気量が増加します。

8 膨張肺気量と平均気道内圧

HFOV中の肺を過不足なく膨張させ、リクルートメントを良好な状態に保つことは、肺への圧損傷を最小限に抑え、動脈への酸素供給を最適化するために極めて重要です。肺のリクルートメントは、主に平均気道内圧の調節により行われます。肺気量を拡張する決定因子と、HFOV中に最適な肺拡張を達成する方法を理解することは、この換気法の利益を最大限に活かし、損傷を最小限に抑えるために極めて重要です。

8.1 HFOV中の膨張肺気量の決定因子

平均気道内圧、すなわち、肺内の膨張圧力(P_L)を変更することによって膨張肺気量が変わります。しかし、肺内圧力は簡単に測定できないため、平均気道開口圧力(P_{ao}) (気道開口部または「患者のYピース」で測定される圧力)を肺内圧力の目安として使用します。これらの両方の圧力の決定因子を理解することは、さまざまな臨床現場で肺気量を最適にする上で極めて重要です。

8.1.1 平均気道内圧の制御

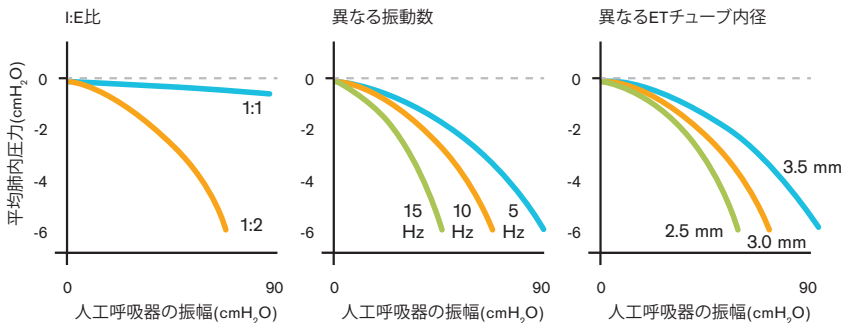
HFOV中の平均気道内圧は、通常、臨床医が人工呼吸器を制御して調節します。人工呼吸器は、バイアスフローや呼気弁での抵抗を調節することにより、平均気道内圧の増減を達成します。

8.1.2 平均肺内圧の決定因子

コンベンショナル換気中、気道開口部での平均気道内圧は、通常、平均肺内圧(肺を実際に膨張させる圧力)と非常に近くなります。一方、HFOV中の平均肺内圧力は、人工呼吸器の設定平均内圧、または気道開口部で記録され人工呼吸器で表示される平均内圧よりも高いまたは低い場合があります。

平均肺内圧力が平均気道開口部圧力よりも高い場合は、通常、適用した平均気道内圧が不十分であることによるガストラップの発生がその要因となります。平均気道内圧を上げて、気道開口部を広げることにより、肺の末梢で空気がトラップされるのを防ぐことができます。

より一般的なのは、平均肺内圧力が気道開口部で測定され人工呼吸器に表示される圧力よりも低くなることです。図8-1で示す通り、この圧力損失(負の値で表示される $P_L - P_{ao}$)は、1:2(または1:3)のI:E比が使用される場合のみ発生し、1:1では発生しません。さらに、振動数の増加や気管内チューブ内径の減少に伴い、同量の一回換気量や振幅圧を達成するために、気道開口部から肺内の肺胞への圧力降下が増大します。コンベンショナル換気から高頻度振動換気に切り替える際、圧力降下がI:E比に依存することを覚えておくことが重要です。1:2のI:E比を使用して同じ平均肺内圧力を達成するためには、1:1を使用する場合に比べ、人工呼吸器の平均気道内圧を高く設定する必要があります。



D-715-2016

図8-1: I:E比、振動数、気管内チューブ内径が平均肺内圧低下に及ぼす影響

左図: I:E比=1:1の場合、気道と肺胞間の平均圧力はほぼ同じである。一方、I:E比=1:2の場合、人工呼吸器の振幅が大きくなるにつれ、平均気道内圧は段階的に低下する。

中央・右図: I:E比=1:2では、気道開口部から肺胞へ向かう圧力降下は、振動数の増加、または気管内チューブ内径の減少に伴い増大する。

抵抗圧力の降下

I

HFOV中の抵抗圧力の降下は、次の式で表されます:

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

[P_{res} :抵抗圧力降下、 k_1 、 k_2 :定数、 \dot{V} :気管内チューブ内のフロー]

I:E比=1:1の場合、吸気と呼気の P_{res} はほぼ等しくなり、サイクルを通して実質的な圧力降下は生じません。I:E比=1:2の場合、吸気フローが呼気フローよりも多いため、吸気中に呼気中よりも大きな圧力降下が生じます。数学的には、圧力降下の規模は二乗平均吸気速度と二乗平均呼気速度の差に比例します(12)。

平均肺内圧力とI:E比

S

- 平均肺内圧力は、肺を膨張させる有効圧力で、直接測定することはできません。
- 平均肺内圧力は、I:E比=1:1の時、設定される平均気道内圧と最も近くなります。
- I:E比=1:2または1:3の時、平均肺内圧力は、設定される平均気道内圧よりも低くなります。

8.2 最適な肺気量の達成

8.2.1 HFOV中の肺リクルートメントと肺気量最適化へのアプローチ

HFOV中の肺リクルートメントにはいくつかの方法があります。最も一般的な方法は、平均気道内圧を段階的に増加し、その後減少させる方法です。このアプローチは肺を完全にリクルートし、無気肺にHFOV法を開始する際の最適な膨張圧力を見つけるのに最も効果的です。図8-2は、呼吸窮迫症候群による無気肺を有する児の肺にリクルートメントを行う際の段階的アプローチの方法を説明したものです。

8.2.2 肺リクルートメント中の容量障害の防止

肺にリクルートメントを行うと、肺のコンプライアンスが変化します。最初、肺コンプライアンスは肺気量の増加に伴い、膨張線の急上昇する部分上で増加します(図8-2のステップ2)。開口圧力が達成され、肺が過膨張し始めると(図8-2のステップ3)、コンプライアンスは低下します(図8-2のステップ3)。その後、圧力が低下するにつれ、コンプライアンスが再び上昇し、閉鎖圧力に到達すると、再び低下します(図8-2のステップ4)。

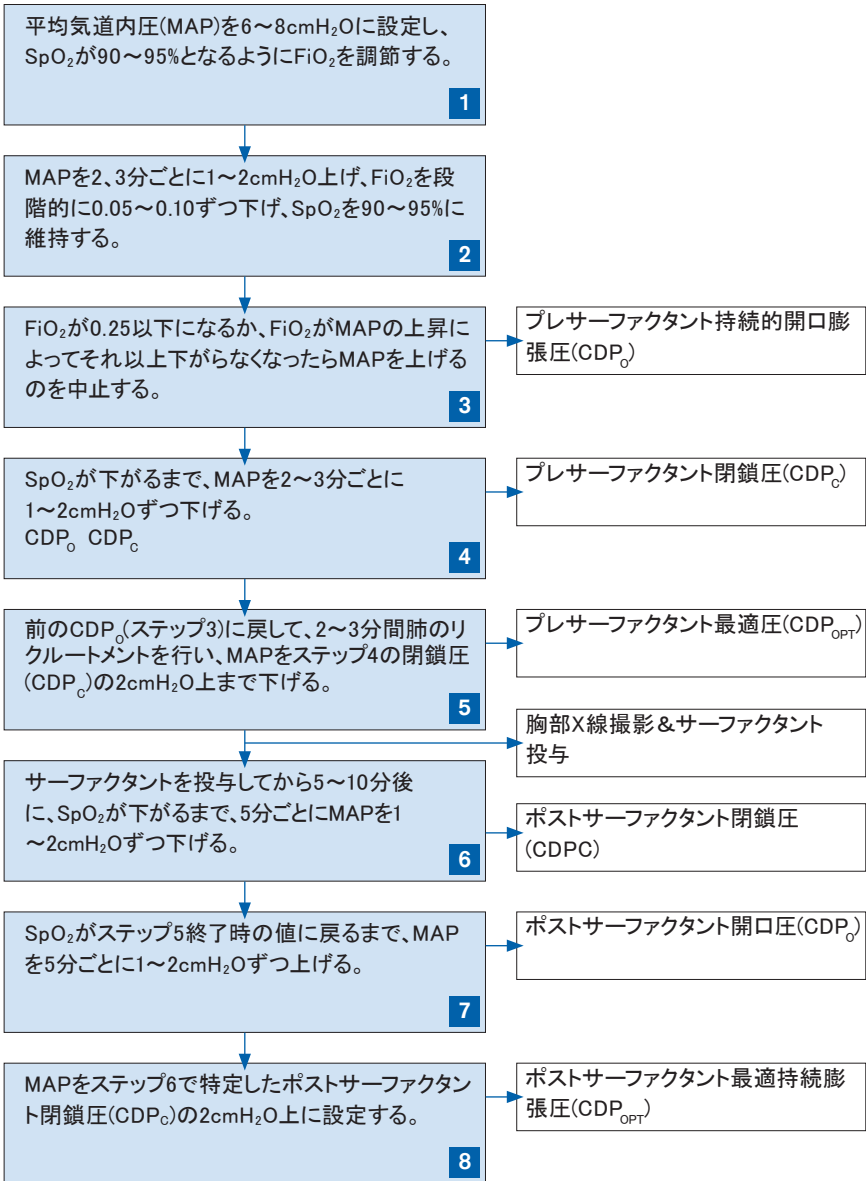
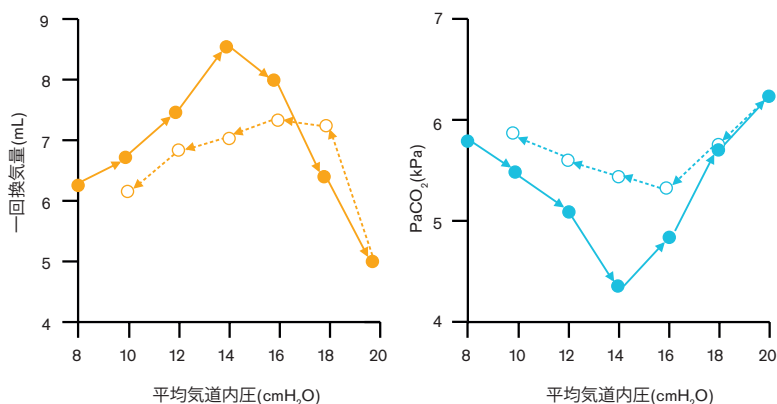


図8-2: HFOV中の無気肺リクルートメントのアルゴリズム(16)

コンプライアンスのこのような変化は、一回換気量に重要な影響を与えます。図8-3は、換気量保証(VG)機能を使用しない場合、リクルートメント中に一回換気量が大きく変化するのを示しています。振幅圧はリクルート手技中を通して一定に維持されます。一回換気量の変動は、動脈内の二酸化炭素分圧にも同様の大幅な変動を引き起こし、さらには脳内血流への望ましくない変化をもたらす可能性があります。したがって、リクルートメント手技中は、脳内血流の急変による悪影響を回避するために二酸化炭素量、一回換気量、 DCO_2 を継続的にモニタリングし、振幅圧を調節し続けるか、換気量保証(VG)機能を有効にすることが極めて重要です。



D-716-2016

図8-3: 肺リクルートメント中の一回換気量と PaCO_2 における変化

この図は、肺気量のリクルートメント中、振幅が一定に保たれている場合、平均気道内圧は最初に上昇し(実線/中塗り円)、その後下降する(点線/中抜き円)という変化を示している(17)。

8.2.3 HFOVにおける最適な肺気量の維持

肺が最適にリクルートされたら、肺気量をこの最適水準で維持し、医源性肺損傷リスクを常に最小限に抑えることが重要です。肺疾患が改善するにつれ、最適膨張圧力は低下します。したがって、患者が持続気道陽圧(CPAP)で使用される圧力とほぼ等しい圧力の平均気道内圧を使用して、ガス交換を維持できるようになるまで、平均気道内圧を徐々に低下させます。

8.2.4 無気肺の防止

無気肺損傷は虚脱した(無気)肺を換気することによって起こります。HFOV中の無気肺は、分泌物の吸引や、平均気道内圧を強引に下げerウィーニング、または自発呼吸努力がない状態で少ない一回換気量のHFOVを長期間使用するなどによって起こります。適切な加湿を続けることで、細い気道の閉塞や肺の虚脱を誘発する粘稠な分泌物の生成リスクを軽減することができます。また、吸引後に速やかに肺の再リクルートメントを行うことで、予期せぬ肺の虚脱を回避することができます。中程度の吸気圧でたまに深呼吸(1分間に1回程度)を入れることで、少ない一回換気量のHFOVを長時間行う際、肺気量の維持が促進される場合があります。

8.3 過膨張の防止

HFOV中の容量損傷は、肺の静的過膨張と周期的過膨張の両方によって起こります。最大肺胞膨張とは、最大吸気時に到達する容量を指し、全肺気量の90%を超えてはいけないことが図8-4で示されています(15)。肺は高い平均気道内圧で機能的残気量以上の水準で開いた状態に維持されているため、肺疾患が改善した場合は、肺のコンプライアンス改善による過膨張を起こさないように、MAPを下げる必要があります。

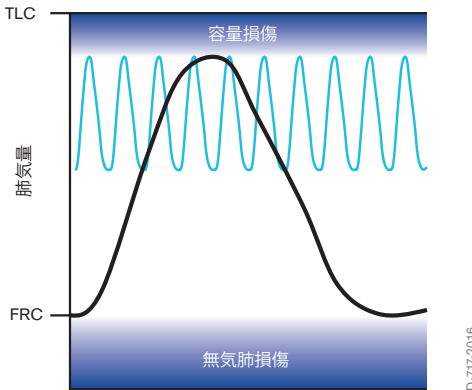


図8-4: HFOVとコンベンショナル換気における膨張肺気量の違い

コンベンショナル換気と比較し、HFOV中には、肺は機能的残気量(FRC)よりも全肺気量(TLC)に近い状態で維持されている。

9 HFOVの管理

9.1 コンベンショナル換気からの切り替え

基礎疾患によってHFOVのアプローチが若干異なるため、HFOVを始める前に患者の基礎疾患の性質を考慮し、明確な換気戦略を立てることが重要です。以下のガイドラインは、サーファクタント不足によるRDSなどで起こる、均一に虚脱した肺胞のリクルートメントに適しています。他の肺疾患に対する推奨ガイドラインは、セクション12をご覧ください。

9.1.1 患者の準備とモニタリング環境

適切なモニタリング設備が利用可能な状態にあり、HFOV開始後、表示されるデータに基づきHFOV人工呼吸器を調節・最適化できるように準備します(セクション10を参照)。コンベンショナル換気中に適用されている現在の ΔP (PIP-PEEP)と平均気道内圧を記録しておく、HFOV人工呼吸器を初期設定するときの目安となります。気道の分泌物は、HFOV中の適切な一回換気量の達成を妨げる主要要因で(コンベンショナル換気中よりも、大きな問題となります)、近位の肺胞への振幅圧力の伝達を増加させるリスクをもたらします(セクション6.2.2を参照)。したがって、HFOVの開始で臨床症状を悪化させないために、HFOV開始前に気管吸引を行うことが推奨されます。

9.1.2 平均気道内圧の設定

平均気道内圧は、膨張肺気量を決定する主要因子で、肺の血管抵抗、ひいては肺毛細管内の血流にも影響を及ぼします。したがって、平均気道内圧は、肺胞から肺毛細管への酸素分布の主要決定因子となります。図8-2は、新生児呼吸窮迫症候群におけるHFOV一次治療に対する、最適な平均膨張圧を特定するための戦略を示したものです。救命治療としてHFOVが使用されている場合も、無気肺の初回リクルートメントと同様のアプローチを適用することができます。この場合は、最初の平均気道内圧の有用なガイドとして、コンベンショナル換気とおよそ同じ(I:E=1:1)、または2~3cmH₂O高い(I:E=1:2)平均気道内圧を使用します。

9.1.3 振幅圧の設定(従圧式HFOV)

10HzでHFOVを開始する場合、HFOV人工呼吸器の ΔP をコンベンショナル換気で使用されている ΔP (PIP-PEEP)の約1.5倍に設定すると、HFOV中に合理的かつ保守的な初期振幅圧が提供されます。振動数が10Hz以上の場合、人工呼吸器の初期振幅圧を高め設定し、振動数が10Hz未満の場合は、初期振幅圧を低めに設定する必要があります。

HFOVの開始直後に、供給された一回換気量によって、振幅圧の妥当性を再評価する必要があります。必要な一回換気量は振動数により異なりますので、各振動数に対するおおよその「目標」一回換気量は、下表を参照してください。HFOVの一回換気

量のモニタリングを行わない場合、胸壁の適当な振動(小刻み振動)の目視確認を目安にして、振幅圧の妥当性を判断することができます。いずれの方法を使う場合も、 $p\text{CO}_2$ の経皮的測定により動脈内の CO_2 をしっかりとモニタリングし、 $p\text{CO}_2$ が段階的に変化するように振幅を設定します。 $p\text{CO}_2$ の急速な変動は、脳内血流での悪影響のある突発的な変化が伴っている可能性があります。

患者の体重ごとの初期 DCO_2

体重(kg)	5Hz 3.46mL/kg	7Hz 2.93mL/kg	10Hz 2.45mL/kg	15Hz 2.00mL/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

表1: 許容できる高二酸化炭素血症(Permissive hypercapnoea)と同じ DCO_2 を達成する振動数と一回換気量の組み合わせ

不適當または過度な胸壁の動きが確認された場合は、すぐに ΔP を再調節して、低二酸化炭素血症や高二酸化炭素血症が起こらないようにします。一回換気量のモニタリングが実施されている場合、供給される一回換気量と DCO_2 の妥当性について検討する必要があります。

有意な高二酸化炭素血症でHFOVが開始される場合、約2~3mmHg/分(0.3~0.4 kPa/分)の経皮 $p\text{CO}_2$ で段階的に減少するように振幅圧を調節し、脳内出血の一因となる脳内血流の急激な変化を防ぎます。

9.1.4 一回換気量(VT_{hr})の設定(目標換気量設定、圧力制限HFOV)

圧力制限設定されたHFOV+VGを開始する際は、同様に pCO_2 の制御・最適化に焦点を合わせます。開始時の振幅圧を選択する代わりに、振動に対して選択された振動数に適切な換気量保証(VG)を設定します。

DCO_2 を $40\sim 60\text{mL}^2/\text{kg}^2/\text{秒}$ にすると、通常、高二酸化炭素血症の軽度許容範囲の $PaCO_2$ を達成します。HFOV+VG中に高二酸化炭素血症の軽度許容を達成する推奨一回換気量については、表1と図9-1のイラストをご覧ください。重要な点として、同じ DCO_2 を達成し、その結果同様に肺からの CO_2 排出率を達成するには、低振動数ではより多くの一回換気量が必要となります。したがって、低振動数の使用を決定した場合、必要とされる多量の一回換気量によって未熟な肺泡を過膨張する可能性があるため、肺泡への容量損傷リスクに対処する必要があります。

HFOV+VGに使用される振動装置は、通常、圧力制限設定によってこのリスクに対応しています。圧力制限設定されたHFOV+VGで最大振幅圧(ΔP_{max})を設定することは、換気量保証(VG)を設定したコンベンショナル換気で最大PIPを設定することに相当します。HFOV中、 ΔP_{max} は、最初の安定期の後に、選択した振動数において、望まれる目標 $PaCO_2$ を達成する一回換気量(VT_{hr})を供給するための ΔP よりも約 $5\text{cmH}_2\text{O}$ 高く設定します。 ΔP_{max} で $5\text{cmH}_2\text{O}$ の余裕を持つことで、短期的または持続的な軽度の悪化があった場合でも、人工呼吸器が一回換気量(VT_{hr})を維持することができるようになります。 ΔP_{max} は平均 ΔP よりも $5\text{cmH}_2\text{O}$ 以上高く設定しないようにし、患者の臨床状態が変化した可能性が臨床医や看護師に通知されることなく、肺メカニクス(したがって肺の酸素供給)に有意な悪影響が及ぶのを防ぐことが重要です。

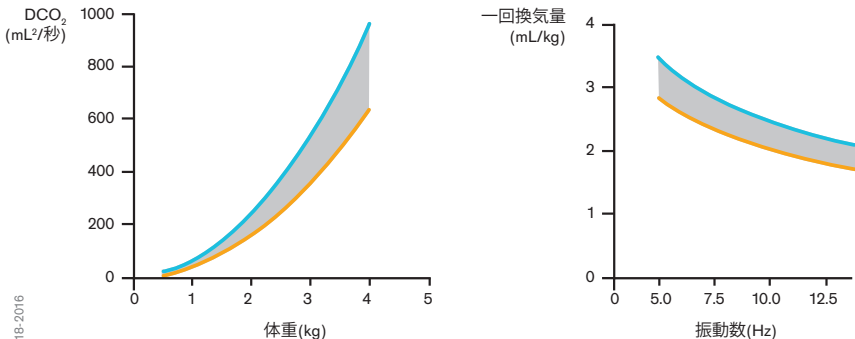


図9-1: 目標振動数帯域および振動数と患者の体重に対する DCO_2
図は、各変数に対する目標の下限(オレンジ)と上限(青)を示している。

9.2 HFOVの継続

HFOVが安定したら、患者の状態を最適に維持するために、注意深くモニタリングを行う必要があります。特に、肺の膨張状況や酸素供給量に注意し、必要に応じて平均気道内圧を調節します。一方、経皮的二酸化炭素分圧、一回換気量(VT_{hf})、胸壁振動、灌流における変動は、ガス混合や容量供給の有効性に影響を及ぼす可能性があります。振幅圧設定を変更すると、HFOV中の非常に効率的なガス混合によって、新しい $PaCO_2$ の均衡は数分以内で迅速に達成されます。一方、平均気道内圧の変更による肺気量のリクルートメントには少し時間を要します。リクルートメントの初期段階後、15分経過してから、平均気道内圧の変動による影響を評価すると良いでしょう。HFOV中に観察される変数を慎重かつ正しく解釈することで、HFOVパラメータを調節し、患者の状態を適切に管理することができます。

9.2.1 酸素供給の管理

適切に酸素供給が行われたら、 FiO_2 を約0.25～0.30Vol.%にウィーニングします。その後、平均気道内圧を慎重かつ段階的に下げていきます(1～4時間ごとに1～2cmH₂Oずつ)。

低酸素症の急性発症は、その原因によって平均気道内圧を再度上げる必要がある場合(無気肺など)と、下げる必要がある場合(肺の過膨張など)があります。原因が明らかでない場合は、まず、平均気道内圧を下げ、不注意に過膨張を悪化させないようにします。必要に応じて、短期間のリクルートメントを再度行うか、間欠的な持続膨張(Sustained inflation: 深呼吸)を行うことで、平均気道内圧を上げます。Sustained inflationは、具体的には肺に最小追加容量を供給するだけの圧を上昇させます。全身血圧を下げたり、中心静脈圧を有意に上げたり、肺内血流を妨げたりする高い平均気道内圧の使用は避けることが極めて重要です。適切に平均気道内圧を下げたにも関わらず過膨張が悪化または持続する場合は、振動数を下げ、I:E比を1:2以下にすることで、呼気相中にガスがより効果的に排出する可能性があります(25)。

9.2.2 二酸化炭素の管理

高二酸化炭素血症は、分泌物が気道に詰まる気道閉塞により二次的に発生したり、肺気量の変動(過膨張または膨張不足)により発生したりする場合があります。気道閉塞は、HFOVの効果を著しく阻害し、近位器官に過度な圧力を伝達して損傷させるリスクがあるため、素早く対処する必要があります。吸引後のリクルートメントを行わない場合、吸引中の肺の収縮によって、その後の呼吸低下を引き起こします。効果的な吸引後のリクルートメントは、平均気道内圧の短時間のわずかな上昇(2～4cmH₂O)、深呼吸回数の一時的(5分間)な増加(最大2～5回/分)、または2～3秒間の手動での持続膨張(2～3回)によって多くの場合達成されます。深呼吸の目的は、実質的な一回換気量を供給するというより、虚脱した肺胞を再開させるための平均圧力を上げるこ

とです。したがって、深呼吸は長い吸気時間(0.5~2.0秒)で、平均圧力より5cmH₂O高い圧で供給されるのが最適です。

高二酸化炭素血症/低二酸化炭素血症は、DCO₂を維持することにより最も効果的に管理できます。肺の状況変化(改善または悪化)により、DCO₂が急速に変化する場合があり、その結果、低二酸化炭素血症または高二酸化炭素血症が発症する可能性があります。換気量保証(VG)を使用しない場合は、供給される一回換気量(換気量モニタリングが可能な場合)や胸壁振動を慎重かつ継続的にモニタリングすることが非常に重要です。

肺の状況が本質的に変化しない限り、DCO₂の増加によって二酸化炭素の排出を最適に管理することができます。HFOV人工呼吸器にはほとんどの場合、装置上にDCO₂を直接調節できる専用ダイヤルがありません。DCO₂の変動は、通常、一回換気量(VT_{hf})や振動数の変更を介して行います。肺の疾患に本質的な変化がない限り、一回換気量(VT_{hf})を変更してDCO₂を調節することが推奨されます。換気量保証(VG)を使用しない場合、一回換気量(つまりはDCO₂)は ΔP_{hf} を変更して調節します。HFOV+VGでは、最大振幅圧がその容量を供給するのに必要な振幅圧以上にある限りは、一回換気量(VT_{hf})を直接変更してDCO₂を管理します。上述の通り、振動数を用いて二酸化炭素の排出を管理する場合、望ましくない副作用が出る場合があります。換気量保証(VG)を使用しない場合、振動数を下げることで任意の振幅圧で一回換気量(VT_{hf})を増やすことができますが、これにより、圧損傷の原因となる末梢気道へ伝達される圧力が上昇し、換気における医源性リスクが高まります。そこで、人工呼吸器に表示される振幅圧は、末梢器官で起きている圧力変化を正確に反映していないことを覚えておくことが重要になります。低振動数使用時の人工呼吸器の振幅低下は、気道や肺胞内の末梢振幅圧の低下を意味していません(セクション6を参照)。一方、換気量保証(VG)を使用している場合、振動数の変更が一回換気量(VT_{hf})に与える影響は、あるとしても、任意の人工呼吸器の性能の範囲内で、最小限に抑えられます。したがって、HFOV+VGで振動数を下げると、実際にDCO₂が減少し、PaCO₂が増加します。

9.3 加湿

気道の上皮表面への不可逆的な損傷を避けるため、吸気ガスを適切に加湿・加湿（相対湿度90%）することが重要です。十分に加湿されない場合、気管支を閉塞する粘性の高い分泌物が生成され、肺胞を硬化・虚脱したり、ガス交換を阻害したりします。これによりコンプライアンスが低下し、低コンプライアンスは末梢肺への振幅圧力の伝達を促進するため、圧損傷のリスクが高まります。一方、過加湿は患者回路や気管内チューブ、気道での結露を促進し、適切な一回換気量の供給を阻害します。

9.4 HFOVからのウィーニング

いずれの換気の場合と同様に、HFOV中のウィーニング目標は、補助器具の使用から徐々に離脱し、自発呼吸を促すことです。臨床医の多くは、ウィーニングの際に高頻度換気から、コンベンショナル換気に戻す傾向にあります（さまざまな人工呼吸器の相対的な有用性によると考えられます）、HFOVから非侵襲的呼吸補助システムに直接的に切り替えることが可能であり、むしろこちらの方法のほうが好ましい場合が多いです。

HFOVから自発呼吸へのウィーニングは、直観的なプロセスです。非侵襲的呼吸補助システムが提供する気道補助のレベルに到達するまで、平均気道内圧を段階的に下げます。振幅圧は、患者が穏やかな自発呼吸によりCO₂を自ら吐き出すことができるようになるまで徐々に下げられます。肺メカニクスが正常化し、コーナー振動数が下がるとともに振動数を下げるという理論的議論もありますが、通常、HFOVのウィーニング中に振動数を変える必要はありません。

ウィーニングにかかる時間は、肺の基礎疾患により異なります。呼吸窮迫症候群や新生児遷延性肺高血圧症など、急性疾患の場合、ウィーニングはほんの数時間で終わる可能性があります。気管支肺異形成症などの慢性疾患では、数日間または数週間かけてHFOV呼吸補助システムのウィーニングを行います。正確にどれくらいの日数が必要かは、合併症の状態など、患児ごとに異なります。

10 HFOV中のモニタリング

人工呼吸器を使用しているすべての患者の臨床的管理を行う上で、慎重かつ継続的なモニタリングは欠かせません。ガス交換が一回換気量($V_{T_{hf}}$)を二乗した値に依存していることにより、呼吸器系と換気回路のメカニクスにおけるいかなる変化によっても、 $PaCO_2$ が大きく変動するため、HFOV中は、モニタリングが特に重要です。

10.1 ガス交換のモニタリングと呼吸メカニクス

HFOVを開始する前に、設置すべき基本モニタリングツールには、経皮的動脈血酸素飽和度(SpO_2)、経皮的二酸化炭素、フロー/一回換気量($V_{T_{hf}}$)などを含める必要があります。一回換気量表示欄では1kgあたりの一回換気量も表示されると理想的です。HFOV中の CO_2 排出量は、 DCO_2 (振動数 $\times V_T^2$)に依存するため、肺疾患や肺メカニクスの異なる段階に合わせて人工呼吸器の呼吸回数を変えた場合に $PaCO_2$ の安定性を促進するのに DCO_2 モニタリングは役立ちます。

気道開口部から肺までの振動の減衰と、この減衰が換気条件設定と挿管下にある呼吸器系のメカニクスに依存していることにより、HFOVでは、コンベンショナル換気と比較し、肺メカニクスを測定するのはより困難です。断続的なコンベンショナル換気サイクルを深呼吸として使用する場合、吸気圧がプラトーに到達していれば、コンベンショナル換気中に測定される一回換気量と、PIPとPEEPの差を使って、動的コンプライアンス(C_{dyn})を計算することができます⁵。

このような断続的なコンベンショナル換気の呼吸サイクルがない場合、HFOV中に同様の方法でコンプライアンスを評価したくなるかもしれませんが、振幅圧波形は振動数に依存して減衰するため、振動数スペクトルにわたってこれを有意義な方法で適用または解釈することはできません。実際、振動数が15Hzの時、一回換気量は肺コンプライアンスから比較的独立しています。

10.2 肺気量のモニタリング

肺気量を最適に保つことが、HFOVの安全性と肺保護の最重要事項であるとする認識がますます高まるなか、肺気量を評価するツールは依然としてHFOV研究の焦点となっています。定期的な胸部X線写真は、肺拡張のおおよその指標を提供します。肺気量は、鎖骨中線で後部第8または第9後肋骨まで拡張したときに最適であると評価できます(在胎期間および肺形成不全症の有無による)。呼吸インダクタンス・プレクスモグラフィと電気インピーダンス・トモグラフィは、最初のリクルートメント中の肺気量における相対的および一時的な変化をモニタリングするのに優れたツールであることが研究で実証されています。

⁵ $C_{dyn} = V_{T,CV} / (PIP_{CV} - PEEP)$

電気インピーダンス・トモグラフィは、気胸の有無を確認するのにも役立ちます。コンベンショナル換気では、肺実質病変の検査に肺の超音波も広く使用されるようになっており、HFOVでも近い将来採用されることが予想されます。

HFOV中のモニタリング

換気パラメータ	振動数 ΔP および ΔP_{\max} (換気量保証機能) 平均気道内圧 設定 V_T および供給 V_T (換気量保証機能) I:E比(または吸気時間の割合) DCO_2 (振動数 $\times V_T^2$) FiO_2
ガス交換	血液ガス 経皮 pO_2 および pCO_2 SpO_2
肺気量と肺メカニクス	胸部X線写真 呼吸インダクタンス・プレチスモグラフィ 電気インピーダンス・トモグラフィ 振幅圧力比($\Delta P_{\text{trachea}} / \Delta P_{\text{ventilator}}$) C_{dyn} (間欠的強制深呼吸)
循環器系と全身灌流	心拍数 全身動脈圧 中心静脈圧 尿量

表2: HFOV中のモニタリング

10.3 循環器系と全身灌流のモニタリング

HFOV中に中程度に高い膨張圧を継続的に適用することは循環器系と呼吸器系の相互作用にさらなる負荷をかけます。HFOVを使用している病状の重篤な患児では、定期的または継続的な中心静脈圧および全身血圧のモニタリングを追加するとさらに有益です。平均気道内圧が非常に高い状態で中心静脈圧が上がる場合は、心肺の機能不全を警告している可能性があります。また、毛細血管再充満時間の延長や、尿量の減少からも、心機能の低下を疑うことができます。断続的な心機能エコー検査からも、心収縮力、心拍出量、右心室圧に関する情報が得られます。

この心機能データは、平均気道内圧戦略の変更が循環機能に悪影響を与えた場合に、それを早期発見するのに役立ちます。近赤外線分光法(NIRS)を使った脳や末梢組織の酸素飽和度の記録も、HFOV戦略の設定変更による全身的な影響に関する情報を得るのに有効です。

11 HFOVの適応

振動換気は1980年代初頭から臨床現場で使用されてきました。HFOVは、当初、コンベンショナル換気に失敗した幼児の救命に使用され、多くの国において、HFOVの適応は今でもこれが主流となっています。HFOVは低膨張肺気量が特徴の肺疾患で有効な救命措置で、適切な肺リクルートメントが適用される場合、このような状況において、ECMOの代替として使用できる換気です。救命措置におけるHFOVは、膨張肺気量の最適化を目的として使用されています。この目的を達成することで、ガス交換中のガス混合を効率的に行い、ガス交換を向上します。同時に、従来の呼吸回数で同じガス交換を達成しようとする場合に起こる圧損傷から肺を保護します。

HFOVを使用した救命措置を行うタイミングの目安となる明確なエビデンスはありません。このようなガイドラインでは、疾患の性質(肺硝子膜症vs肺形成不全症など)や在胎期間に基づき、リクルート可能な肺気量を検討する必要があります(発育途中の児の肺胞は未形成または未発達であるため、体重に対する全肺気量や一回換気量よりも少ない量で過膨張を起こす可能性があります)。HFOVが救急措置として主に使用されている臨床現場では、最高圧力の絶対上限を救命措置的HFOVへの切り替え指標とするのではなく、臨床医が治療中の疾患の性質や肺疾患の自然経過における段階、患児の医原性損傷に対する脆弱性および抵抗性、在胎期間に適した健康的な呼吸パターンからの逸脱を検討して、救命措置的HFOVを開始すべきかを判断する必要があります。

HFOVが提供する少ない一回換気量と適切な肺気量が保証されることによって、肺

救命措置的HFOVの適応

	超早産児	早産児	正期産児
一回換気量(mL/kg)	4.5 – 5.0	5.0 – 6.0	6.0 – 7.0
最高吸気圧(cmH ₂ O)	22 – 25	24 – 27	25 – 30
呼吸回数(回/分)	70 – 80	60 – 70	50 – 60

表3: 救命措置としてHFOVの開始を考慮すべきコンベンショナル換気の設定条件例

保護目的のHFOVは、医原性損傷リスクを最小限に抑えながら効果的なガス交換を実現する、魅力ある理論的提案であると考えられます。それにもかかわらず、HFOVの臨床試験によるシステムティック・メタアナリシスでは、HFOVが気管支肺異形成症の発症率やRDSの早産児の死亡率の低下にほとんど貢献していないことが示唆されています(13, 18)。コンベンショナル換気と比較したHFOVの臨床試験の結果においては、らつきが出る理由は、さまざまに異なりますが、換気の開始時期(換気方法にかかわらず、素早く呼吸を回復してウィーニングが行える児もいます)や医療スタッフのコンベンショナル換気と高頻度換気に関する知識や実践能力が含まれていることは間違いありません。

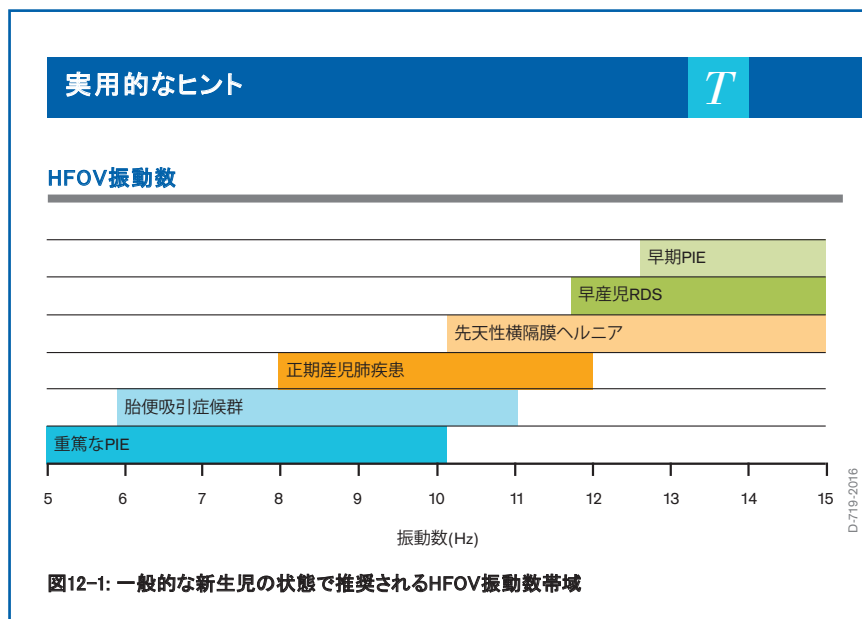
しかし、早期または先験的にHFOVを使用する場合を除き、異なる臨床シナリオにおける、HFOVの使用に関する比較臨床試験の数は比較的少ないままです。いずれにしても、HFOVの理論的利点に加え、急性呼吸窮迫症候群への即時適用以外の成功事例も報告されており、検討および研究を継続する価値があります。均質性肺疾患においては、特にHFOVが有効です。先天性横隔膜ヘルニアの複雑な外科的症候群に対する生存率が近年改善の傾向にあることに、肺保護HFOVの適用の成功が寄与している可能性もあります。同様に、新生児の遷延性肺高血圧(PPHN)においても、HFOVは効果的な治療法となっています。肺の虚脱や硬化のある二次性PPHNでは、特に有効です。

一方、不均一性肺疾患へのHFOVの適用については、あまり明確になっていません。胎便吸引(19)や重篤な気管支肺異形成症(20)に行った救命措置的HFOVの成功事例の報告があります。間質性肺気腫(PIE)でのHFOVの使用効果については、まだ十分に解明されていません。PIEでHFOVを使用した唯一の臨床試験では、軽度のPIEの肺に適用する場合のみHFOVは有効であり、中度または重度のPIEで使用した場合は効果を認めないか、有害となりうることを示されています(21)。システムティックレビューは、HFOVとエアリーク発現の増加の関係性を指摘しており、PIEの治療環境でHFOVを使用する場合は注意が必要であることを示唆しています(13, 18)。

12 さまざまな肺疾患におけるHFOV戦略

12.1 びまん性均質肺疾患

びまん性均質肺疾患には、呼吸窮迫症候群、びまん性肺炎、両肺形成不全などがあります。HFOVは均質性肺疾患の治療に最適です。この主要目的は、肺気量の均一なリクルートメントと維持により、圧損傷や容量損傷のリスクを最小限に抑えながら、酸素供給と換気を最適に行うことです。振動数は、予測される肺のコーナー振動数またはその前後に設定するのが理想的です。より発育が進んでいる児の場合は、振動数を10Hzに設定します。均質性肺疾患を有する超早産児や超低出生体重児では、12～15Hzのさらに高い振動数で効果的かつ最適に換気される場合があります。I:E比は、1:1または1:2を使用します。



均一に虚脱している肺のリクルートメントでは、図8-2(セクション8.2.1)のアルゴリズムに従って最適な膨張肺気量を特定するのが理想的です。また、サーファクタントの不足リスクが高いままの場合は、最初のリクルートメントの後にサーファクタントの投与を行います。FiO₂はHFOV中にウィーニングさせていきます。酸素供給が改善し、FiO₂が0.25を超えている限り、リクルートメントを続けます。最適な膨張肺気量に達成したら、患者の状態が改善し続けているのを確認しながら、経鼻持続気道陽圧と平均気

道内圧が等しくなるまで、平均気道内圧のウィーニングをゆっくり行います。リクルートメント中に換気量保証(VG)を使用することで、周期的な過度の一回換気量($V_{T_{hr}}$)や、結果として生じる $PaCO_2$ の急激な変動からHFOV中の患者を保護することができます。また、換気量保証(VG)を使用することにより、能動的な振動換気から自発呼吸に向けた自動的なウィーニングを促進します。換気量保証(VG)を使用しない場合、状態の改善を確認しながら、児の自発的かつ持続的な呼吸を促し、最終的に人工呼吸器を外せるように、手動で振幅圧を下げしていきます。

12.2 不均一性肺疾患

不均一性肺疾患は、病状が肺の異なる領域に存在し、その重症度も各領域で著しく異なっているのが特徴です。局所性肺炎、肺出血、胎便吸引、片肺形成不全、気管支肺異形成症などがこの疾患に含まれます。治療の主要目標は、より健康的な肺領域に新しい損傷を起こさないようにしながら、損傷した領域が改善するように効果的に酸素供給と換気を行い、最終的に、肺をより均一な状態へと導くことです。コンプライアンスや抵抗には領域ごとに違いがあるため、この目標を達成することは治療上の大きな課題となっています。コンプライアンスの高い肺領域を有意に過膨張させたり、損傷を与えたりする著しいリスクがあります。

理論的には、不均一な肺の状態は、それぞれの異なる領域の力学特性に合わせて、さまざまな振動数を同時に使うとより効果的に治療できると考えられます(22)。しかし、これが可能な装置はまだ市販されていません。そのため、臨床医は可能性の高い力学特性と基礎病変の臨床経過を検討し、それに応じて換気戦略を適応させていく必要があります。

局所的な非均質性(特に非均質性が局所的な無気肺による場合)は、低振動数を使用するよりも高振動数を使用することで、効果的にこの状態を解消することができます(23)。高振動数が不均一性の解消に効果的である理由は、高フロー速度とフロー波形での加速上昇(急な傾き)が、無気肺領域でのリクルートメントが可能な閾値を超えるまで圧を上昇させている間に、通常換気領域でのより高い圧損失を同時に促進させるからです(24)。

まだ証明はされていませんが、低振動数や小さいI:E比は、急性のエアトラップや主に高抵抗値の病態により適した設定であると考えられています。サイクル時間を長くし(低振動数)、吸気よりも呼気を相対的に長くすることにより、フロー速度が低下し、絶対呼気時間が増加するため、肺の完全な呼気を促進します(25)。しかし、エアトラッピングの解消は、ステントで気道を開くための十分に高い平均気道内圧を維持できるかどうかにかかっています。したがって、エアトラップの状態を悪化させ、気胸を引き起こす可能性がある能動呼気中の気道虚脱を回避するようにします。

均質性肺疾患と同様、臨床医は疾患経過に合わせて換気戦略を慎重に適応していく必要があります。胎便吸引は、たとえば、気道での分泌物が増加することにより

発症します。これは、非対称なI:E比(例I:E=1:2)によって排出を促す場合があります。分泌物が発生すると気道の内径が狭くなり、ガスのフローを阻害し、胎便が急性気道壁の炎症を促進します。これらの反応により、気道での抵抗が増加し、肺の(最適な)コーナー振動数が下方シフトします(セクション6.3を参照)。症状が進むと、病変は化学肺炎やパッチ状の局所的な無気肺ようになります。したがって、症状が進んだ時に、高振動数に戻り、肺リクルートメントを検討するのが有益な場合があります。

12.3 エアリーク

エアリークが起こる代表的な疾患としては、間質性肺気腫(PIE)、水泡様気腫、縦隔気腫、気胸などがあります。HFOVはエアリークから肺を保護するとされていますが、この保護効果を十分に支持する文献はありません。システマティック・メタアナリシスでは、エアリークがある場合HFOVによってわずかに増加することが一貫して示されており、これは主に間質性肺気腫の増加によるものとされています(13、18)。過膨張(受動的または周期的)や至適振動数の設定に注意を払い、高振幅圧の不用意な伝達を避けることで、エアリーク現象を発生させる可能性を下げることができます。

著しいエアリーク(気胸など)がある場合は、低一回換気量の換気を優先した戦略を行う必要があります。つまり、高振動数を選択して、一回換気量の多いコンベンショナル換気を避けることが望ましいとされます。有意なPIEがある場合、低振動数と小さな吸気比(例I:E=1:2)を使用することで、疾患の改善を促す可能性があります(25)。

エアリークがある場合は、平均気道内圧の管理が極めて重要となります。また、負担が大きな肺リクルートメントは避けるのが賢明です。可能な場合、平均気道内圧を下げ、ステントで小さな気道を確保できるだけの圧力を維持し(特に肺胞/気道結合が損失または損傷している可能性があるPIE)エアリークの進行を回避します。患者の状態が改善した後も、24~48時間HFOVを継続し、再発を防ぎます。片肺PIEを発症している場合は、意図的に片肺換気で患側肺の虚脱させて休ませてから、その1~2日後に軽く再膨張させることにより、迅速な問題解決が期待できます。

12.4 新生児遷延性肺高血圧症(PPHN)

新生児遷延性肺高血圧症でHFOVを使用する場合は、基礎疾患について検討す

る必要があります。

原発性PPHNを有し、主要な肺基礎疾患がない児の場合、心循環系の働きを最適化することが最大の目標となります。まず、HFOVを開始する前に血液量減少や低血圧症を除外または治療し、通常の換気に努め肺を過不足なく膨張させて、肺灌流を促進する平均気道内圧を選択します。振動数は、疾患別ではなく、体重を基に選択します。より低体重で、成育過程途中の児の場合は、高振動数を選択します。原発性PPHNを発症している乳児は、コンベンショナル換気により過剰に換気されている場合が多いため、HFOV開始時の平均気道内圧を、コンベンショナル換気で使用されていた時の気道圧より高く設定する必要はほとんどありません。平均気道内圧を下げるにより、心拍出量が増加し、患者の状態が有意に改善されることがよくあります。中心静脈圧のモニタリングが有用です。

一方、別の疾患により引き起こされた二次的なPPHNの場合、この基礎疾患に焦点を当てて治療を行う必要があります。たとえば、基礎疾患の無気肺にリクルートメントを行うことで患者の状態が著しく改善することがあります。

重篤なPPHNの場合、特に、呼吸窮迫症候群や胎便吸引と関連して二次的に発生したPPHNの場合は、HFOVと一酸化窒素吸入の併用治療によって、これらのいずれかの方法を単独で使用した場合に比べ、高い効果が得られやすいです(26)。

13 HFOVの合併症、相対的禁忌、制限事項

13.1 合併症と副作用

13.1.1 刺激(Irritation)

多くの場合、患者の状態が不安定になった時にHFOVが開始されます。肺の受動的な過膨張と過度な振幅圧により、刺激(Irritation)が悪化することがあります。HFOV中に安静自発呼吸を維持することで酸素化が促進されます(30)。高二酸化炭素血症の許容(Permissive hypercapnoea)を目標に振幅圧を調節することで自発呼吸が促されます。患者に不快感や苦痛を与える場合、鎮静剤の増量を検討します。高二酸化炭素血症が解決し、肺気量リクルートメントが完了し、患者の状態が改善してきたら、鎮静剤の量を減らします。

13.1.2 分泌物

分泌物が蓄積して気道を塞がないよう、適切な加湿に配慮することが極めて重要です。サーファクタント投与後の、気道に付着する小さな分泌物や泡沫でさえ、HFOVの効果に著しい影響を及ぼすことがあります。気道インピーダンス(特に気道抵抗)が増加すると、一回換気量(VT_{hf})、ひいては DCO_2 が有意に減少します。重要なのは、分泌物が蓄積する付近では、振幅圧も高まり、それによって引き起こされる局部損傷のリスクです。

13.1.3 壊死性気管気管支炎

気管気管支系の刺激が強くなり壊死すると、HFOVが困難になる場合があります。ほとんどの場合、不十分な加湿や過剰な平均気道内圧に起因します。HFOVでの壊死性気管気管支炎の発症率が、コンベンショナル換気後の発症率と異なることを示すエビデンスはありません。

13.1.4 血行力学

HFOV中に迷走神経の活動が活発になることにより、心拍数が若干低下することがあります。一方、高い平均気道内圧は心臓への静脈還流や心拍出量を減少させ、肺内血管抵抗を増加させることがあります。臨床的には、静脈還流が減少した分を心拍数を上げて対応しようとしていることが考えられます。いずれの問題も、血液量と心筋機能の最適化や、平均気道内圧戦略に慎重に注意を払い、肺の過膨張や肺高血圧症の発症を避けることで発生リスクを最小限に抑えることができます。胸腔内圧が高いと、末梢浮腫が発生することがあります。

13.1.5 頭蓋内出血

HFOV中の頭蓋内出血に関する懸念は、HFOVの使用と神経への有害事象の発現との関係を記した初期研究に端を発しています(27)。しかしながら、近年のHFOVの臨床試験からのシステムティックレビューにおいて、HFOV中の頭蓋内出血の発症率が、コンベンショナル換気での発症率と異なることを示すデータはありません(13)。頭蓋内出血を防げるか否かは、適切な肺気量リクルートメントの治療と、各パラメータのモニタリングにおける変化を適切に解釈し、それに対応できるかに大きく依存しています。たとえば、HFOV中に肺をリクルートする場合、 ΔP_{hf} やVGモードでの一回換気量(VT_{hf})などの人工呼吸器設定を早期かつ迅速に調節することで不用意な過剰換気を防ぐことができます。肺メカニクスの変更に伴い呼吸ごとの一回換気量が変化すると、動脈中二酸化炭素の急速な変動が発生し、頭蓋血流の急激な変化を引き起こすことがあります。このような変動は、HFOV中に換気量保証(VG)機能などを使用して一回換気量(VT_{hf})を設定したり、換気量保証(VG)を使用しない場合は、経皮的二酸化炭素の変化に対応して振幅圧を慎重に調節したりすることにより回避することができます。

13.1.6 過膨張

過膨張は最も一般的な合併症で、振動換気が失敗する原因となります。胎便吸引症候群や間質性肺気腫などの閉塞性肺疾患で最もよく発生します。基礎疾患の性質と段階に合った振動数を慎重に選択することが、この合併症を防ぐのに不可欠です。

13.2 相対的禁忌

HFOVの使用で唯一相対的禁忌となるのが急性肺閉塞です。急性閉塞は初期段階の胎便吸引、肺出血、RSウイルス細気管支炎、気管支肺異形成症で発現することがあります。閉塞がある状態でHFOVを使用すると、分泌物によるボール弁効果*が存在する場合、近位気道への圧損傷や突発的なガス交換不全、ガストラップの悪化を起こすリスクが増加します。

*ボール弁効果:ラムネ瓶のビー玉の様に、一方向にも流れやすい弁。ここでは気道分泌物がボール弁となり、ガスの流れを妨げる。

13.3 HFOVの制限事項

疾患と患者に適した戦略が選択されていることを前提とした場合、HFOVの成功は、高頻度人工呼吸器がその計画された戦略を実現する性能を備えているか否かにかかっています。適切な性能の人工呼吸器を使用することで、成人も振動させることが可能です。疾患に適した振動数で最適な振動量を達成することがここでの鍵となります。呼吸器回路のコンプライアンスは、一回換気量(VT_{tr})の供給量を大きく左右します。小容量の加湿器チャンバーの使用を含め、低コンプライアンスの回路において、患者に供給される周期的な一回換気量はかなり増加されます。患者の肺メカニクスもまた、効率的なガス交換を達成するために適切な一回換気量を供給する、人工呼吸器の性能に影響を与えます。体重の多い健康な患者の換気を容易に行う人工呼吸器をより体重の少ない小さな患者に使用した場合、適切な一回換気量を供給するのが困難となる場合があります。この場合、I:E比を上げ(例I:E=1:1)、振動数を下げることにより効果的に換気できることがあります。

換気量保証(VG)モードや深呼吸モードなどの、最近の機能強化も、戦略に改良を加え、医原性合併症リスクを最小限に抑えながら酸素供給や換気目標を達成するのに役立つでしょう。

実用的なヒント

T

最適なセットアップ

患者回路のセットアップは、コンベンショナル換気を使用する場合よりも、高頻度換気の使用において人工呼吸器のパフォーマンスに大きな影響を及ぼします。患者回路は次のように最適化できます。

- 非常に硬いチューブ壁の最小容量の呼吸器回路を使用し、圧縮性ガス容量を減少させ、呼吸器回路のコンプライアンスを最小限に抑えます。
 - ・ できるだけ短い回路を使用します。
 - ・ 硬いチューブ壁の回路を使用します(内腔が滑らかなものを使用し、標準的な蛇腹管は使用しません)。
- 圧縮性ガスを最小限まで削減するために、加湿器チャンバーを以下のように準備します。
 - ・ 小型の加湿器チャンバーを使用し、チャンバー容量を最小限に抑えます。液体は圧縮できないため、チャンバーを最大レベルまで水で満たします。
 - ・ 保育器用コネクタはチューブのコンプライアンスと圧縮性容量を増加させるので、使用を避けます。保育器内の温度が高く、コネクタが必要な場合は、チューブ壁が硬い一番短いコネクタを使用します。
- 可能であれば、加熱回路を使用します。
 - ・ 圧縮性容量を減少させるため、ウォータートラップは使用しないか、使用する場合は低容量のものにします。
- エアフローへの抵抗を最小限に抑えるため、呼吸回路内に結露ができないようにします。
 - ・ エアコンや通気によって、患者回路の温度が低下しないようにします。
 - ・ ホースのねじれやアダプタにより、チューブ径が制限されないようにします。

14 HFOVの失敗

HFOVはほとんどの場合、一時的であったとしても、重篤な呼吸状態を改善します。HFOVの失敗は多く場合、患者の疾患、人工呼吸器の性能、またはこれらの相互作用についての検討が十分に行われなかった不適切な戦略に起因します。不適切なHFOV戦略は、患者の状態を急速に悪化させることがあります。均質性肺疾患を有する患者は、HFOVに反応しやすい(70~87%)傾向が見られ、不均一性肺疾患(50~79%)やエアリーク(63~80%)、PPHN(39~69%)、CDH(22~27%)と比較してより高い効果を認めます(21)。HFOVが効果を出していないことを早い段階で識別(高いままのFiO₂、酸素化指数(Oxygenation Index)、PaCO₂、平均気道内圧および低いA/a比またはこのいずれか)することで、別の換気方法(不均一な肺疾患において高周波ジェット換気を使用するなど)に素早く切り替えたり、必要に応じて、体外酸素加法を提供している医療施設に搬送したりすることができます。ある研究では、HFOVを開始してから6時間後のA/a比(肺泡-動脈比)が0.08未満である場合、これを確実なHFOV失敗の予測指標とし、新生児においてはECMOの必要性を示唆しています(31)。即時的な機械起因の問題(チューブの詰まりなど)ではなく、HFOV開始から2~6時間後に、PaCO₂および酸素供給指数または、そのいずれかが上昇している場合は、HFOV失敗の恐れがあります。

15 HFOVの今後の展望

HFOVは、過去30年にわたり臨床的に使用されてきましたが、今日でもまだ進化を続けています。換気量保証(VG)機能が開発されたことにより、目標DCO₂を得るための換気などの詳細な設定が可能になり、自動ウィーニングが容易になっただけでなく、病状の変化に合わせて振動数を勤に頼らずに変更し、振幅圧を適切に設定することができますようになりました。今後の研究は、異なる振動数の同時使用が、特に効果的であると考えられる不均一性肺疾患向けのより効果的な肺保護人工呼吸器の開発に焦点が当てられるでしょう。また、デマンドフローの組み込みを含めた、患者と人工呼吸器の相互作用に関する研究により、麻痺の有無にかかわらず、多量に鎮静剤を使用することなくHFOVで患者を治療することができるようになると、回復時間の短縮や、人工呼吸器からの迅速なウィーニングを行うことが可能になります。重要な点として、適切なHFOV戦略に対する効果的なモニタリング(および正しい解釈)の重要性を考慮すると、最適な膨張肺気量の特定や、気胸などの有害事象の早期発見を容易にする、振動メカニクス、呼吸インダクタンス・プレチスモグラフィ、電気インピーダンス・トモグラフィなどのベッドサイド技術のさらなる発展が期待されます。

16 要約

HFOVは、過去30年間臨床使用されてきた換気方法です。今日、多くの医療機関において、HFOVは、非侵襲性治療では対応できない呼吸器疾患のための一次治療換気アプローチの一つの選択肢として定着しています。また、コンベンショナル換気によって効果が得られなかった場合の代替換気としても広く使用されています。HFOVは、呼吸窮迫症候群、肺炎、胎便吸引症候群、新生児遷延性肺高血圧症、肺形成不全症などの治療に広く採用され、コンベンショナル換気よりも呼吸回数が多く緩やかな換気で、より優れた効果を出しています。コンベンショナル換気と比較して、これらの疾患でHFOVが適切に適用された場合、圧損傷や容量損傷のリスクを抑えながら、酸素供給量と換気を改善します。

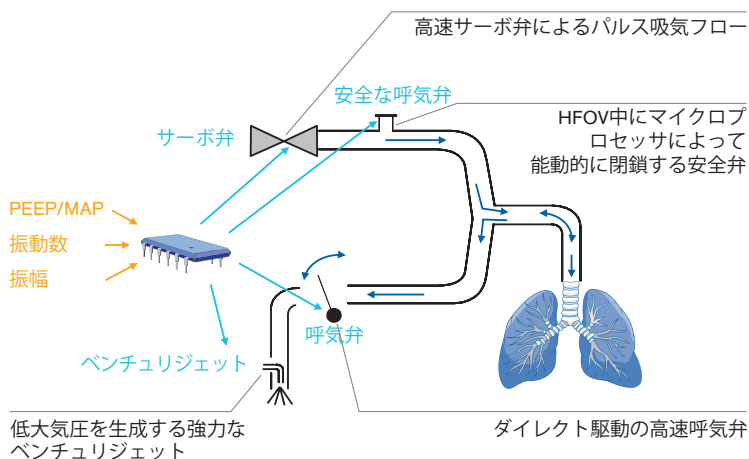
使用するデバイス、人工呼吸器と患者間の相互作用の複雑さ、そして特に、HFOV中の肺保護換気に対する肺メカニクスの関与を徹底的に理解することは、HFOVの臨床使用における成功にとって極めて重要です。私たちは、ここまでかなり理解を深めてきましたが、今後もまだ学ばなければならないことが多く残されています。HFOVの概念をクリアーに理解せず、使用経験が少ない臨床医は、この換気方法が提供する利点を見出すことできないかもしれません。実際、この換気方法を使用することによる有害事象の発生リスクもあり、それゆえ、HFOVを受ける患者の適用、モニタリング、維持、そして最終的なウィーニングを慎重に行うことが極めて重要です。

17 付録

17.1 Dräger Babylog VN500を使用した高頻度換気

Babylog VN500の高頻度換気は、安定した平均気道内圧を確保しながら正弦波形状(I:E比=1:1)の能動的な吸気および呼気を提供します。HFOVの設定は、振動数(f_{hr})、振幅($Ampl_{hr}$)、平均気道内圧(MAP)、およびI:E比です。Babylog VN500は、HFOVの性能と品質の強化を図り、その前身であるBabylog 8000 plusに4つの大規模な改善を組み込みました。

1. 高度メカニズム搭載による、振幅圧の確実な呼気への移行。
2. 吸気フローのサーボコントロール。
3. HFOVの換気量保証(VG)機能。
4. ユーザーによるI:E比のダイレクト設定機能。



D-681-2016

図17-1: Babylog VN500の動作原理

I:E比の調節は振動数に依存します(右表)。

設定範囲

I:E比	振動数帯域
1:1	5~20Hz
1:2	5~15Hz
1:3	5~10Hz

Babylog VN500システムでは、HFOV圧波形をコントロールするために、吸気弁、呼気弁、呼気弁内インジェクターの複数の作動装置が使用されています。この3つの作動装置をすべて使用して、ユーザーが設定した振動数、振幅圧、平均気道内圧、I:E比の通りの圧力信号(波形)をYピース(気道開口部)にて生成します。高性能インジェクター(吸引ノズル)を呼気弁内に統合したことにより、Babylog VN500は、低い平均気道内圧で高い振幅に到達することを実現しています。インジェクターは呼気弁において低大気圧を生成し、呼吸器回路から空気を積極的に排気します。このメカニズムにより、Yピースでの大気圧より低い最大圧力でさえ生成が可能になるため、急速な減圧を行って積極的に患者の肺を空にし、内因性の呼気終末圧(エアトラップ)の増加を防ぐことが可能です。第5章で説明した通り、この低大気圧は、肺胞までは到達しません。

Babylog VN500は、HFOV中に患者回路内の基本フローを供給し、自発呼吸を促します。自発呼吸は、HFOV中の換気分布を促進するのに重要な役割を果たしており、また、ウィーニング中のガス交換維持の際にはさらに重要となります。各HFOVサイクルの吸気相では、設定した振幅圧を達成するために追加フローが供給されます。

Babylog VN500は、NO吸入療法の適用において欠かせない情報である、患者回路に供給される平均吸気装置フローをモニタリングします。すべての状況において吸気装置フローは一定ではなく、選択したHFOV設定、チューブ周りのリーク、ホース抵抗とコンプライアンスによって変動します。この装置フローの測定値が示しているのは、人工呼吸器から患者回路に供給されたフローであり、患者の肺に供給されたフローではありません。また、外部のフローソースからのフローは考慮されません。

振動数が5Hzの時、振幅は最高90cmH₂Oまで到達します。他のHFOV人工呼吸器同様、振動数が増加すると最大振幅は減少します。達成される振幅の絶対値は、回路の設定と患者の肺メカニクスにより異なります。体重の多い患児においてBabylog VN500の機能を最大限に活用するためには、硬いチューブ壁のHFOV専用の患者回路と低容量加湿器チャンバーを使用することが推奨されます。

気道圧は、呼気ホースと吸気ホースの抵抗を判定した後に呼吸気圧センサーから測定され、測定された平均気道内圧(MAP)が設定MAPと等しくなるように、吸気弁と呼気弁が制御されます。Babylog VN500では、平均気道内圧は5~50cmH₂Oの間で調節可能です。

DRÄGERの患者回路

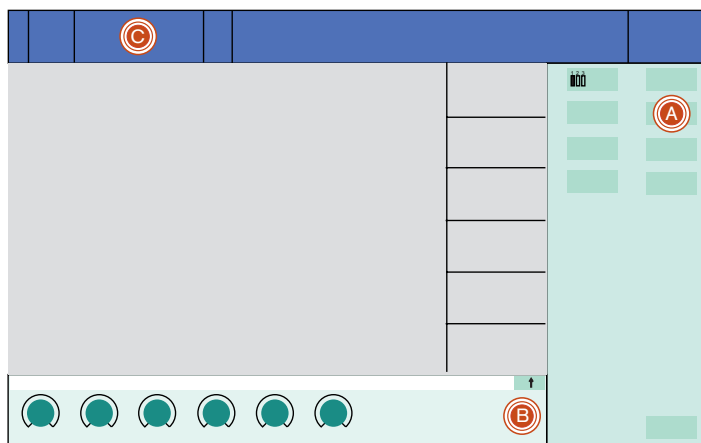
T

Drägerでは、Dräger製人工呼吸器の使用に最適な各種患者回路を提供しています。最高性能をお求めの場合は、Drägerが推奨する呼吸回路をご使用ください。Babylog VN500は、他の呼吸回路と一緒に使用することも可能ですが、HFOV性能が最大限に発揮されない場合があります。

17.1.1 Babylog VN500を使用したHFOVの調整

「Ventilation Settings(換気設定)」のダイアログウィンドウでHFOVを開始します。このウィンドウは次の3つの方法で開くことができます。

1. メインメニューバー(右側)で「Ventilation Settings(換気設定)」ボタン(A)に触れます。
2. 換気設定バーの上向き矢印↑(B)ボタンに触れます。
3. ヘッダーバーに表示されている換気モード(C)に触れます。



D-8076-2016

図17-2: メイン画面の換気設定ダイアログウィンドウを開くためのオプション

デフォルトでは、「Ventilation Settings(換気設定)」ダイアログウィンドウには、各換気モードに割り当てられているたくさんのタブ(B)があります。

PC-CMV、PC-AC、PC-SIMV、PC-PSVなどは、出荷前にデフォルトで設定されています。オプションとして、これらのスタートアップのデフォルトモードにPC-HFOを追加することが可能です。

換気設定

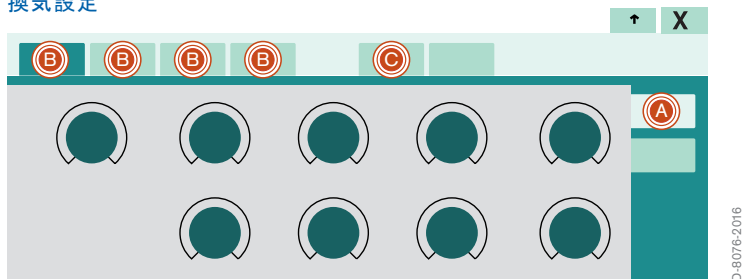


図17-3: 「Ventilation Settings(換気設定)」ダイアログウィンドウ

または、「Other Modes(その他のモード)」(D)タブを選択し、選択可能なモード(E)からPC-HFOボタンを押すことによってPC-HFOにアクセスすることもできます。これにより(D)タブが黄色に変わります。その後必ずロータリーノブで、換気がPC-HFOに変更されたことを確認してください。確認したら、(C)タブにPC-HFOが表示され、アクティブな換気モードになります。

換気設定

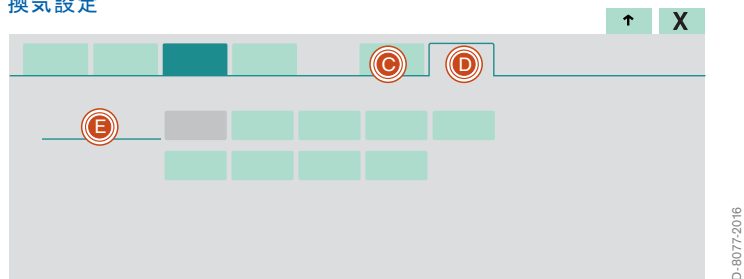


図17-4: 「Other Modes(その他のモード)」ウィンドウからのPC-HFOへのアクセス

PC-HFOの換気量保証(VG)機能

換気量保証(VG)機能を使用したPC-HFOでは、Babylog VN500が設定した一回換気量 VT_{hr} を達成する振幅圧を自動的に決定します。換気量保証(VG)機能を有効にすると、Ampl_{hr}換気設定機能は無効になります。 VT_{hr} が達成されない場合、低一回換気量アラームが発生します。

PC-HFOの深呼吸機能

深呼吸は肺気量の恒常性を保つための正常な生理学的保護メカニズムです。エアリークがない場合、HFOVに深呼吸を組み込むことにより、吸引後の肺の短期リクルートメントを促進することができます。また、頻度を抑えてたまに深呼吸を取り入れることで、肺気量を維持し無気肺の発症を防ぎます。

深呼吸の頻度は「RRsigh」を調節して変更することができます。「P_{sigh}」は、結果として生じるコンベンショナル換気の従圧式換気中に適用される圧力のことで、ユーザーが設定した時間(T_{sigh})維持されます。深呼吸の立上がり時間と立上がりフォームは、人工呼吸器のインターフェースの設定に応じて、「Slope(立上り)」や「Insp Flow(吸気フロー)」によって決定されます。深呼吸はまた、「Man. Insp/Hold(手動吸気/ホールド)」機能を使って、いつでも手動で実行することができます。手動で実行された深呼吸の場合、深呼吸の長さは、ユーザーが「Man. Insp/Hold(手動吸気/ホールド)」ボタンを長押ししている時間によって決定されます。

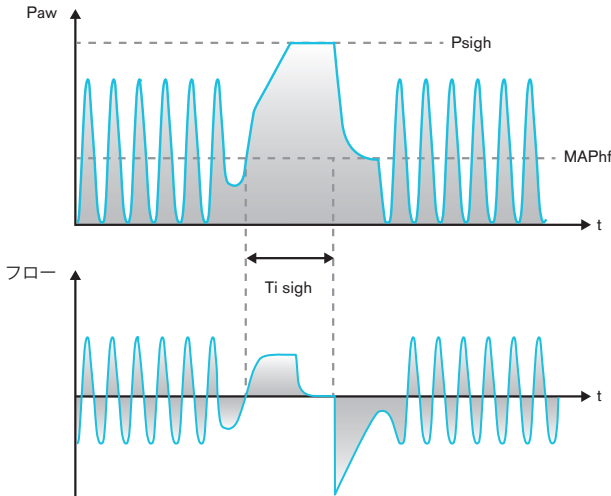


図17-5: HFOV中の深呼吸の人工呼吸器パラメータ

17.2 臨床症例報告 - 換気量保証(VG)機能を用いたHFOVの利点

出産日の6日前に破水した母親(G_6P_0)において、抗生物質の投与を要する悪臭の分泌液を認めたため、分娩を誘発しました。分娩の8.5時間前に、母体へ出生前ステロイドと抗生物質を投与し、自然分娩にて、在胎期間22週と5日で早産女児が出生しました。出生体重は430g、頭囲は19cmでした。アプガースコアは、出生1分後5点、5分後6点、10分後6点でした。誕生から10分以内に、2.5mm径の気管内チューブを慎重に挿管し、サーファクタントを投与しました(200mg/kg Curosurf™、Chiesi Farmaceutici)。

最高吸気圧(PIP)25cmH₂O、呼気終末陽圧(PEEP)6cmH₂O、吸入酸素濃度(FiO_2)0.4で、分娩室にて換気を開始しました。蘇生措置中に換気を FiO_2 1.0で32/6に増やしたところ、改善したため、 FiO_2 を下げました。

出生30分後の最初の動脈血ガスが、換気とガス混合のコントロールが極めて困難であることを示していました。実際の値は、pH6.9、 $PaCO_2$ 95mmHg、 PO_2 78mmHg、BE-9.7mmol/L、乳酸値8.3mmol/Lでした。続く75分後の動脈血ガスでは、数値は以下の通り改善しましたが、中等度の呼吸/代謝性アシドーシスは2時間後まで継続しました:pH7.13、 $PaCO_2$ 66.5mmHg、 PaO_2 47.6mmHg、BE-6.4mmol/L(FiO_2 0.9)、平均気道内圧13cmH₂O(酸素指数(OI)=24.6)。

生後2時間の胸部X線写真では、初期の間質性肺気腫が示唆されました。2mLの極めて少量の一回換気量であっても、この出生体重440gの児には負担が大きいため、換気量保証(VG)機能は使用していませんでした。生後4時間での平均気道内圧は、10cmH₂O、PIPは26cmH₂O、PEEPは6cmH₂Oでした。担当医はその後、Babylog VN500の使用経験がある医師の意見を参考に、過度の換気圧による肺へのさらなる損傷を最小限に抑えるため、換気量保証(VG)機能を使用してHFOVを開始することを決定。

PIEの初期進行を懸念し、適切な胸部振動を達成するため、振動数を5Hz、I:E比を1:2、振幅を20cmH₂Oに設定して、HFOVを開始しました。一回換気量の測定値は、1.3mL(3mL/kg=5Hzでの推奨下限VT、セクション12を参照)でした。PIEがそれ以上進行するのを防ぐため、平均気道内圧を10cmH₂O(コンベンショナル換気とほぼ同じ平均気道内圧)に設定してHFOVを開始しました。

児の皮膚が極めて未発達で傷つきやすい状態だったため、経皮的血液ガスモニターは使用していませんでした。HFOV開始5分後の血液ガスは、pH7.31、 $PaCO_2$ 40mmHg、 PaO_2 72.7、BE-5.6mmol/Lを示しました。 FiO_2 は、MAP10cmH₂Oで0.3に減少していました(OI=3)。

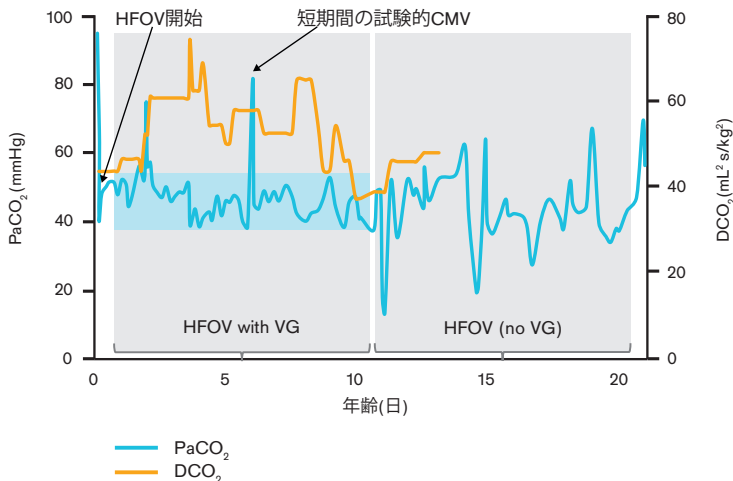
経皮的血液ガスモニターを使用していなかったため、過剰な血液検体採取を防ぐため、HFOVに換気量保証(VG)機能を追加しました。最初の VT_{hf} は、 $Ampl_{hfmax}$ 設定22cmH₂Oで測定した VT_{hf} 1.3mLに設定しました。 FiO_2 は0.21まで低下し、振幅は自動的に15cmH₂Oまでウィーニングされました。15分後に再度測定した血液ガスでは、これらの設定によってpH7.3、 $PaCO_2$ 41.5mmHg、 PaO_2 57、BE-5.3になりました。2時間後

の再測定では、 PaCO_2 の数値は維持されていました。 DCO_2 目標が適切であったことが確認できたため、安全性を確信し血液ガスの測定間隔を延長しました。

2日目の胸部X線写真では、PIEの改善が認められました。そこで、振動数を9Hzまで段階的に増加し、4日目までには13Hzまで増加しました。 DCO_2 を変動させないように、振動数を増加する度に VT_{hf} 設定を減少しました。振動数が13Hzの時、 VT_{hf} は0.9mL(2mL/kg)でした。OIが4.7から8.4に再び上昇したため、4日目にNOの低量吸入(<5ppm)が開始され、5日目まで継続しました。

コアグラウゼ陰性菌による敗血症が発現したにも関わらず、その後10日間の換気は比較的安定しており、換気量保証(VG)機能を使用したHFOVを13日目まで継続し、そこでBabylog VN500のレンタル器を返却しました。その後、コンベンショナル換気に戻したところ、臨床状態が悪化し、 FiO_2 が上昇したため、36時間後に、一回換気量のモニタリング機能や換気量保証(VG)機能のない別の振動装置でHFOVが再開されました。 FiO_2 が1.0まで上昇し、肺リクルートメントに反応しない状態となり、一酸化炭素の吸入(10ppm)が再開され、さらにデキサメタゾンの変則的投与を開始しました(3週間での累計投与量1.2mg/kg)。集中治療に対する効果は比較的速やかに現れました。振幅圧、 FiO_2 、MAP、iNOを12日間かけてウィーニングし、生後5週間、妊娠週数27⁺週にて児をHFOV人工呼吸器から抜管し、ネーザルCPAPへと移行しました。妊娠週数35⁺週でネーザルCPAPを停止し、妊娠週数42週ですべての呼吸補助具を外し、生後5ヶ月(妊娠週数44週)で退院となりました。

図17-6は、疾患の発症から最初の3週間における児の PaCO_2 の変化を示したものです。換気量保証(VG)機能を使用してHFOVを使用している間、 PaCO_2 が安定していることがはっきりと確認できます。安定状態からの2度の逸脱は、コンベンショナル換気に短時間戻した時のエピソードを示しています。HFOV開始2週間以降の換気量保証(VG)機能やモニタリング機能が搭載されていないHFOV装置を使用している期間は、 PaCO_2 に大きな変動がみられます。動脈内の二酸化炭素分圧の急速な変動は、脳内血流の望ましくない急速な変化へと発展する場合があります。これは換気量保証(VG)機能の使用で回避することが可能です。この図は、HFOV中の PaCO_2 の安定性を実現する、目標容量設定の利点を明確に示しています。これは、本症例のような極めて在胎期間が短い児にとっては特に有益となります。



D-721-2016

図17-6: PaCO₂の安定と必要DCO₂

人工呼吸器を変更し、換気量保証(VG)機能を使用したHFOVを中止した後の、変動の増加(いくつかの極端な数値)に注目。DCO₂は体重の二乗(kg²)で補正されている。換気量保証(VG)機能使用時の平均DCO₂は、51.6mL²/s/kg²であった。DCO₂は、換気量保証(VG)機能使用中のみ記録。

HFOVで換気の96%を行っていた、この成育過程途中の児のその後は目覚ましいものでした。妊娠41週5日に行った最初の経頭蓋超音波検査は、大脳基底核内の石灰化血管障害に若干変化がみられた以外はすべて正常でした。以前あった軽度の網膜症(最大でグレードI、プラスなし)は、自然治癒していました。3歳になった時点で、入院回数はわずか8回、初回退院からの総入院日数は16日でした。ほとんどの場合、再入院は細気管支炎と下部気道感染症によるもので、急性疾患中の夜間の呼吸補助を行うことが入院の主な目的でした。現在行われている治療は、ステロイドと断続的なサルブタモール投与です。発症期間中の呼吸器症状はありません。成長評価は、体重(26パーセントイル)、身長(12パーセントイル)、頭囲(3パーセントイル)です。また、Griffiths Mental Developmental Scale - Extended Revisedを用いて評価した3年間の精神発達は、101の一般指数を示しています。主な問題は散漫性と、軽度の発声遅延ということでしたが、短い文章は話していました。

17.3 換気量保証(VG)機能の有無による肺リクルートメント実行中の DCO₂の例

虚脱した実験用の成豚の肺(Nasco, Fort Atkinson, WI)に挿管(8.0mm径カフ付き気管チューブ)し、HFOモードでBabylog VN500に接続しました。人工呼吸器の初期設定で、振動数を5Hz、平均気道内圧を5cmH₂O、振幅のI:E比を1:1に設定しました。平均気道内圧を2分ごとに漸増、その後漸減させて肺のリクルートとデリクルートを行いました。最初に、換気量保証(VG)機能を使用し、一回換気量を一定の20mL、最大振幅圧を30cmH₂Oに設定してリクルートメントを行い、次に換気量保証(VG)機能なしで、振幅数を一定(23cmH₂O=20mLの開始VT_{hf})にして再びリクルートメントを行いました。

図17-7は、平均気道内圧を変更するたびに記録された一回換気量、人工呼吸器が表示した振幅圧、DCO₂を示しています。一貫した振幅圧(ΔP_{hf})でリクルートメントを行うと、一回換気量が大幅に変動し、これによりDCO₂にも同様に変動しました。臨床的には、臨床医が患者の側に駐在して、肺メカニクスの変動に合わせて振幅圧を頻繁に変えない限り、PaCO₂と脳血流量も大幅に変動する可能性があります。しかし、換気量保証(VG)モードでHFOVを使用する場合、一回換気量(VT_{hf})とDCO₂は一定に保たれ、肺メカニクスに合わせて振幅圧は自動的に調節されます。

この設定により、患者のPaCO₂はより安定し、臨床医は別の課題に意識を向けるこ

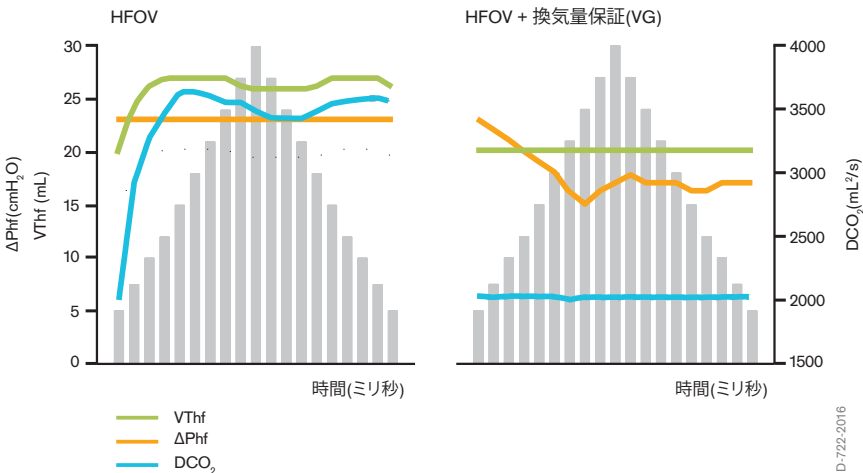


図17-7: 肺リクルートメント中のDCO₂、振幅圧、一回換気量の変化

グラフは、HFOV 換気量保証(VG)機能を使用しない場合(左)と、その後使用した場合(右)のリクルートメント状況を示している。

とができます。しかし、換気量保証(VG)機能を安全に使用するためには、 $Ampl_{hfmax}$ を適切に設定することが極めて重要です。 $Ampl_{hfmax}$ は、低一回換気量のアラームを効果的に発生するため、患者の状態変化が通知されるまで、人工呼吸器の自動調節を受け入れるように準備されている振幅圧の変化量を反映するように、 $Ampl_{hfmax}$ を調節する必要があります。 $Ampl_{hfmax}$ を ΔP_{hf} の平均値の5cmH₂O上に設定することで、合理的な余裕を持たせることができます。また、患者の状態が改善するにつれ、 $Ampl_{hfmax}$ を下げることで、状態の悪化を早期に見つけ対応することができます。

17.4 略語

AC	アシスト制御
$Ampl_{hfmax}$	最大振幅圧
BPD	気管支肺異形成症
C	コンプライアンス
CgDH	先天性横隔膜ヘルニア
C_{dyn}	動的コンプライアンス
CLD	慢性肺疾患
CPAP	持続気道陽圧
CV	コンベンショナル換気
DCO_2	ガス分布係数
delta P	最大吸気圧からPEEPを引いた圧
E	エラストランス
ECMO	体外式膜型人工肺
f	振動数
f_0	共鳴振動数
f_c	コーナー振動数
FiO_2	吸気酸素濃度
FRC	機能的残気量
HFV	高頻度換気
HFJV	高周波ジェット換気
HFO	高頻度振動
HFOV	高頻度振動換気
HMD	RDS
Hz	ヘルツ: 振動数の単位(サイクル毎秒)
I	慣性抵抗

ICH	頭蓋内出血
I:E	I:E比
IMV	間欠式強制換気
IPPV	間欠式陽圧換気
Kg	キログラム
MAP	平均気道内圧
MV	分時換気量
PaO ₂	動脈血中酸素分圧
PaCO ₂	動脈血二酸化炭素分圧
PO ₂	酸素分圧
PCO ₂	二酸化炭素分圧
Paw	気道内圧
PEEP	呼気終末陽圧
PIE	間質性肺気腫
PIP	最大吸気圧
PPHN	新生児遷延性肺高血圧症
PVL	新生児脳室周囲白質軟化
R	気道抵抗
RDS	呼吸窮迫症候群
RSV	呼吸器合胞体(RS)ウイルス
SIMV	同期式間欠式強制呼吸
SIPPV	同期式間欠式陽圧換気
SpO ₂	経皮的動脈血酸素飽和度
τ	時定数
Ti	吸気時間
Te	呼気時間
TLC	全肺気量
TT	気管チューブ
\dot{V}	振動フロー
VILI	人工呼吸器関連肺損傷
V _t	一回換気量
VT _{hf}	HFOVでの一回換気量

18 参考文献

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, 3rd. 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 CO₂ 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, 3rd. 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; Accepted Dec 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; 2nd–5th May; 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 (≤ 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.

インデックス

A	
エアリーク	53, 58, 64
エアトラップ	52, 61
気道内圧	46, 53, 54
振幅	14, 15, 24, 31
無気肺	40
B	
圧損傷	19, 21, 22, 24, 27, 45, 46, 49, 51, 56, 59
BPD	33
呼吸回路	57, 62
気管支肺異形成症	46, 50, 52, 56
C	
CO ₂ 排出	15, 18, 46, 71
コンプライアンス	56
合併症	54
コーナー振動数	25, 27, 28, 46, 51, 53
CPAP	39, 66
D	
DCO ₂	17, 18, 39, 42, 43, 45, 47, 48, 55, 58, 66, 67, 68
分散	11
E	
ECMO	7, 49, 58
F	
FiO ₂	44, 51, 58, 65, 66
フロー	11, 64
振動数	16, 27, 32, 48
G	
ガス交換	48
H	
心拍数	48
高二酸化炭素血症	44, 45
I	
I:E比	17, 31, 32, 35, 36, 44, 48, 60, 65
M	
MAP	60, 65, 66
平均気道内圧	7, 14, 35, 41, 46, 48, 53, 61

胎便吸引	28, 50, 52, 53, 54, 56, 59, 72
分子拡散	13
モニタリング	47, 48, 54
N	
壊死性気管気管支炎	55
O	
振動数	16
過膨張	56
P	
PEEP	30, 41, 47, 65
振り子流(pendelluft)	13
新生児遷延性肺高血圧症	54
PIP	30, 41, 43, 47, 65
肺炎	51, 52, 59
気胸	48, 53, 58
PPHN	50, 54, 58
肺出血	52, 56
R	
RDS	20
抵抗	21, 22
共鳴振動数	16, 26
RSウイルス細気管支炎	56
S	
SIMV	63
戦略	54
サーファクタント	7, 51, 55, 65, 72
T	
一回換気量	15, 71
時定数	24, 27, 30, 32, 33
経皮的二酸化炭素	42, 44, 47, 56
V	
換気量保証(VG)機能	39, 43, 48, 52, 63, 64, 65, 66, 67, 68
換気量保証(VG)設定	45, 52, 56, 58, 66
W	
ウィーニング	46

あとがき

新生児人工呼吸器マニアの私にとって、本書の翻訳監修は、新しい発見と挑戦でした。翻訳の何と難しいことか！しかし、本書の内容には、恥ずかしながら知らなかったこともあったり、新しい研究のアイデアにつながりそうなものもあったりと、楽しい作業でもありました。原文の意図を伝えるために、多少読みにくい日本語や、現在の日本の呼吸管理にそぐわない部分もあるかと思しますのでその点をご容赦ください。新生児呼吸生理学に精通されている先生方にも、若手の先生、看護師、臨床工学士の皆様にも、広く読んでいただきたい内容です。

私実際に足を運んで、HFOを使っている様子を見聞きしたNICUは、日本、北米、ヨーロッパ、アジア諸国で約20施設と思います。世界中のNICUの数からするとほんの一握りですが、その使い方は施設格差、国による差がありました。読者の先生方から反論もあろうかと思いますが、印象を述べるなら我が国では海外と比べて、振動数が高めで、IE比を1:1の施設が多く、振動数で $p\text{CO}_2$ を調整する施設が少ない印象を持っています。本書においても、振動数が一つのトピックスだったように思います。一方で、本書ではSIやVG、加湿にはあまり触れられていません。

HFOは正しい使い方、ゴールドスタンダードが未確立の分野、まだまだエビデンスが乏しい分野といえるのかもしれませんが。近年の臨床試験や市販後の使用経験からHFO自体が危険だという声はあまり聞かなくなりました。しかし、MAP、振動数、IE比、SIやVGの有無、開始基準、Weaningの方法、機種など、最適な設定が何かということは、まだまだ議論、研究の余地が残されていると再認識させられます。近年、私たち高槻病院のNICUでもVN500を用いた臨床研究を遂行してきましたが、まだ謎が多く残っており、エビデンスの構築は亀の歩みの様に感じています。また、最近の症例から見えてきた課題として、不均一に拡張する肺胞を含有する疾患（無気肺やCLD等）の場合、高MAPである程度肺胞拡張の均一化が図れるなら良いが、それでも不均一性が高い場合（リーク、チューブサイズ、肺疾患の重症度などに起因）、死腔換気のためのHFO（SIなし）はコンベンショナル換気に比べて、不均一性を解消しないのではと悩んでいます。

本書では、原文を忠実に翻訳していますが、本書で紹介されているBabylog VN500でHFOを行う場合の注意点として、少しだけ補足したいと思います。

VGについて

HFOに付与するVGは、最近いくつかのグループからその有用性が報告されるようになってきました。実際に使っている施設も多いのではないのでしょうか。私たちのグループでもVGが SpO_2 の安定化やHFOの CO_2 除去能安定化に寄与することを報告しました¹⁾。今後ますます研究が期待される分野と考えられます。

振動数について

本文でも触れられていますが、振動数の $p\text{CO}_2$ に与える影響は、VGのOn-Offで意味が逆転します^{2,3}。VN500の画面上、VG設定のOn-Offは非常に小さい表示なので、見にくく、全てのスタッフが把握しにくい状態にあると考えています。 $p\text{CO}_2$ を管理するにあたり、振幅圧(VGがonの場合は一回換気量)を変更するのか、振動数を変更するのかは、施設や医師の方針により異なると思われます。振動数で $p\text{CO}_2$ を管理する場合は、振動数を上昇させると、VGがoffのときに $p\text{CO}_2$ は上昇し、onのときには低下するため、極めて注意が必要です。私たちの施設では、振幅圧または一回換気量で $p\text{CO}_2$ を調整し、振動数は例外的運用として医療事故のリスクを減らす試みを行っております。

末尾にはなりますが、いつも新たな発見を与えてくれる患者さんとそのご家族、高槻病院と全国の新生児医学関連の仲間、ドレーゲルジャパンの方々、翻訳監修のために週末を使うことをやさしく許してくれた家族に深謝申し上げます。また、本書が少しでも皆様の日常臨床に役立てば幸いです。

2017年10月 新しくなった高槻病院NICUにて
高槻病院新生児科 榎本真宏

参考文献

- 1) Enomoto M, Keszler M, Sakuma M, Kikuchi S, Katayama Y, Takei A, Ikegami H, Minami H. Effect of Volume Guarantee in Preterm Infants on High-Frequency Oscillatory Ventilation: A Pilot Study. *Am J Perinatol.* 2017 Jan;34(1):26-30.
- 2) 榎本 真宏, 上村 義季, 田村 誠, 高雄 礼, 菊池 新, 片山 義規, 武井 安津子, 池上等, 南 宏尚. 従圧式高頻度振動換気に対するVolume Guaranteeの付与が¹⁾、振動数と二酸化炭素除去能の関係に与える影響. *日本新生児成育医学会雑誌* 27巻3号 Page612
- 3) A Mukerji, J Belik, M Sanchez-Luna. Bringing back the old: time to reevaluate the high-frequency ventilation strategy. *J Perinatol.* 2014 Jun;34(6):464-7

全製品、機能、またはサービスがすべての国で販売されているとは限りません。
記載された商標は、一部の国でのみ登録されており、この資料が公開される国で登録されているとは限りません。
現在の状況については、www.draeger.com/trademarks でご覧ください。

本社

Drägerwerk AG & Co. KGaA
Moislinger Allee 53-55
23558 Lübeck, Germany

www.draeger.com

製造業者:

Drägerwerk AG & Co. KGaA
Moislinger Allee 53-55
23542 Lübeck, Germany

写真と実物が一部異なる場合があります。
お問い合わせ、ご用命は
カスタマーサービスへ
あらかじめご了承下さい。

ドレーゲルジャパン株式会社
お問い合わせ、ご用命は
カスタマーサービスへ
Tel 03-6447-7222
Fax 03-6447-7220

本社

〒141-0021
東京都品川区上大崎2-13-17
目黒東急ビル 4F

札幌サービスセンター

〒060-0007
北海道札幌市中央区北7条西
13-9-1
塚本ビル7号館

仙台サービスセンター

〒981-3133
宮城県仙台市泉区泉中央1-14-1
インテレクト21ビル4F

東京サービスセンター

〒135-0047
東京都江東区富岡2-4-10

名古屋サービスセンター

〒460-0008
愛知県名古屋市中区栄2-12-12
アーク栄白川パークビル7F

大阪サービスセンター

〒564-0062
大阪府吹田市垂水町3-3-17

広島サービスセンター

〒733-0002
広島県広島市西区楠木町2-2-27

福岡サービスセンター

〒812-0016
福岡県福岡市博多区博多駅南
2-12-3
トーケン福岡ビル1F

本件に関するお問合せ:

www.draeger.com/
renrakusaki

