

□ 平成 19 年 会長奨励賞 原著 □

赤外線サーモグラフィによる人工鼻フィルターの熱損失の検討 —モデル肺を用いて—

富田敏司¹⁾、藤野裕士²⁾、内山昭則²⁾、平尾 収²⁾、真下 節²⁾、西村匡司³⁾

Abstract

An Evaluation of Heat Loss of Heat and Moisture Exchanger Filter Using the Infrared Thermography - An In Vitro Study with a Lung Model

Toshiji Tomita¹, Yuji Fujino², Akinori Uchiyama², Osamu Hirao²,
Takashi Mashimo², Masaji Nishimura³

1. Department of Medical Engineering Service in Osaka University Hospital
2. Intensive Care Unit, Osaka University Hospital
3. Emergency and Critical Care Medicine, The University of Tokushima Graduate School

The aim of this study is to evaluate heat loss of heat and moisture exchanger filters (HMEFs) at their ventilator side by observing the thermal images of the expiratory circuits surface. Ten different HMEFs for adult patients were studied. According to their structure, they were grouped into 3 mechanical HMEFs and 7 electrostatic HMEFs and then compared. The temperature of the expiratory air at the point of entering the HMEFs was conditioned to be 33°C. The ventilator setting was SIMV mode with a tidal volume of 600ml and the frequency of 15 breaths per minute. After 8 hours, the surface temperature at the proximal part of the expiratory circuits to the HMEFs was measured by the infrared thermography.

The mechanical HMEFs showed significant increases in the surface temperature of the expiratory circuits due to heat loss and the thermal images of the expiratory circuits were clearly observed. In contrast, thermal images were not observed with the electrostatic HMEFs. The surface temperature was 24.7-30.1°C with the mechanical HMEFs and 23.5-28.4 °C with the electrostatic HMEFs respectively. In conclusion, the electrostatic HMEFs showed lower heat loss and therefore have higher heat efficiency than the mechanical ones.

1. 緒 言

人工鼻フィルター (Heat and Moisture Exchanger Filters: HMEFs) はその特性をよく理解して使用すれば安全であることが認められ、加湿方法として選択されること

が増えてきた。HMEFs は人工呼吸の患者呼気中に含まれる水分・熱を効率的に再利用して、乾燥・低温ガスの吸入による粘膜乾燥や分泌物粘稠化を防ぐために用いられ、フィルトレーション機能も併せ持つ受動的 (Passive) 熱湿交換器である^{1,2)}。HMEFs は生理的に十分な加湿を行い、高いバリアー性能を有し、流量抵抗が低く死腔も小さいことが求められる。

大阪大学医学部附属病院MEサービス部¹⁾

大阪大学医学部附属病院集中治療部²⁾

徳島大学大学院救急集中治療医学³⁾

1970年代後半、紙を使用したディスポーザブル人工鼻が開発され始めた。その後、加湿性能を向上させる保湿剤として塩化カルシウム、塩化マグネシウム、塩化リチウム等が使用されるようになった^{3,4)}。これらの保湿剤により、熱湿交換機能・効果が上昇し、長時間にわたり熱湿交換機能を維持することが容易となった。

1987年、人工鼻に静電氣的フィルターを付加したものが開発された。以後、多種多様なHMEFsが開発されてきたが、現在は大別するとバクテリアフィルターに保湿材を組み合わせた機械的 (mechanical)、人工鼻にフィルターを組み込んだ静電氣的 (electrostatic) の2種類がある。機械的HMEFsは小さな穴径のフィルターを用いて、流量抵抗を低くするために表面積を広くしたブリーツ状となっている。一方、静電氣的HMEFsはフィルターファイバー上の荷電状態に依存し、ガス中の帯電粒子を捕捉する構造になっている^{5,6)}。

これまで行われたHMEFsの保湿性能、保温性能、流量抵抗、フィルトレーション等に対する試験法はさまざまであり、データに相溶性・一致性が見られない場合もあり、その結果を単純に比較することは出来ない⁷⁾。ISO9360^{8,9)}は人工鼻の測定要件や方法および基準である。この試験規格は肺モデルを用いた模擬実験により人工鼻の性能や安全性を評価するものであり、保湿性能、保温性能、流量抵抗の測定方法も規定している。しかし、肺モデルのスペック、精度、再現性の評価方法、試験環境、測定装置の要件などが規定されているが、実際にこれらに準じた装置は入手することは難しい。

今回の目的は考案したモデル肺を用いて、HMEFsの人工呼吸器側に漏れる熱損失を熱画像として検討することである。

2. 対象と方法

1) 対象

成人用HMEFs10種類を対象とした。フィルター構造より機械的HMEFs(No.1～3)と静電氣的HMEFs(No.4～10)に分類して表1に示した。No.1～10の死腔量は約50～90mlである。

2) モデル肺

既存の製品や部品類を組み合わせて作成したもので図1に示した。一方弁 (2個) とコンチャサーム加湿ヒューミディファイアーシステム (HUDSON RCI) およびテスト肺 (VT-2、BIO-TEK) から構成されている。吸気は加湿加湿されてテスト肺に入り、HMEFsを通して出ていく。呼気がHMEFsへ入る時の温度は温湿度計 (モイスコープ、スカイネット) を見ながら33℃になるように調節した。試験中の相対湿度は100%を維持していた。

3) 測定方法

概略を図2に示した。標準的な成人を想定し、人工呼吸器 (7200ae, Puritan Bennett) の設定はSIMV、一回換気量600ml、呼吸回数15回/分、吸気流量40l/分、PEEP5cmH₂O、FiO₂0.21とした。回路の材質がPVCのディスポーザブル回路 (DAR) を使用した。測定を開始する前に毎回、HMEFsを装着していない状態で、モデル肺の出力が安定するまでウォーミングアップを行った。そして、HMEFs装着後、8時間後に赤外線サーモグラフィ (インフラアイ2000、日本光電) で、HMEFs人工呼吸器側の呼気回路の表面温度を計測し、コンピュータにデータを保存した。使用した赤外線サーモグラフィの主な性能を表2に示した。測定場所は当院ICUクリーンルーム内において室温23℃設定で行った。

表1 対象としたHMEFs

| No. | Model | Manufacturer | Type |
|-----|-------------------------|--------------|---------------|
| 1 | BB22-15S | Pall | mechanical |
| 2 | BB100ES | Pall | mechanical |
| 3 | Thermovent HEPA | Portex | mechanical |
| 4 | Hygrobac S | DAR | electrostatic |
| 5 | HMEF 1000 | Datex-Ohmeda | electrostatic |
| 6 | Humid-Vent Filter Small | Gibeck | electrostatic |
| 7 | Humid-Vent Filert Light | Gibeck | electrostatic |
| 8 | Hygrovent S | Medisize | electrostatic |
| 9 | Servo Humidifier 172 | Siemens | electrostatic |
| 10 | HM201 Bacstop | tkb | electrostatic |

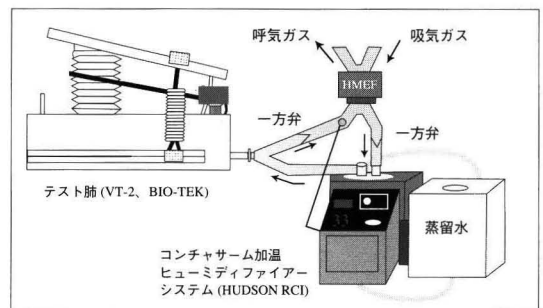


図1 モデル肺

一方弁とコンチャサーム加湿ヒューミディファイアーシステムおよびテスト肺から構成されている。吸気は加湿加湿されてテスト肺に入り、HMEFsを通して出ていく。呼気がHMEFsへ入る時の温度は33℃になるように調節した。

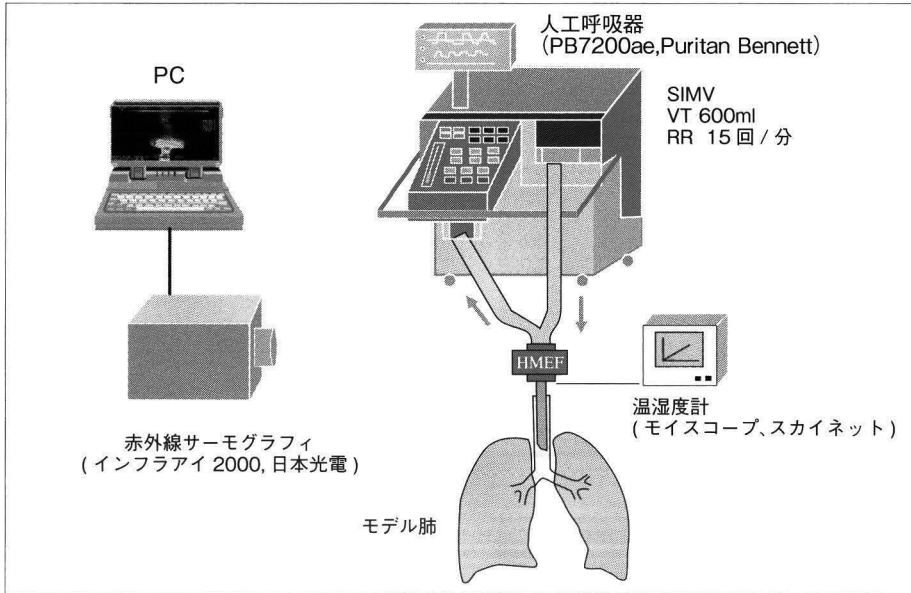


図2 測定方法
HMEFs装着後、8時間後に赤外線サーモグラフィで、HMEFs人工呼吸器側の呼吸回路の表面温度を計測し、PCにデータを保存した。

表2 赤外線サーモグラフィ (インフラアイ 2000) の主な性能

| | |
|--------------|-----------------------|
| 1. 測定温度範囲 | 0℃～70.4℃ |
| 2. 赤外線検知器 | 電子冷却 30 素子、検知波長帯 3～5μ |
| 3. 最小検知温度差 | 0.1℃以下 |
| 4. 水平解像度 | 320 本 |
| 5. 撮像距離 | 20cm～∞ |
| 6. 撮像視野 | 25.0 度×20.0 度 (水平×垂直) |
| 7. 瞬時視野 | 2.5mrad |
| 8. フレームタイム | 1/15 秒 |
| 9. 走査線数 (垂直) | 240 本 (水平: 320 画素) |
| 10. 温度測定の精度 | ±3%以内 |
| 11. 温度測定の安定度 | ±1%以内 |
| 12. 温度ステップ入力 | 最小 0.01℃ |

3. 結果

赤外線サーモグラフィの中心温度 27～30.5℃、温度ステップ 0.02～0.05℃とした場合における各 HMEFs の熱画像を図 3 に示した。熱画像は温度分布をよく捉えていた。図 3 ①～⑤の右側の P0～P9 は各点の表面温度を表示している。そして、対象としたすべての HMEFs の各点の表面温度を表 3 にまとめて示した。入り口温度 P0・P5 は全 HMEFs において 27.7～31.5℃であった。ハウジング左側 P1・P6 において機械的 HMEFs は 25.6～29.8℃、静電気 HMEFs は 26.1～

30.9℃であった。ハウジング右側 P2・P7 において機械的 HMEFs は 26.4～31.3℃、静電気的 HMEFs は 26.4～31.3℃であった。ハウジング左右での温度差はあまり見られなかった。ハウジング上部 P3・P8 において機械的 HMEFs は 25.7～29.8℃、静電気的 HMEFs は 25.4～30.3℃であった。図 3 ①は BB22-15S と Servo Humidifier 172 である。HMEFs 人工呼吸器側の回路表面温度 P4 は 24.7℃、P9 は 23.9℃で、BB22-15S には熱画像がはっきりと見られるが、Humidifier 172 には見られなかった。図 3 ②は BB100ES、Hygrobac S の熱画像である。P4 は 29.1℃、P9 は 28.4℃であった。Hygrobac S は呼気側に熱画像は見られないが、BB100ES は呼気側に熱画像が見られた。図 3 ③は Thermovent HEPA、Hygrovent S の熱画像である。P4 は 30.1℃、P9 は 27.8℃であった。Thermovent HEPA は呼気側に人工鼻から漏れた熱により回路の表面温度が上がり、今回の中では最も熱画像がはっきりと見られた。一方、Hygrovent S は見られなかった。図 3 ④は HM201 Bacstop と HMEF 1000 である。P4 は 23.5℃、P9 は 23.6℃で、呼吸回路上に熱画像は見られなかった。図 3 ⑤は Humid-Vent Filter Light と Humid-Vent Filter Small である。P4 は 24.4℃、P9 は 24.7℃で熱画像は見られなかった。

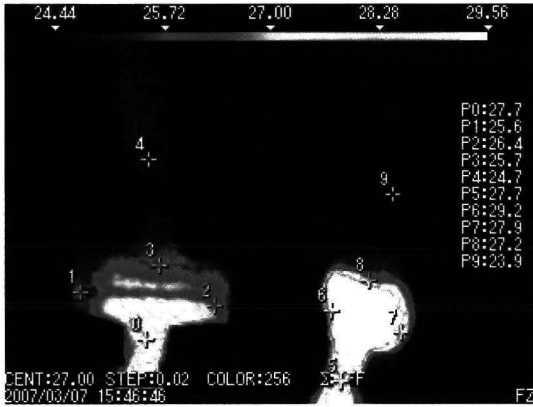


図 3 ①

左: BB22-15S。右: Servo Humidifier 172。BB22-15S には熱画像が見られるが、Humidifier 172 には見られなかった。

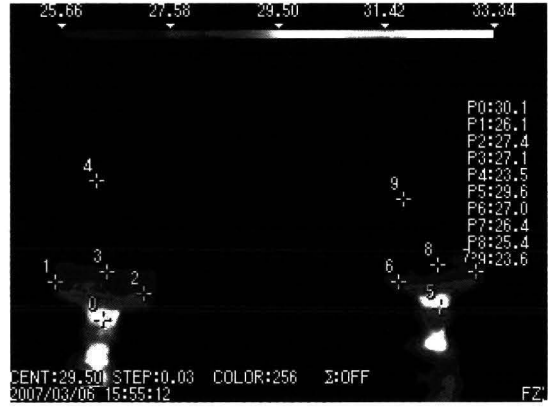


図 3 ④

左: HM201 Bacstop。右: HMEF 1000。熱画像は見られなかった。

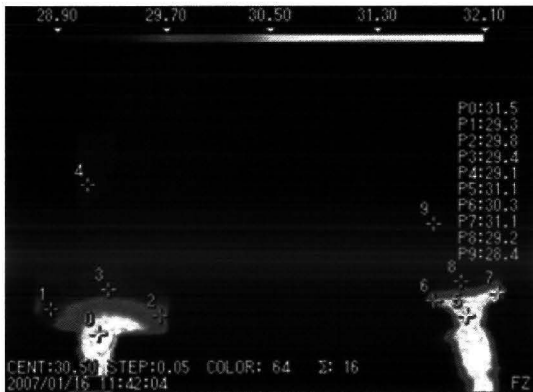


図 3 ②

左: BB100ES。右: Hygrobac S。BB100ES は熱画像が見られたが、Hygrobac S は見られなかった。



図 3 ⑤

左: Humid-Vent Filter Light。右: Humid-Vent Filter Small。熱画像は見られなかった。



図 3 ③

左: Thermovent HEPA。右: Hygrovent S。Thermovent HEPA は熱画像が見られたが、Hygrovent S は見られなかった。

図 3 赤外線サーモグラフィーによる HMEFs の熱画像

表3 各点の表面温度

| No. | Model | P0・P5 | P1・P6 | P2・P7 | P3・P8 | P4・P9 |
|-----|-------------------------|-------|-------|-------|-------|-------|
| 1 | BB22-15S | 27.7 | 25.6 | 26.4 | 25.7 | 24.7 |
| 2 | BB100ES | 31.5 | 29.3 | 29.8 | 29.4 | 29.1 |
| 3 | Thermovent HEPA | 30.5 | 29.8 | 31.3 | 29.8 | 30.1 |
| 4 | Hygrobac S | 31.1 | 30.3 | 31.3 | 29.2 | 28.4 |
| 5 | HMEF 1000 | 29.6 | 27.0 | 26.4 | 25.4 | 23.6 |
| 6 | Humid-Vent Filter Small | 28.8 | 26.4 | 26.7 | 25.6 | 24.7 |
| 7 | Humid-Vent Filter Light | 29.6 | 30.9 | 30.6 | 30.3 | 24.4 |
| 8 | Hygrovent S | 30.5 | 29.2 | 29.9 | 28.3 | 27.8 |
| 9 | Servo Humidifier 172 | 27.7 | 29.2 | 27.9 | 27.2 | 23.9 |
| 10 | HM201 Bacstop | 30.1 | 26.1 | 27.4 | 27.1 | 23.5 |

P0・P5：入り口、P1・P6：ハウジング左側、P2・P7：ハウジング右側
P3・P8：ハウジング上部、P4・P9：呼気回路

4. 考 察

今回の試験において、機械的 HMEFs は人工呼吸器側への熱損失による回路表面の温度上昇が高く、呼気回路の熱画像がはっきりと見られ、一方、静電的 HMEFs では熱画像は見られなかった。温度出力、湿度出力に影響する要因は環境温度の変化・モデル肺の温度出力・湿度出力・吸気フレッシュガスであるが、試験場所はクリーンルーム内であり、環境温度・モデル肺・温度出力・湿度出力・吸気フレッシュガスも安定していた。呼吸ガスが気道から排出されると同時に外部ガスが入り、比較的冷たい人工鼻に接触するとき、ガスはさらに冷却される。水分を気体の状態に維持している潜熱は水分が結露するときに放出される。人工鼻を温めるのはこの潜熱であり、人工鼻の両側における温度差が大きくなればなるほど転換される熱および湿度の総量は増加する^{8,9)}と述べられている。今回の試験より、われわれは熱総量を求める場合、人工鼻から人工呼吸器側への熱損失が大きい場合は、両側の温度差への影響を考慮すべきであると考えられる。

吸気時には前回呼気時に保持された熱と湿気はより冷たく乾燥した吸気へと変わる。吸気が保つことのできる水分量は前回呼気時に保持されていた水分量に限られる。人工鼻の性能に影響する要因は、呼気・吸気中の水分量・温度、呼気・吸気時の流速、容量である。温度出力および湿度出力は一回換気量、吸気流量および分時換気量が増加するにつれて低下すると報告されている¹⁰⁾。今回、われわれの試験の換気条件は一定であり、一回換気量、吸気流量を変化させては実施しなかった。このような試験方法はこれまで皆無で熱損失

が人工呼吸器側の呼気回路で見られるかを目的としたためであり、今後は異なる換気条件における熱画像も検討する必要があると考えられる。

ISO 9360 では、人工鼻の入り口温度が一定であり、入る空気の熱含量も一定であることが条件とある。温度変動が大きいと人工鼻や回路等に別の熱移動が生じて異なる評価になる。吸気温度変化が大きすぎると出力の変動がある。人工鼻の出熱（排出温度）の測定は技術的問題があると述べられている。すなわち、熱は直接に測定することは出来ない。温度による間接的な測定は使用する熱センサーの性能によって大きく変動する。さらに呼吸パターン之差によっては急激な変化となり精度面で課題が残る。

一方、赤外線サーモグラフィの利点は、1. 広い範囲の表面温度の分布を相対的に比較できる。2. 微小物体でも温度を乱すことなく温度計測できる。3. 温度変化の激しい物や、短時間の現象でも温度計測ができる¹¹⁾。HMEFs の温度試験として温度センサーによる測定があるが、試験装置内への設置数にも限界があり全領域の計測は不可能である。そのため、熱損失を面情報として捉えることのできる赤外線サーモグラフィは新しい応用である。しかし、データは回路表面の温度データで、その表面温度だけを用いるのであれば、温度計の代わりにすぎないが、赤外線サーモグラフィは温度を面として捉え、さらに温度変化の様子をコンピュータに取り込むことができる。今後、呼吸パターン・流量変化に伴うデータを解析することによって、発生熱量の変化および熱損失の分布状態の評価も可能になると考えられる。

今回のサーモグラフィの熱画像上での入り口温度の表示値を見ると、各画像上でばらつきが見られた。ポイントの位置合わせによるものか材質による影響なのか等についての検討が必要であると考えられる。

今回と同一試験方法および対象で、HMEFs 人工呼吸器側の呼気ガス相対湿度の経時的な変化（開始～24時間）の検討を行った¹²⁾。HMEFs 人工呼吸器側の呼気ガスの相対湿度は開始初期から機械的群で有意に高かった。両群ともに時間の経過に伴って漸増したが、約4～6時間後からは各HMEFsは安定（飽和）した値を示した。相対湿度が最も高いのはThermovent HEPAで、次はBB22-15Sであり、最も低い値を示したのはHygrobac S、Hygrovent Sであった。以上のことから、静電氣的HMEFsは機械的HMEFsに比べて水分損失は少なく水分を効率的に補足していると言える。

人工鼻の出熱（排出温度）の測定値は装置の水分出力の装置によって得られ、熱と水分との相関は人工鼻の出熱の多くが水分の蒸発の潜熱であるといわれている。前述の水分損失試験と今回の試験からHMEFs人工呼吸器側への熱損失と水分損失の大きさは関係しており、赤外線サーモグラフィの熱画像から静電氣的は機械的に比べて、熱効率も高いことが実証された。Hygroster(DAR)、Humid-Vent Filter(Gibeck)、Ultipor BB100(Pall)の3種類について試験を行い、モデル肺側の湿度出力および温度出力が高い順にHygroster、Humid-Vent Filter、Ultipor BB100であったと報告している¹³⁾。これは、人工呼吸器側への熱損失が少ないことでもある。

われわれは以前、各HMEFsの流量抵抗試験も行った¹⁴⁾。使用前および24時間後の流量抵抗は許容最高抵抗値(5cmH₂O/l/sec)^{8,9)}以下であった。また、臨床におけるHygrobac Sの約48時間使用後の流量抵抗も許容最高抵抗値以下であった¹⁵⁾。すなわち、通常の使用状態においては水分付着・貯留での流量抵抗上昇による目詰まりが熱損失へ与える影響は少ないと考えられる。しかし、人工鼻と患者口元間の温度や水分についての試験は行われているが、人工呼吸器側へ漏れる熱の状態を画像とした試験は皆無で、臨床においてHMEFsの熱画像がどの程度得られ、さらに加湿性能への影響については現時点ではこれを論ずることは困難であると考えられる。

5. 結 論

静電氣的HMEFsは機械的HMEFsに比べて熱損失が少なく、熱効率は高かった。赤外線サーモグラフィは熱損失を熱画像として捉えることができ、今後の活用が期待される。

参考文献

- 1) 磨田 裕 : 加湿器としての人工鼻 . ICU と CCU 26 :405-409,2002
- 2) 宮尾秀樹, 宮川 響, 高田稔和 ほか : 人工呼吸中の適切な加温加湿 . 人工呼吸 19 : 3-11,2002
- 3) Chalon J, Markham JP, Ali MM et al : The Pall Ultipor breathing circuit filters - An efficient heat and moisture exchangers. Anesth Analg 63 : 566-570, 1984
- 4) Shelly MP, Bethune DW, Latimer RD : A comparison of five heat and moisture exchangers. Anaesthesia 41 : 527-532,1986
- 5) Shelly MP, Lloyd GM, Park GR : A review of the mechanisms and methods of humidification of inspired gases. Intensive Care Med 14 : 1-9,1988
- 6) Hedley RM, Allt-Graham J : Heat and moisture exchangers and breathing filters. Br J Anaesth.73 : 227-236,1994
- 7) 石井一成 : 人工鼻フィルター - 加温・加湿のしくみ - . 人工呼吸 21 : 1-7,2004
- 8) International Organization for Standardization : Anaesthetic and respiratory equipment - Heat and moisture exchangers for use in humidifying respired gases in humans. ISO 9360 :1992
- 9) International Organization for Standardization : Anaesthetic and respiratory equipment - Heat and moisture exchangers(HMEFs) for humidifying respired gases in humans - . Part 1 HMEs for Use with minimum tidal volumes of 250 ml. ISO 9360-1:2000
- 10) Demers RR, Maguier J, Ohmura A: Heat and moisture dynamics of human airway. 人工呼吸 19 : 27-38,2002
- 11) 阪上隆英 : 赤外線サーモグラフィによる非破壊評価・モニタリング手法 . 非破壊検査 55 : 154-162,2006
- 12) 富田敏司, 藤野裕士, 西村匡司 ほか : 人工鼻長時間使用時における水分損失について - モデル肺を用いた検討 - . 人工呼吸 20 : 160,2003

- 13) Ünal N, Kanhai JKK, Buijk SLCE et al: A novel method of evaluation of three heat-moisture exchangers in six different ventilator settings. Intensive Care Med 24 : 138-146,1998
- 14) 富田敏司, 藤野裕士, 小山幸夫 ほか: 人工鼻フィルター長時間使用による流量抵抗の実験的検討. 人工呼吸 22 : 235,2005
- 15) 宮田雅子, 富田敏司, 藤野裕士 ほか: 人工鼻使用时间 48 時間の安全性と交換に影響を及ぼす因子についての検討—流量抵抗に焦点をあてて—. 人工呼吸 23 : 227,2006