

□ 会長奨励賞 原著 □

汎用熱流体解析コードを用いた Total Face NPPV マスク内における流れ解析の試み

田仲 浩平¹⁾ 蒲地 正幸²⁾ 佐多 竹良³⁾ 塚本 寛⁴⁾ 宮崎 康次⁴⁾

1) 産業医科大学病院 ME 管理科

2) 産業医科大学病院 救急・集中治療部

3) 産業医科大学 麻酔科学

4) 九州工業大学大学院 生命体工学研究科

— ABSTRACT —

Analysis of airflow in Total Face NPPV mask using commercial CFD code

Kouhei Tanaka¹⁾, Masayuki Kamochi²⁾, Takeyoshi Sata³⁾
Hiroshi Tsukamoto⁴⁾, Kouji Miyaaki⁴⁾

1) Division of Medical Electronics Management Center, 2) Division of Emergency and
Critical Care Medicine and 3) Department of Anesthesiology

1), 2), 3) University Hospital of Occupational and Environmental Health, Fukuoka 807-8555

4) Graduate School of Life Science and Systems Engineering, Kyushu Institute of Technology, Fukuoka 808-0196

Computational and experimental study was done on airflow pattern in the Total Face mask to prevent re-breathing, which is closely related to the position of the exhalation port (EP).

A total face mask was fixed to the airway management trainer, and CO₂ was put into a test lung to mimic spontaneous breathing. The EPs were set at nine positions, and the elimination capacity of CO₂ was examined. Computation was made on the exhalation pressure at 4 cmH₂O, and the inhalation pressure at 10 and 20 cmH₂O, and the CO₂ concentration distributions were evaluated by CO₂ volume fractions.

In the original EP, there was a little airflow toward the head, and CO₂ accumulation was observed at the forehead. On the other hand, the EP placed at the center of the mask showed the airflow toward the forehead. The EP placed at the center of the mask was found to be effective for the washout of CO₂ exhaled into the mask.

In conclusion, the airflow pattern in the mask and the elimination capacity of CO₂ were dependent on the EP positions. The optimal EP for the Total Face NPPV mask was the center of the mask (nose part) to prevent re-breathing.

1. 序論

非侵襲的陽圧換気法 (non-invasive positive pressure ventilation ; NPPV) の不成功例は, 成功例に比べリークも多く¹⁾, 顔の形状にインターフェイスをフィットさせる工夫が NPPV にとって重要である。近年, 小型で

クッション素材やストラップなどの改良が重ねられ, 鼻などの部分的な圧迫損傷の問題は比較的減少してきた。現在では, 鼻マスク (Nasal Mask ; NM), フェイスマスク (Face Mask ; FM), 及び, トータルフェイスマスク (Total Face Mask ; TFM) など, 主に 3 種類のインターフェイスを使い, 慢性期及び急性期等の対象疾患

に適合する、最適なマスクの選択がなされてきたことで、効果的にNPPVが施行出来るようになった。特に、急性期領域で用いられているTFMは顔全体を密着させるシール材がリークを減少させ、NMやFMに比べ、より部分的な圧迫が回避できる特徴を有している。NPPVマスクは、より小型のものが望ましいが²⁾、TFMでは口が開いたままになる高齢者³⁾や、顔の周囲からリークが起こる場合には有利である。

NPPVシステムではインターフェイスに呼気ポート(Exhalation Port; EP)が設置され、呼気を洗い流す特徴的な機能を持つが、この部分からの呼気ガス排出が不十分であれば、再びCO₂を肺内に取り込んでしまう、再呼吸が引き起こされる⁴⁾。また、TFMは、NMやFMに比べ内容積も大きく、この死腔量により再呼吸が誘発されるとして危惧されてきた。FergusonらはEPAPを4cmH₂O以上に維持することで、再呼吸を防ぐことを多くの臨床データから導きだし推奨してきた⁵⁾が、我々の仮説では、マスク面にあるEP位置を変更した場合においても、呼気ガスの排出能力が改善でき、再呼吸を減少

させることが出来ると考えている。

本研究では、TFMについてのモデル肺実験及び計算流体力学(Computational Fluid Dynamics; CFD)を用いた数値計算により、TFMにおける再呼吸が改善できる最適なEPについての解析を試み、検討を行った。

2. 対象と方法

TFM内の流れ解析には、実験及びCFDにより検証を行った。

2. 1[実験]

挿管管理トレーナ(Laerdal)にTFMを被せ、リークの起きない程度に固定した。モデル肺は、Dual Adult TTL®model 1600(Michigan Instruments)を使用した。図1に実験回路を示す。

TTLはDriving chamberとLung chamberから構成され、Driving Ventilatorには、LP-6(Aequitron Medical)を用い、TFMへの換気用人工呼吸器はBiPAP® Synchrony™(Respironics)を接続した。自発呼吸の生

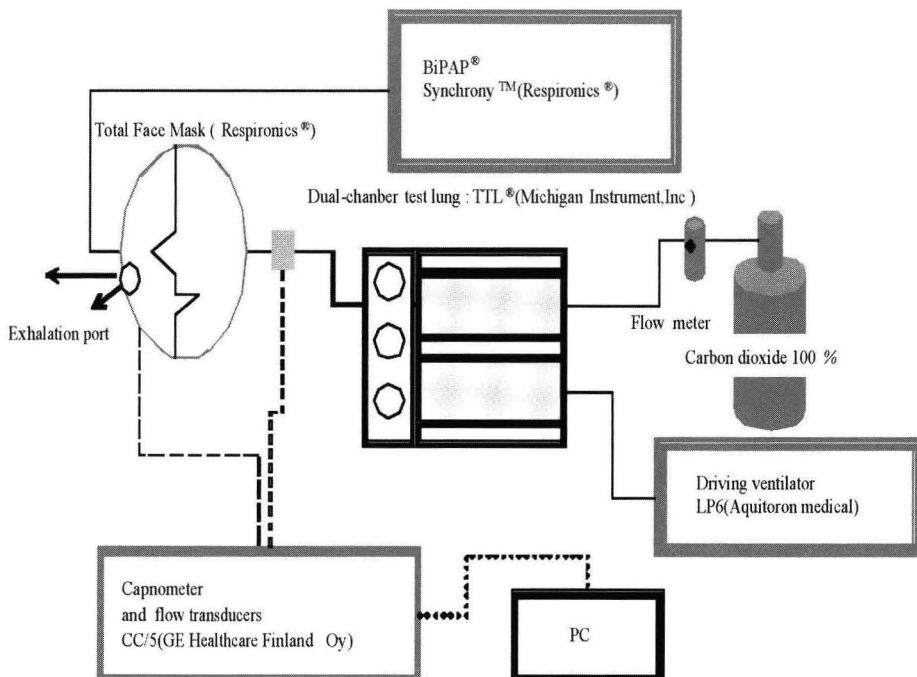


図1 実験回路 TTLの片側に100%CO₂を5/min流し、モデルの口からCO₂を吐き出すシステムを示す。

成は、Driving ventilatorの動作により持ち上げられたDriving ChamberがLifting barによりもう一方のchamberを強制的に持ち上げることで、陰圧を発生させた。また、Schettino²⁾らと同様に、自発呼吸の呼気時において、Lung chamberに100%CO₂を5 l/min持続的に流し込み、挿管管理トレーナの口から呼気CO₂を吐き出させた。TTL駆動側のDriving Chamberの換気量は、370ml/0.8sec、実測では、口からの吸い込みと吐き出しは300mlに調整した。呼吸数は16回/min、I/Eは1:2.75とし、BiPAP®SynchronyのBi-levelの条件は、IPAP10cmH₂O、20cmH₂Oと2段階に変化させ、EPAPは再呼吸を防ぐとされる推奨値4cmH₂Oで固定した³⁾。

EPの変更によるマスク内のCO₂変化を比較するために、TFM面に新たにEPを作製した。図2にNPPVマスク面に作製したEP位置を示す。TFM上面に8箇所(オリジナルEPを含め9箇所)のEPを設置し、オリジナル同様全て3.5mm(2個)径とした。また、マスク内のCO₂濃度測定は、モデルの口直上にある酸素用ポートから行った。

TFM内のCO₂濃度計測は、Cadiocap/5(GE Healthcare Finland Oy)によるサイドストリーム方式により行い、測定された最大値は、同社製解析ソフトS/5™Collectで25Hzのsampling frequencyにより、PCに取り込み、各測定値は平均値±標準誤差で表した。

統計学的検討は一元配置分散分析(one-way ANOVA)を行い、有意差を認めた場合は、post-hoc testを最小有意差法(Least significant difference 法)を用いた。P < 0.05をもって有意とした。

このEPの呼気排出能試験では、TFM内のCO₂最大値を、より低値にするEPが、再呼吸を改善できる最適なEPとした。

2. 2[数値計算]

2. 2. 1<計算対象>

CFDを用いるため、TFMと人体頭部3次元モデルをCADで作製した。同じくこのモデルとTFMを結合、隙間を処理し、リークのない条件とした。モデル全体の要素数は360,000であった。

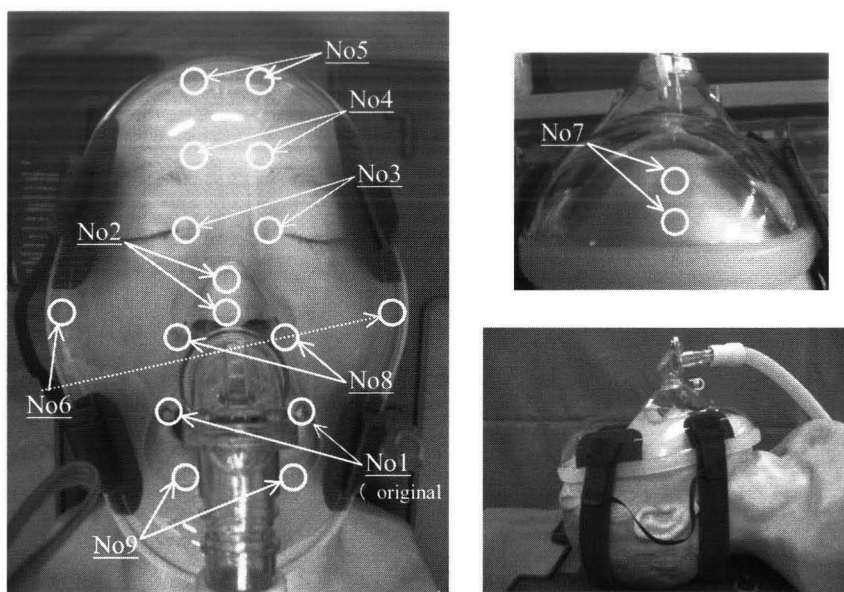


図2 TFMの呼気ポート(No1-No9)位置を示す(左及び右上)。レスピロニクス社オリジナル(No1)以外8ポートを新たに作製した。右下は、レスピロニクス社トータルフェイスマスクとレールダル社の挿管管理トレーナの装着を示す。

2. 2. 2 <計算方法>

CFDによるTFM内の流れの実現には、汎用熱流体解析コードであるCFX-5™(ANSYS®)を用い、標準乱流モデルにて数値計算を行った。TFM内に供給される作動流体は空気とし、顔モデルの口から吐き出す呼気ガスには、CO₂10%を混合させ、呼吸を模擬するため、サイン波による非定常とした。また、EPからの呼気を再現させるため圧力を、4cmH₂O(-391.29 [Pa])とし差圧を与えた。数値計算を行った結果は、CO₂の流れの軌跡を確認できる[CO₂ stream line]流線と、CO₂の分布等が表現される[CO₂ volume fraction]容積分率にて解析を行った。

2. 2. 3 <基礎方程式>

CFX-5では、質量保存則である連続の式、および運動量方程式による、基礎方程式により計算される。質量保存則である連続の式(1)、および運動量方程式(2)は以下に示した。

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j) = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial}{\partial t}(\rho u_i) + \frac{\partial}{\partial x_j}(\rho u_j u_i) = -\frac{\partial P}{\partial x_i} + \frac{\partial \tau_{ij}}{\partial x_j} \quad (2)$$

記号

- ρ : 密度 [kg/m³]
- t : 時間 [s]
- u : 速度 [m/s]
- τ_{ij} : 粘性応力テンソル
- p : 圧力 [Pa]

2. 2. 4 <境界条件>

図3にCFDに与える境界条件を(a)-(e)に示した。(a1)-(a4)には、TFM内に与えた圧力を示す。

- (a.1)IPAP20cmH₂O:1565.2[Pa]
- (a.2)IPAP10cmH₂O:589.4 [Pa]
- (b)EP圧力 EPAP4cmH₂O:-391.29 [Pa]
- (c)数値計算における自発呼吸パターン:0.3*sin(0.5*t)
- (d)作動流体: air 25
- (e)作動流体:温度 25、混合比 air [90%], CO₂[10%]

3. 実験結果

表1に、各EPサンプルにおけるIPAP10cmH₂O、IPAP20cmH₂OでのCO₂濃度比較結果表を示す。また、図4(a),(b)に、モデル肺で得られたTFM内のCO₂濃度パターンを示す。

図5(a),(b)に、呼気時のCO₂濃度、図6(a),(b)では、吸気時のCO₂濃度を示す。

表1から、呼気時IPAP10cmH₂Oでは、No1 5.5 ± 0.86に比べ、No2 3.49 ± 0.68, No6 6.74 ± 0.69, No7 6.41 ± 0.91, No8 4.08 ± 0.51, No9 6.44 ± 0.65で、オリジナルに比べ有意差が確認された(P < 0.01)。呼気時IPAP20cmH₂Oでは、No2 1.9 ± 0.56, No5 4.7 ± 0.71, No6 4.96 ± 0.76, No9 6.42 ± 1.22でP < 0.01, No8 4.39 ± 0.96はP < 0.05とオリジナルに比べ有意差が確認された。

表1から、吸気時IPAP10cmH₂Oでは、No2 0.41 ± 0.2, No3 1.47 ± 0.46, No6 1.62 ± 0.42, No7 1.43 ± 0.3, No8 1.13 ± 0.3, No9 1.36 ± 0.3で、オリジナルと比べ有意差が確認された(P < 0.01)。

吸気時IPAP20cmH₂Oでは、No1 0.55 ± 0.21, No2 0.37 ± 0.27, No3 1.45 ± 0.3, No4 1.4 ± 0.4, No5 1.21 ± 0.5, No6 1.67 ± 0.39, No7 1.34 ± 0.36, No8 0.94 ± 0.33, No9 1.29 ± 0.35において有意差を認めた(P < 0.05)。

4.CFD 結果

図7、IPAP20cmH₂O、EPAP4cmH₂Oについて、TFM内におけるCO₂の流れをCFDによるCO₂ stream line (流線)で表した。図8では、IPAP20cmH₂O、EPAP4cmH₂OのCO₂ volume fraction (容積分率)により表した。図7の流線は、TFM内におけるCO₂の流れの軌跡を再現するものであり、これにより、TFM内のCO₂流れ場が確認でき予測が可能となる。図8の容積分率は、CO₂濃度が高い場合は濃くなり、薄い色はCO₂濃度の割合が低い事を示している。

図7から、全てのTFM内の流れ場は、乱流となる事が流線により確認できた。オリジナルEPでは額部分において大きな渦が認められ、また、容積分率では、額部がより高く額部に呼気が集まることを確認できた。No2EPでは、額部分へ向かう集中する流れが確認でき、容積分率では、TFM中心部に設置されたEP近位がより

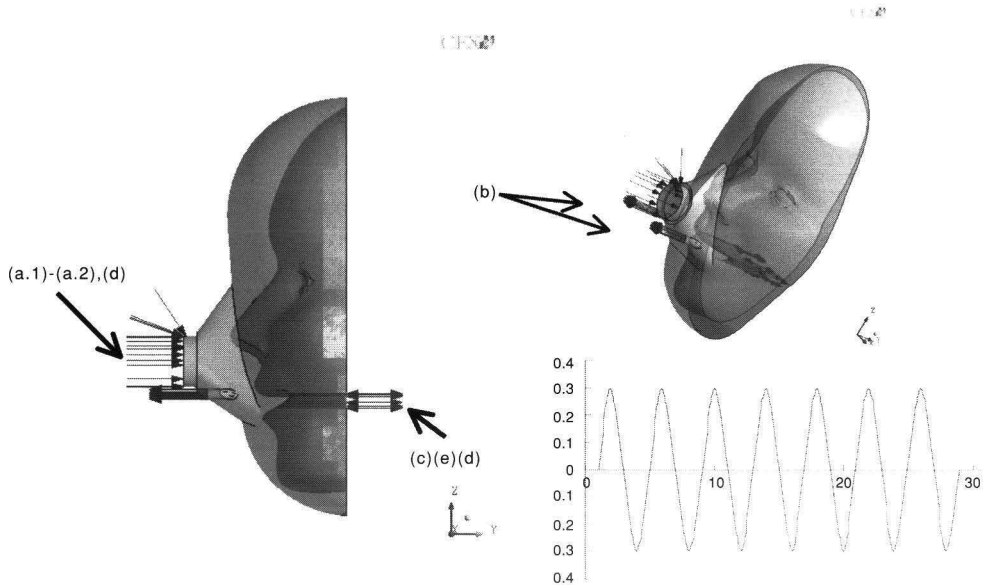


図3 境界条件(a.1)IPAP20cmH₂O:1565.2[Pa],(a.2)IPAP10cmH₂O:589.4[Pa]
 (b)呼吸ポート(EP):EPAP4cmH₂O[-391.29]Pa
 (c)自発呼吸パターン: $0.3 \cdot \sin(0.5 \cdot t)$
 (d)作動流体:air 25℃
 (e)吐き出しモデル作動流体:温度 25℃, 混合比 air [90%], CO₂[10%]

呼気時CO₂

	No1	No2	No3	No4	No5	No6	No7	No8	No9
IPAP10cmH ₂ O	5.5±0.86	3.49±0.68**	5.98±0.44	6.02±1.04	5.63±0.48	6.74±0.69**	6.41±0.91**	4.08±0.51**	6.44±0.65**
IPAP20cmH ₂ O	3.65±0.78	1.9±0.56**	3.79±0.64	3.88±0.67	4.7±0.71**	4.96±0.76**	4.32±0.67	4.39±0.96*	6.42±1.22**

吸気時CO₂

	No1	No2	No3	No4	No5	No6	No7	No8	No9
IPAP10cmH ₂ O	0.91±0.47	0.41±0.2**	1.47±0.46**	1.51±0.51	0.92±0.31	1.62±0.42**	1.43±0.3**	1.13±0.3**	1.36±0.3**
IPAP20cmH ₂ O	0.55±0.21	0.37±0.27*	1.45±0.3*	1.4±0.4*	1.21±0.5*	1.67±0.39*	1.34±0.36*	0.94±0.33*	1.29±0.35*

(n=9) *P<0.05, **P<0.01

表1 各EPサンプルにおけるTFM内のCO₂濃度値

低い濃度となることが確認できた。No3EPでは、マスク内側を大きく回る流れが形成され、CO₂の容積分率では、高い部分と低い部分に分離した。No4EPでは、小さな渦による複雑な流れが認められ、容積分率では、CO₂が分離した。No5EPでは、額部分でNo1と同じ程度の渦を形成したが、CO₂容積分率ではNo4EP以上に分離した。No6EPでは、額部分、顎部分、顔左側と渦

が複数でき、複雑な流れ場が認められた。また、CO₂容積分率では、No4EPとNo5EPと同じようにCO₂が分離した。No7EPでは、No1EPと同じように額部分を中心とした大きな渦が出来たが、オリジナルEPに比べCO₂容積分率はNo4、No5、No6と同様に分離した。No8EPでは、TFM内を左右に分かれる二相となる流れが発生した。また、CO₂容積分率では、マスク中心部が低く左

右が高い容積分率を示した。No9EPでは、マスク内側に広がる大きな渦が発生しており、CO₂容積分率では、マスク内側のCO₂濃度が低下した。

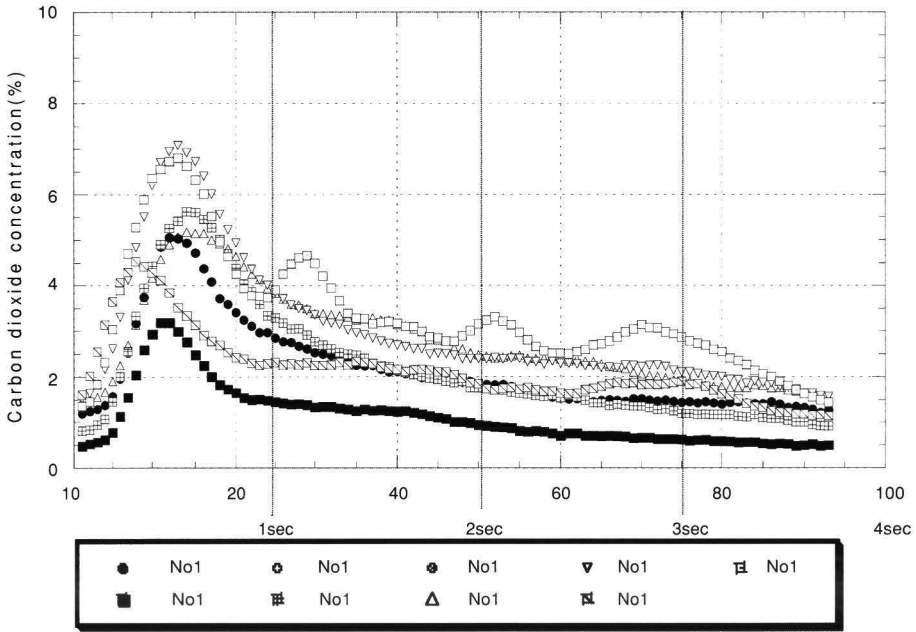


図 4(a) IPAP10cmH₂O 時の TFM 内 CO₂ 濃度パターン (25/sec)

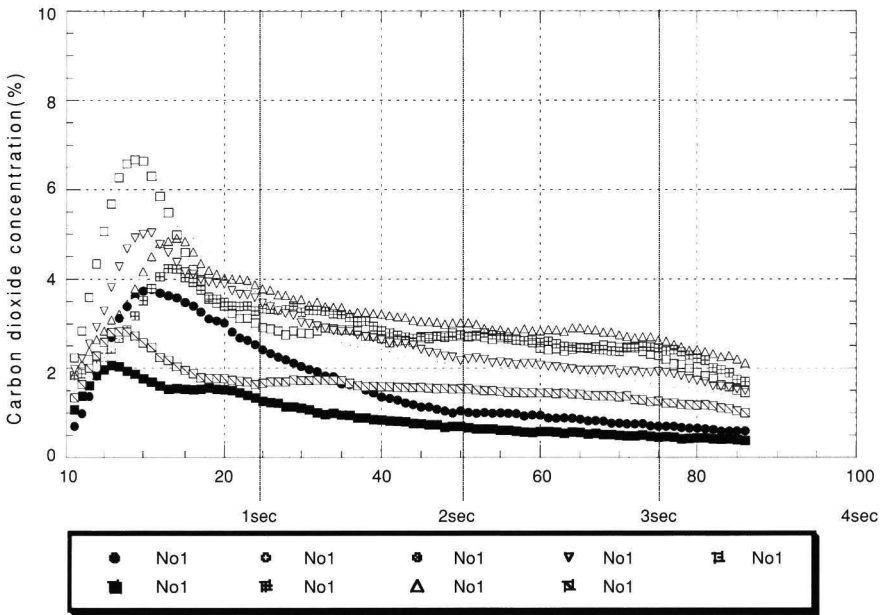


図 4(b) IPAP20cmH₂O 時の TFM 内 CO₂ 濃度パターン (25/sec)

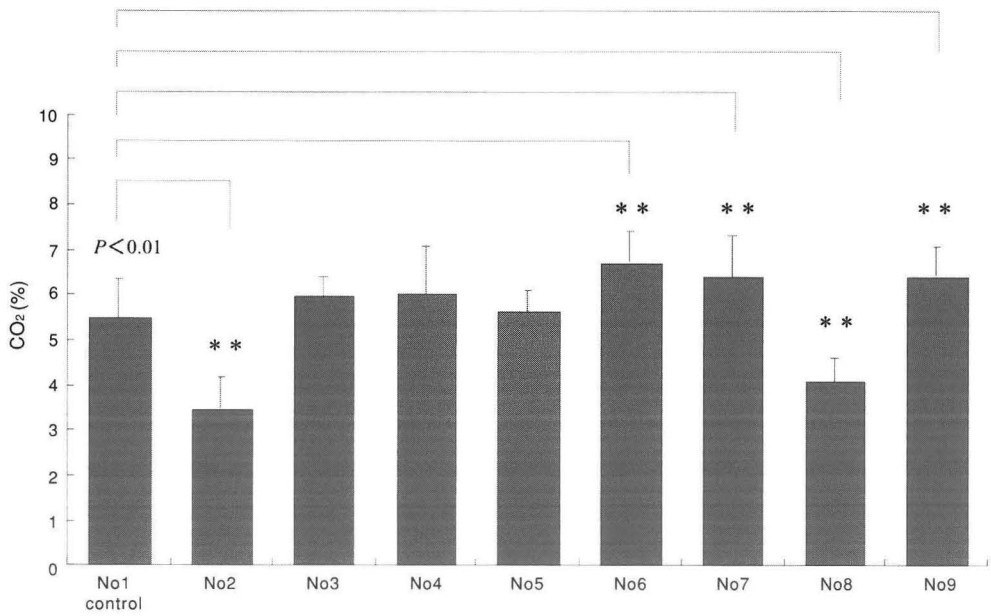


図 5(a) IPAP10cmH₂O の呼気中における TFM 内の CO₂ 濃度 ** P < 0.01

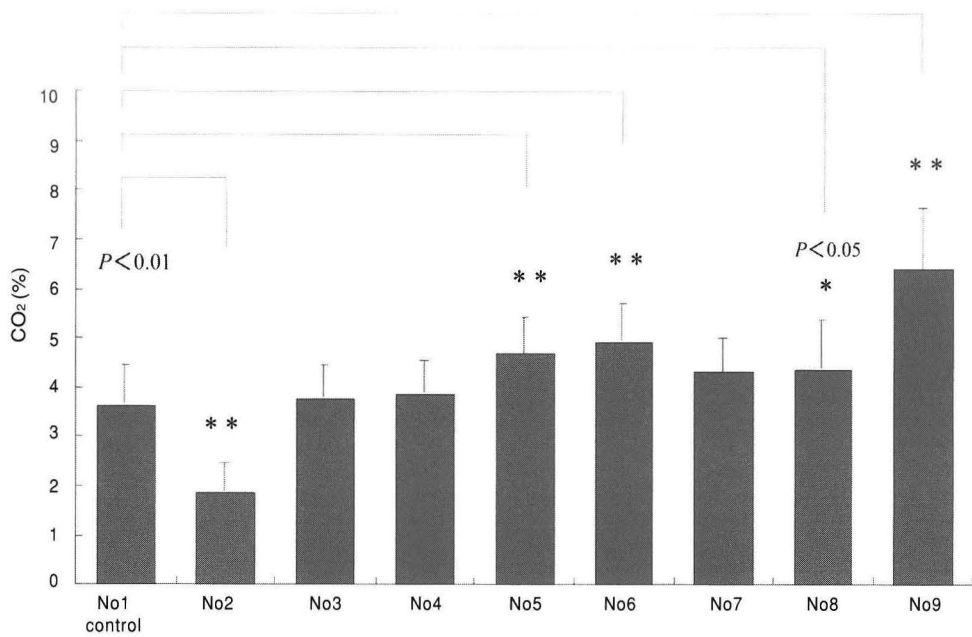


図 5(b) IPAP20cmH₂O の呼気中における TFM 内の CO₂ 濃度 ** P < 0.01 * P < 0.05

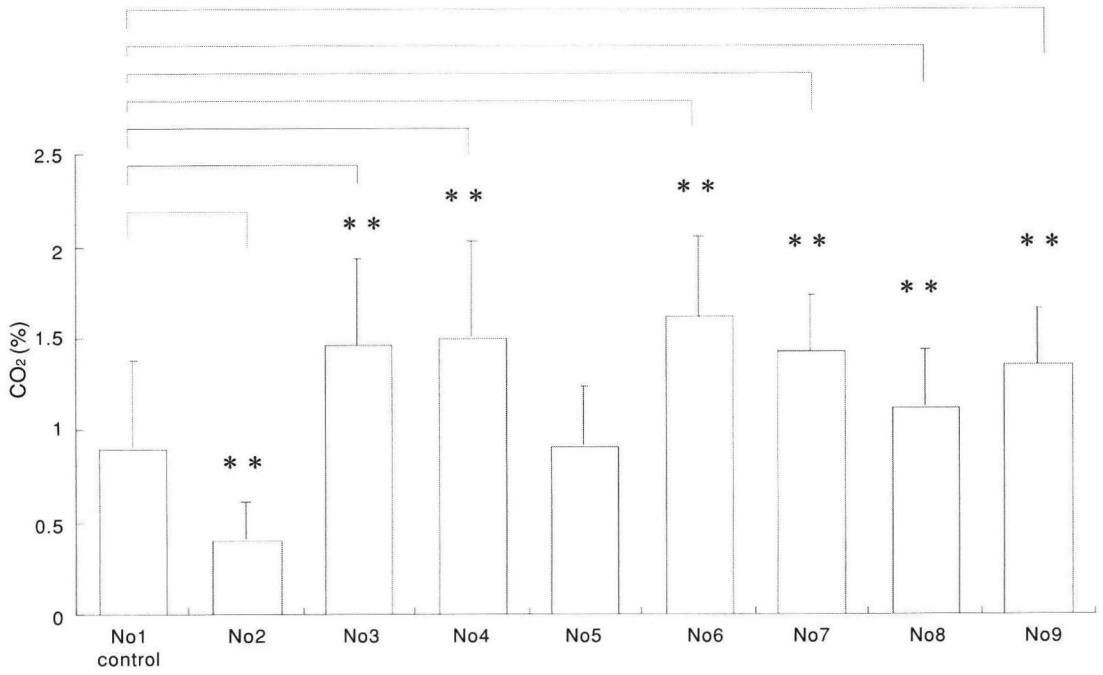


図 6(a) IPAP10cmH₂O の吸気中における TFM 内の CO₂ 濃度 ** $P < 0.01$

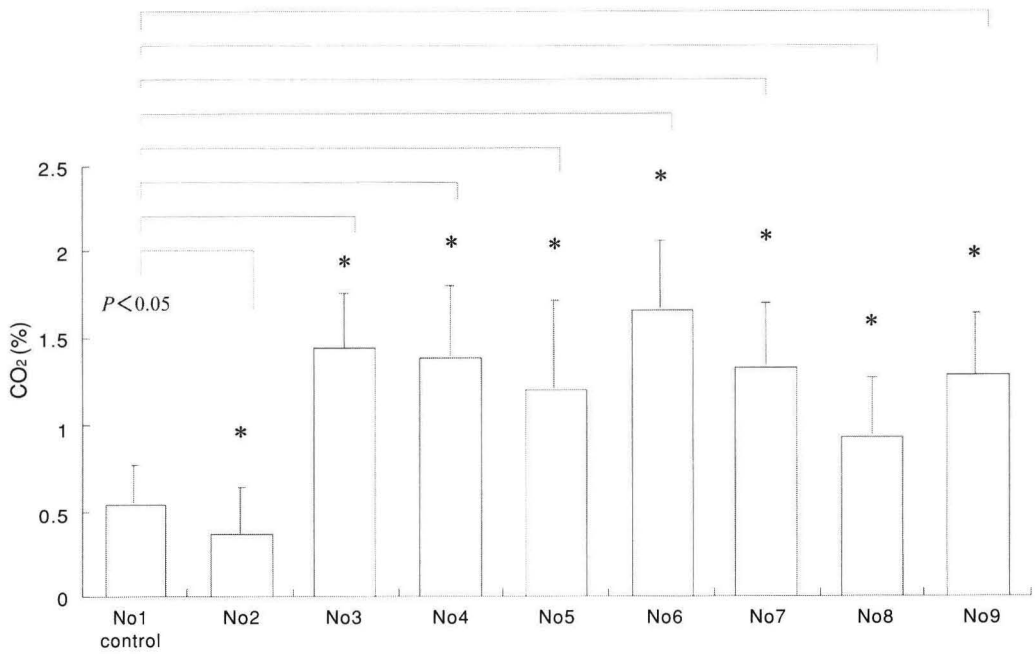


図 6(b) IPAP20cmH₂O の吸気中における TFM 内の CO₂ 濃度 * $P < 0.05$

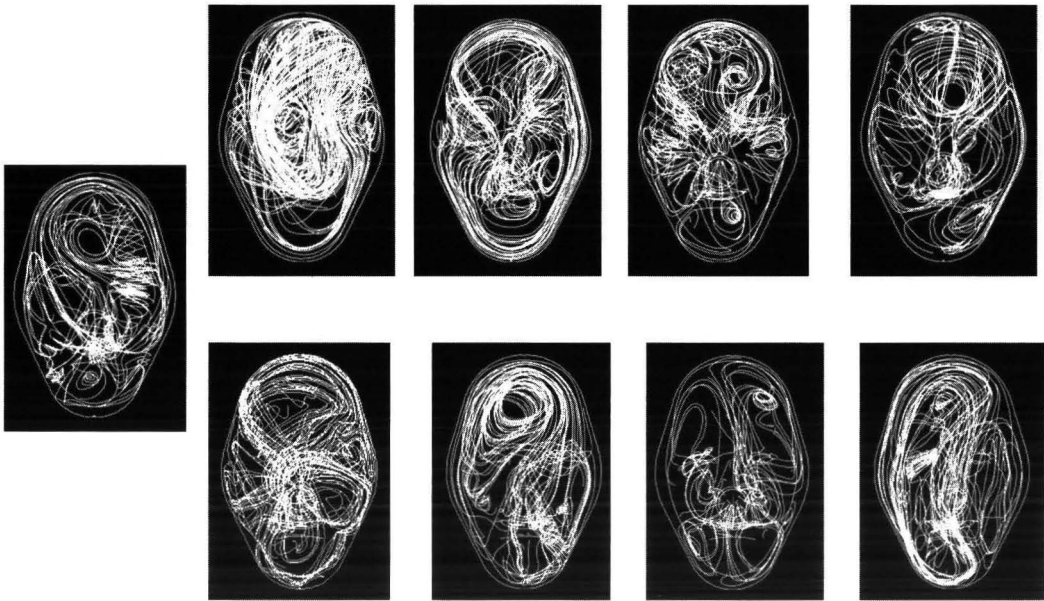


図7 CFDによる呼気中のCO₂ Stream Line(流線)

IPAP20cmH₂O, EPAP4cmH₂O時(CFX® time step30)に, TFM内に吐き出された呼気CO₂の流れをCFDにより再現した。No2EPは額部分(マスク上部)に流れが活発であるため, 呼気ガスの排出が効果的に行われていることが予測される。



図8 CFDによる呼気中のCO₂ volume fraction (CO₂容積分率)

IPAP20cmH₂O, EPAP4cmH₂Oにおいて, TFM内のCO₂が集中している部分を表す。濃く表されている部分はCO₂が多く集まり, 白い部分はCO₂が少ないことを示している。(CFX®time step30)No2は比較的マスク中心部(呼吸ポート付近)にCO₂の低い部分が集まり, 他のサンプルでは分離したものが多い。

5. 考察

現在までに、TFM内の流れについて明らかにされておらず、このような再呼吸を懸念する大型マスクの流れ場を検証することは、最適な内部流れを示すマスク形状を検討するためには必要である。特に、EPはTFMの再呼吸に関与する重要な機能と考え、この内部流れについての解明は重要であった。TFM内は、吸気と共に大量供給ガスが流れ込み、TFM内に吐き出した呼気ガスと混ざり合うため、乱流を生じさせていることが今回の研究により明らかとなった。TFM内に吐き出された呼気は、次の吸気までEPから全て排出させなければならないが、条件によっては、その一部がマスク内に残存するものと考えられる。流れにより、呼気の排出が十分でなければ、TFM内には呼気が蓄積し、再呼吸の危険性が増すことになる。EPの呼気濃度変化では、IPAP10cmH₂O及びIPAP20cmH₂OにおけるCO₂濃度パターンから、No1とNo2を除く各EPは、波形のばらつきを観察したが、これは、EP位置によって異なる排出能力に違いが生じ、呼気を洗い流す速度の影響により、ばらつきを生じさせた。この差は、各EPの効率を示しており、ここでは、より効率の高いNo2EPはCO₂低下が速く、TFM内の呼気をスムーズに排出できる機能を有していることとして理解できる。

自発呼吸の設定では、TFMを使用する口呼吸のNPPVという一条件とし、鼻呼吸を行わず口呼吸のみとした。一般的にはNPPVでFMによる鼻と口呼吸、慢性疾患においてはNMによる鼻呼吸と考えられる。しかし、TFM内では、鼻の上の供給ガス口から大量に供給され続ける流速は、約秒速10m～30m程度の速度を持つため、鼻呼吸、口呼吸、両方による呼吸であっても、今回の実験値及びCFDによる数値計算には大きく影響を及ぼさないものと考えられる。今回実験で使用したTFM面に作製したEPは、オリジナルEPと同径であるが、EP位置については、小さなR曲面上にEPを並列させることが、困難であったため、No2とNo7については縦方向の配列とした。これは、各EPの面積は全て同じであるため横方向、縦方向の設置であっても測定値において影響はないものと考えられた。

TFMでは、呼気時にCO₂濃度が高まり、吸気時に低下するパターンを示すため、IPAP上昇させると呼気ガスの洗い流しは促進される。オリジナルEPを

IPAP20cmH₂Oまで上昇させると、濃度は3.6%と低下したが、No2EPでは、IPAP10cmH₂Oで3.49%まで低下させることが可能で、ポート位置の移動だけで、TFMの特性が変化する。オリジナルEPの20cmH₂OとNo2の10cmH₂Oが、同程度の排出効率を示すことから、より低圧で行いたいNPPVには最適なEP位置である。また、No2EPでは、吸気時においても、TFM内には残存したCO₂が低いことから、他のEPより呼気ガスを速く排出することが可能である。これは反対に、他のEPでは、呼気ガスの洗い流しが十分に行われないうえ、No2EPより長い呼気時間が必要になると考えられる。TFMの額部分は換気に直接関与しない死腔部分と考えていたが、この部分の洗い流しこそ、TFMの再呼吸に大きな影響を及ぼしている。TFM内では、額や頬、顎付近で乱流が生じマスク全体へ呼気が分離していることがCFDで明らかになったが、EPの位置によってこの渦が異なり、位置によっては呼気の排出を妨げているものと考えられる。これに比べNo2EPは、TFMの中心に位置しているため、額部分に集まった呼気ガスを効果的にEPから排出できるEP位置であると推測できる。TFM内側を、回る大きな流れであるNo3とNo9は、呼気が分離してしまい、効率よくEPへ集中せず排出できない。また、No4、No5、No6、No8についても、更に複雑な渦が呼気を分離させ、EPからの排出を阻害しているものと考えられる。流線から、オリジナルとNo7は額部分を中心とした同じような渦を発生させたが、オリジナルはNo7よりよりEPが渦の近くにあるため、CO₂を低下させることができる。

従って、本研究における実験及びCFD解析から、TFMによる最適なEP位置は、オリジナル位置（鼻横）ではなく、マスクの主流入口近く（鼻上）に設けることにより、高い呼気ガスの排出効果が得られ、再呼吸の改善が期待できると考えられた。

一方、顔の大小や形等で、TFM内の流れに影響を及ぼす可能性については、TFM内に備わるシリコン製のインナーフラップにより、内側に顔が入り込むことを防ぐため、内壁と顔との距離は適度に保たれていることが確認できている。また、TFM内の流速が速いため、顔面の凹凸による数値計算上の影響は軽微であると考えられる。しかしながら、本研究では、顔とTFMとの接合部分は、全く漏れのないものとして、実験と数値計算を行っているため、実際のリークが生じた場合にお

いて、結果とは異なるものと思われる。このようなリークは、EPの位置変化と同様に流れに影響を与え、TFMの特性をも低下させてしまうと考えられる。

NPPV装置、はある程度のリークを補正する能力を有する⁹⁾⁷⁾が、大きなリークが生じることで、マスク内に過大な流量が流れ込む事になる。NPPVで起こりやすい合併症のほとんどはマスクの固定による圧迫損傷と圧力や気流に関係するものである⁸⁾。呼気ガスの排出効率を上げるためには、EP面積を大きくし、流量を更に増加させる必要があるが、これは、より多くの供給ガスをマスク内に送り込む事になり、この流量増加に伴い、眼球の乾燥⁹⁾¹⁰⁾や呼吸困難、圧迫感などを引き起こすとも言われ、酸素添加を行っている場合には、効率が低下してしまう可能性がある。実験において、IPAPをより増せば呼気の排出効果が高まることが実証できたが、生体反応では33cmH₂Oを超える吸気圧は意識低下時に胃に送気されるなどの¹¹⁾危険性もあり、NPPV装置の特徴と生体に侵襲を与えるデメリットをも認識しておく必要がある。

本研究では、実験及びCFD解析を用いることで、困難と思われたTFM内の流れ場について注目し、明らかにした。特に、EPにより、マスク内の流れ場が変化し影響を受ける可能性を確認できた。CFDにより、内部流れを予測することで、今後、より生体にとって最適なNPPVマスクの解析と実現に向けて検討したい。

6. 結論

本実験及びCFDによる数値計算を用いた解析から以下の結論を得た。

1. 実験及びCFDを用いることで、TFM内の流れ場を明らかにできる。
2. TFM内の流れは乱流であり、複雑な渦を形成する。
3. TFMでは、No2(鼻上)EPにおいて、オリジナルEPに比べ高い呼気の排出能が確認でき、この位置において再呼吸が改善できる。
4. TFMのEPは設置位置により、内部流れは変化し、その特性に影響を与える。

謝辞：本研究は、第27回日本呼吸療法医学会(2005)において発表した。この研究をまとめるにあたり、ご協力いただいた九州工業大学大学院生命体工学研究科木

寺 真氏に感謝する。

引用文献

- 1) Soo Hoo GW, Santiago S, Williams J: Nasal mechanical ventilation for hypercapnic respiratory failure in chronic obstructive pulmonary disease: determinants of success and failure. *Crit Care Med* 27:427-434, 1994
- 2) Schettino GP, Chantmongkolchar, Hess DR: Position of exhalation port and mask design affect CO₂ rebreathing during noninvasive pressure ventilation. *Crit Care Med* 31:2178-2182 2003
- 3) Brochard L: What is really important to make noninvasive ventilation work. *Crit Care Med* 28:2139-2140, 2000
- 4) Lofaso F, Brochard L, Touchard D, et al: Evaluation of carbon dioxide rebreathing during pressure support ventilation with airway management system (BiPAP) devices. *Chest* 108:772-778, 1995
- 5) Ferguson GT, Gilmartin M: CO₂ rebreathing during BiPAP ventilatory assistance. *Am J, Respir Crit Care Med* 151:1126-1135, 1995
- 6) Bach Girault C, Richard JC, Chevron V, et al: Comparative physiologic effects of noninvasive assist-control and pressure support ventilation in acute hypercapnic respiratory failure. *Chest* 111:1639-1648, 1997
- 7) Schonhofer B, Sorter-Leger S: Equipment need for noninvasive mechanical ventilation. *Eur Respir J* 20: 1029-1036, 2002
- 8) Mehta S, Hill NS: Noninvasive ventilation. *Am J Respir Crit Care Med* 163:540-77, 2001
- 9) Jubran A, Van de Graaff WB, Tobin MJ: Variability of patient-ventilator interaction with chronic obstructive pulmonary disease. *Am J Respir Care Med* 152:129-136, 1995
- 10) Calderini E, Confalonieri M, Puccio PG, et al: Patient-ventilator asynchrony during noninvasive ventilation: the role of expiratory trigger. *Intensive Care Med* 25: 662-667, 1999
- 11) Hill NS: Complications of noninvasive positive ventilation. *Respir Care* 42:432-442, 1997