分岐管ネットワークにおける往復流による管軸方向物質輸送* (ヒトの肺の誘導気道におけるガス交換機構)

望月 貞成^{*1}, 村田 章^{*1}, 富樫 有紀^{*2}

Axial Mass Transport by Reciprocating Flow in Branching Tube Network (Gas Exchange Mechanism in Conducting Airways of Human Lung)

Sadanari MOCHIZUKI^{*3}, Akira MURATA and Yuki TOGASHI^{*3}Department of Mechanical Systems Engineering, Tokyo University of A & T,
2-24-16 Naka-cho, Koganei-shi, Tokyo, 184-8588 Japan

Flow visualization in reciprocating flow inside a three-generation branching-tube network was performed to investigate the mechanism of axial gas exchange in conducting airways of human lung system. Water was used as the working fluid and nondiffusing dye was employed as tracer. The ranges of Reynolds and Womersley numbers at the 0-th generation tube were 60-6 000 and 5-25, respectively. It was revealed that bi-directional axial gas-exchange phenomenon occurring in the conductive airways of human lung system was governed by "trap-and-release" mechanism caused by the formation-and-destruction of the separation regions. In inspiration process, separation regions were formed on the outside wall of the two daughter tubes, while they were generated on both (1) the outside wall of the parent tube and (2) the intersection circumference of the two different diameter tubes, or parent and daughter tubes.

Key Words: Transport Phenomena, Flow Separation, Pulmonary Flow, Branching Tubes, Conducting Airways, Human Lung, Reciprocating Flow, Flow Visualization

1. まえがき

ヒトの肺の気道(airways)は、分岐管ネットワークを構成している。図1に模式的に示すようにこのネットワークは極めて複雑であるが、基本的には、気管(trachea)が分岐し左右の気管支(bronchi)を形成し、さらにそれぞれの気管支において気道は分岐を繰り返し、

Fig. 1 Conceptual illustration of human lung.

その都度流路の平均直径と長さは一般に減少する。図2は、Weibel⁽¹⁾による対称二分岐モデルの模式図である。気管を第0世代とするとおよそ23世代にわたる分岐の末、気道は最終世代に至る。14~15世代以降の終末部の気道(acinar airways)には、血液とのガス交換に直

Generation	System of Airways in Human Lung, Weibel	
0		Trachea
1		Bronchi
2		
3		
4		
5		
...		Bronchioles
14		
15		
16		
17		
18		Terminal Bronchioles
19		
20		
21		
22		
23		Transitional bronchioles
24		
25		Respiratory Bronchioles
26		
27		Alveolar Ducts
28		
29		Alveolar Sacs
30		

Fig. 2 A schematic of Weibel's dichotomy model for airways in human lung.

* 原稿受付 2001年5月30日.

^{*1} 正員, 東京農工大学工学部(〒184-8588 小金井市中町2-24-16).^{*2} 東京農工大学大学院.

E-mail: motizuki@cc.tuat.ac.jp

接関与する直径150 μm 程度の肺胞(alveoli)が無数(約3億)存在する。肺胞部の全面積はおよそ140 m^2 にも達し、分子拡散によるガス交換を容易にしている。一方、気管から14~15世代あたりまでは誘導気道(conducting airway)と呼ばれ、この部分は、血液とのガス交換には直接関与しない。

誘導気道におけるガス輸送については、後述のように従来数多くの研究がなされてきており、また、レビュー⁽¹⁴⁾や書物⁽⁵⁾のも発表されている。しかし、吸気過程で吸入された新気がどのような過程を経て終末部に達するのか、また呼気過程において肺胞からの炭酸ガスに富む排気はどのように新気と入れ替わりながら排出されるのかという基本的な部分については未だよく分かっていない。とくに、高頻度換気(HFV)と呼ばれる人工呼吸においては、一回の吸入空気量が気管から終末部に至るまでの流路の全容積(死腔)よりかなり小さくても、単位時間あたりの換気回数を大きくするとガス交換が維持されることが知られているが、その機構についてはいまだ不明である。これまでガス輸送機構としては、(1)分子拡散のほか、(2) Taylor拡散⁽⁸⁾ (3) 乱流 (4) 2次流れ (5) pendelluft⁽¹⁰⁾ (6) 縦渦⁽¹³⁾ 等々が提唱されている。現実の誘導気道内ガス輸送において上述の機構は大なり小なり存在するものと考えられるが、いずれも先に述べたHFVが実際に機能することを説明するのに成功していない。

分子拡散は、流路径(より正確にはペクレ数)が非常に小さくなる終末気道部において支配的になると考えられる。しかし、肺内の物質輸送に関する研究分野では、誘導気道部についても物質輸送効果を見かけの拡散係数 D_{eff} (effective axial diffusivity, 有効拡散係数)を用いて表す方法が従来多く行われ、大部分の研究はその値の測定に努力を注いでいる^{(14)~(21)}。すなわち、従来の研究の多くは、分子拡散モデルを基礎として物質輸送を捉えることを試みている。それらの結果は例外無しに、測定された D_{eff} の値は分子拡散係数 D_{mol} に比べ桁違いに大きいことを示している。すなわち、誘導気道においては、物質輸送は専ら何らかの形の対流に支配されていることを明確に示している。Scherer と Haselton⁽¹¹⁾ ⁽¹²⁾は、流路断面内速度分布が吸気過程と呼気過程とで異なれば、その結果正味の軸方向物質輸送が生ずるはずであるとの示唆に富む仮説を提唱し、それをstreamingと呼んでいる。また、彼らは往復流がある分岐管流路に微粒子を混入した実験から、軸方向に微粒子の移動が発生することを示しているが、その機構についてはそれをstreamingによるものとしている。このように、対流による管軸方向のガス交換には従来あま

り目が向けられていなかったこともあり、流れに基づく物質輸送機構については良く分かっていないのが現状である。

本研究は、上述の背景のもとに、また、これまでに実際のヒトの肺に近い複数分岐管を持つ流路内における往復流の全体像を捕らえた研究例がほとんどないことに鑑み、ヒトの肺の平均的な寸法と構造を模擬した分岐管ネットワークを用いて、その入口から末端までの全領域に渡る流動状況を可視化して調べることを試みた。その結果、分岐管ネットワーク内往復流においては、正味貫流流量がゼロであっても純粋に流れのみにより管軸方向の物質輸送が双方向に発生するという、従来あまり知られていなかった現象の存在を示すと共に、その基本的な機構を明らかにした。

2. おもな記号

A_i : 流路断面積 $= \pi d_i^2/4$

d_i : 流路直径

D_{mol} : 分子拡散係数

f : 周波数

l : テストセクション入口・出口間距離

L_i : 流路長さ

u_i : 平均流速 $= 2V_T f/A_i$

u^* : 軸方向物質輸送速度

V_D : テストセクション内流路の総体積

V_T : ストロークボリューム (タイダルボリューム)

ϕ : 分岐角

ν : 動粘性係数

τ : 時間

τ^* : 入口から出口までの物質輸送時間 (無次元数)

Pe_i : ペクレ数 $= u_i d_i / D_{mol}$

Re_i : レイノルズ数 $= u_i d_i / \nu$

α_i : 無次元周波数 (ウォーマースリ数)
 $= (d_i/2)(2\pi f/\nu)^{0.5}$

(添え字)

i : 第 i 世代流路

3. 実験装置と実験方法

本研究では、解剖学的測定結果に基づく Weibel の対称二分岐モデル (図 2) を参考に、ヒトの肺の誘導気道モデルとして図 3 に示すような第 0 世代 (気管) から第 3 世代までの分岐管からなる流路をガラスを用いて製作し使用した。Weibel モデルでは、第 0 世代から第 16 世代までは平均的に概ね $L_i/d_i \sim 3.5$, $d_{i+1}/d_i \sim 0.9$ およ

Fig. 3 Bronchial tube model used in the present study.

び $\phi \sim 70^\circ$ であるといわれている⁹⁾が、本研究で用いたモデルでは、 $L_1/d_1 \sim 3.5$, $d_{n+1}/d_n \sim 0.8$ および $\phi = 70^\circ$ である。

図 4 に実験装置全体の概略を示す。主要構成要素は、テストセクションである分岐管ネットワークモデル流路、透明アクリル壁からなる水槽、整流室、染料溜め、シリンジとスコッチヨークおよびモーターからなる往復流発生装置、光源およびデジタルビデオカメラである。作動流体には水を用い、流れの挙動を可視化するためのトレーサーとして染料(メチレンブルー)を用いた。メチレンブルーの水に対する分子拡散係数は $3.0 \times 10^{-10} \text{ m}^2/\text{s}$ と極めて小さく(この分子拡散係数に基づくペクレ数 Pe_3 は本実験範囲内では最低でも 5.8×10^4)、また後述の可視化結果からも示されるように、本実験範囲内では物質(染料)移動に対する分子拡散の影響は無視できる。テストセクション全体は水中に沈められており、テストセクション出口は水中に開口している。実験開始前に、注射器を用いて染料を染料溜めに予め溜めておき、その後にスコッチヨークとシリンジからなる往復流発生装置を起動した。往復流の周波数 f は、モーターの回転速度を選ぶことにより変化させ、また、テストセクションへの 1 サイクルあたりの流体流入量(=流出量)、すなわち、ストロークボリューム(肺の研究分野では *tidal volume* と呼ぶことが多い) V_T は、駆動されるシリンジの本数を選ぶことにより調整した。可視化された流れの様子は、水槽底面に置かれた蛍光灯光源からの照明のもとにデジタルビデオカメラにより撮影記録された。

本実験は、第 0 世代流路におけるレイノルズ数 Re_0 および無次元周波数 α_0 がそれぞれ $Re_0 = 60-6000$ および

Fig. 4 A schematic of experimental apparatus.

$\alpha_0 = 5-25$ の範囲で行われた。ちなみに、ヒトの通常呼吸の場合には、 $Re_0 \sim 1000$ および $\alpha_0 \sim 3$ 、高頻度呼吸の場合には、例えば $Re_0 \sim 2000$ および $\alpha_0 \sim 20$ である。

4. 実験結果および考察

図 5 に、本実験におけるシリンジ内のピストンの速度、すなわちテストセクション内の流路断面における平均流速の時間的変化を模式的に示す。スコッチヨークを用いているため、流量の時間変化は正弦波となり、1 サイクルの正味貫流流量はゼロである。本実験では、常に吸気過程の初めから実験を開始した。

図 6 の(a)~(f)にテストセクションの上部から撮影された結果の一例($Re_0 = 800$, $\alpha_0 = 12$)を示す。これらの写真は、2.5 周期にわたり、吸気および呼気過程それぞれの開始時および終了時の流動状況を可視化した結果である。図中の(a)~(f)は、図 5 に○印で示されている(a)~(f)に対応している。各図において、他の部分よりも黒く濃く見える部分が染料により着色された流体部分

Fig. 5 Periodic variation of fluid mean velocity in the cross section of a tube.

Fig.6 Axial propagation of mass originally at the entrance of the trachea tube,
 $Re_0=800$, $\alpha_0=12$.

である。ここでは、ヒトの呼吸になぞらえて、染料で着色された流体を「新気」、透明に見える流体部分を「古気」と呼ぶことにする。これらの可視化結果から以下のことが分かる。

吸気過程の初期に第0世代流路(気管)の入口にあった新気(図 6(a))は、本実験条件の場合には、吸気過程の終了時には第2世代流路の入口あたりまで到達する(図 6(b))。その後、それに続く呼気過程において再び

気管の入口に向かって戻るのであるが、その呼気過程が終了しても図 6(c)に示されるように、新気の一部は流路内に残存し、図 6(a)に示される元の状態には戻らない。いわば「非可逆」である。次の第 2 周期の吸気過程において、これらの残存していた新気はさらに先へ運ばれる。すなわち、この第 2 周期の吸気過程終了時(図 6(d))と第 1 周期の吸気過程終了時(図 6(b))を比較すれば明かなように、往復流の 1 周期を経た後に新気は末端部に向かってさらに輸送されていることが分かる。図 6(e)は第 2 周期の終了時、すなわち第 3 周期の開始時の様子を示す。これを図 6(a)および(c)と比較すれば、新気は呼吸を繰り返す度に末端部へ向かって運ばれていることが知られる。図 6(f)より、3 周期の吸気過程の終了時には、新気は第 3 世代流路を超えてさらに先まで到達(テストセクションから流出)していることが分かる。このように、分岐管ネットワークにおいては、正味の貫流流量がゼロであっても、流路内の流体が往復すると往復の周期を繰り返すたびに新気は末端部へ向かって次第に輸送されていくことが理解される。この状況は、実際の可視化実験を直接観察する、あるいはビデオ撮影された結果を動画として見るにより、より容易に理解できる。

質量保存を満たすために、当然同じ量の古気が新気とは反対側、すなわち末端部から気管に向かって移動しているのであるが、図 6 からは必ずしも明瞭ではない。これについては、後にクローズアップ撮影の結果を用いて説明する。

本研究では、念のために、分岐管ネットワークに替えて一本の直管を用い分岐管ネットワークの場合と同じ条件の下で同様の可視化実験を行ったが、その場合には着色された流体部分は一周期が終了する度にほぼ元の位置に戻り、分岐管ネットワークに見られたいわば「非可逆性」はほとんど生じなかった。また、その場合に、染料により着色された流体部分と非着色部分との境界は常に明瞭で、染料の分子拡散はほとんど生じていないことが確認されている。すなわち、先に述べたように、本実験においては物質輸送に対する分子拡散の影響はほとんど無く、したがって上述の分岐管ネットワークの場合にも物質輸送は対流のみによって生じていると考えてよい。

「分岐管ネットワークにおける往復流においては周期を重ねる毎に新気は末端部に向かい、また古気は気管へ向かい、互いに反対方向に輸送される」という上述の現象は、本実験の範囲内ではストロークボリューム V_f がある一定値以上のすべての場合において生ずることが確認された。

次に、上述の現象が生ずる機構について、詳細に調べることとする。 $Re_f=1190$, $\alpha_f=12$ の場合を例として取り上げ、図 7(a)-(i)に、第 2 分岐部付近の流動状況をクローズアップ撮影した結果を 1/8 周期毎に 1 サイクル($\Delta T=0.25\sim 1.25$)にわたって示す。撮影領域は図 8 に示されている。また、(a)-(i)の撮影タイミングは、それぞれ図 9 の○印(a)-(i)に対応している。図 7 において白抜きの矢印は、管断面平均流速の方向とその相対的な大きさを模式的に示す。また、以下の説明において、染料により比較的濃く着色されている流体部分を新気、相対的に濃度の低い部分を古気と呼ぶこととし、それぞれ図中において A および B として示す。これらの図から以下の事柄がわかる。

吸気過程の最中である図 7(a)および(b)において、新気 A は第 1 世代流路から分岐した 2 つの第 2 世代流路に流入するが、そのときそれらの流路の外側壁面には流れのはく離域が生じ、その部分には古気 B が存在している。吸気過程が終了すると(図 7(c))、管断面平均流速はゼロとなるが、流路断面内中央部にはそれまでの慣性力の大きさゆえに末端部へ向かう速度を持つ流体部分が残存し、一方、壁面近くでは気管へ向かう速度を持つ流れが発生する。これに応じて、先に生じていたはく離現象は消滅し、はく離領域に捕捉されていた古気 B は、気管側へ向かって移動し始める。呼気過程が始まり全体の流れの向きが気管へ向かうようになると、はく離領域に捕捉されていた古気 B は、急速に気管側へと運び去られる(図 7(d)および(e))。呼気過程においてもはく離が発生し、今度は新気 A がそのはく離領域に捕捉される(図 7(e), (f)および(g))。呼気過程で生ずるはく離域は複雑な三次元構造を持つ。すなわち、この場合には、管径(断面積)が小さい管から大きい管への流入にともなって生ずるはく離と流路の急激な曲がりにもなって生ずるはく離とが共存し両者は互いに結びついている(詳細後述)。呼気過程が終了し(図 7(g))、再び吸気過程が始まると、管中央部の流体に比べ流速(気管に向かう方向)の低さゆえに慣性力が小さかった壁面近傍の流体、すなわちはく離域に捕捉されていた新気 A は真っ先に向きを変え、末端部へ向かって流れ始める(図 7(h))。図 7(i)は、1 周期の終了時の流れの様子を示すが、この場合の新気 A および古気 B は、いずれも、1 周期前の図 7(a)に示される新気 A および古気 B と同じではなく、それぞれ気管側および末端側から新たに輸送されてきた新気 A および古気 B より成る。

はく離の発生域は、吸気および呼気過程のいずれの場合においても三次元的構造を有し、かつ時間的に

Fig. 7 Visualised flow behavior at the 2nd branch during the period of one cycle of oscillation, $Re_0=1190$, $\alpha_0=12$.

Fig. 8 A view window for the photos shown in Fig. 7.

Fig. 9 Timings of photography for the pictures (a) to (i) in Fig. 7.

変化し複雑である。本研究では、テストセクション内の可視化された流れを真横からもビデオ撮影し、真上からの撮影結果と照合して、はく離域の構造の把握を

試みた。図 10(a)および(b)は、それぞれ吸気過程および呼気過程について、各過程の後半部にはく離域に覆われる管内壁面のおよその領域を模式的に示したもの

Fig. 10 Conceptual illustration of separated flow regions formed in (a) inspiration and (b) expiration process.

である。吸気過程では、はく離は流路の曲がり部が原因となって生じ、その結果曲がり部の下流側壁面上にはく離域が形成される。一方、呼気過程では、分岐部における2本の小径管の断面積の和は大径管の断面積よりもやや大きいゆえ小径管から大径管へ流入する流れの平均流速は増えるが、小径管と大径管の接合部には必然的に段差が存在するゆえ、この接合部にはく離が発生する。また、流路の曲がりにもよって生ずるはく離が曲がり部の下流側に発生する。前者は後者に連続的につながり、時間と共に極めて複雑な挙動を示す。

以上に述べたように、分岐管ネットワークにおける往復流に生ずる管軸方向双方向物質輸送の機構は「流れのはく離の発生・消滅」に基づく「流体の捕捉・解放」であることが分かる。すなわち、吸気過程においては、古気ははく離域に捕捉されており、続く呼気過程にそのはく離現象の消滅とともに古気は解放され流れに運ばれて気管側へ向かう。一方、呼気過程において生ずるはく離域には新気が捕捉されており、この新気は引き続き吸気過程において解放され、吸気流れに運ばれて末端部へ向かって輸送される。このような機構が周期ごとに繰り返され、その結果何周期かの後には、新気は末端部へ、古気は気管へと到達する。このような機構の存在は従来全く知られておらず、これまで数多く行われてきている肺の気道におけるガス交換に関する研究においても全く触れられていない。

本研究で得られた知見は、第0世代から第3世代までの分岐モデルを用いて得られた結果ではあるが、ヒトの気道は分岐管ネットワークより構成され各世代の管径は世代を追うごとに次第に小さくなるという基本部分は本研究のモデルと同じであり、また、ペクレ数が1のオーダーになるのは12世代あたりと考えられる⁽¹¹⁾ゆえ、実際のヒトの肺の誘導気道のかんりの世代まで本研究で見出された現象が生じているものと考えられる。

Fig. 11 Effect of stroke volume and frequency on the velocity of fluid propagating from OA to OD.

図 11 は、軸方向物質輸送速度 u^* に及ぼすストロークボリューム V_T と周波数 f の影響を調べた結果である。図の横軸 V_T/V_D は、いわば死腔容積に対する1回換気量の割合を示す。ここで、 $u^* = l/\tau^*$ であり、 l はテストセクション内の流路（図 3 に一点鎖線で示される経路）全長である。また、 τ^* は、当初テストセクション入口にあった着色流体が軸方向前後への移動を繰り返しながら末端部へ向かい、最初に出口に到達するまでの時間である。したがって、 u^* は、入口から出口までの軸方向物質輸送のいわば時間平均的な最大速度であるが、ここでは単に物質輸送速度と呼んでおく。図中の縦に引かれた2本の破線は、左から順に、入口から第1分岐および第2分岐までのそれぞれの流路内全体積を V_D で割った値、 V_0/V_D および V_{0+1}/V_D を示す。なお、着色流体が出口に到達・流出し始めるタイミングは目視により決定し、時間測定には、ストップウォッチを用いた。図 11 より以下のことが知られる。

- (1) V_T/V_D が V_0/V_D より小さい場合には、 f の大小にかかわらず u^* はほとんどゼロのままで変化しない。
- (2) しかし、 V_T/V_D が V_0/V_D より大きい場合には、 u^* は、 f および V_T/V_D のいずれが増大しても上昇する。
- (3) u^* の V_T/V_D に対する変化率は、 f が大きいほど大きく、また、 u^* の f に対する変化率は、 V_T/V_D が大きいほど大きい。

上記 (1) および (2) の理由は、次のように説明される。すなわち、流れのはく離現象は、分岐部において生ずるゆえ、もしも V_T が小さく、初めに入口にあった流体部分が第1分岐部に達しないまままた元に戻る場合には、たとえ往復流であっても直管内の往復流と同様に軸方向物質輸送は生じない。これに対して、 V_T がある程度以上で、初めに入口にあった流体部分が分岐部を超える場合には、軸方向物質輸送機構は機能するようになる。この場合、 V_T が大きいほど一回の吸

気あるいは呼気過程で流れが通過する分岐の数が増えるゆえ、軸方向物質輸送は促進され u^* は増加する。また、 f が大きいほど上述の輸送効果の時間あたり発生割合が増えるため、 u^* は上昇する。上記(3)の機構の説明を含め、これらの現象をより詳しく明らかにするためには、はく離の発生およびその形態を含め流動状況をより詳細に調べる必要がある。

5. 結 論

本研究は、ヒトの肺の誘導気道におけるガス交換機構を明らかにすることを目的として、分岐管ネットワーク内往復流の挙動を可視化して調べた。その結果、以下の結論を得た。

- (1) 「分岐管ネットワーク」における「往復流」においては、サイクルを追う毎に気管からの新気は末端部に、また末端部からの古気は気管へ向かい移動する。すなわち、対流のみにより互いに反対方向に輸送される管軸方向物質輸送現象が存在する。
- (2) 管軸方向双方向物質輸送の機構は「流れのはく離の発生・消滅」に基づく「流体の捕捉・解放」による。すなわち、吸気過程においては、古気のはく離域に捕捉されており、続く呼気過程にそのはく離現象の消滅とともに古気は解放され流れに運ばれて気管側へ向かう。一方、呼気過程において生ずるはく離域には新気が捕捉されており、この新気は引き続き吸気過程において解放され、吸気流れに運ばれて末端部へと輸送される。
- (3) 上述の機構が呼吸の度に繰り返され誘導気道におけるガス交換が行われる。これにより従来不分明であった、高頻度換気 (HFV) が何故成立するかが説明される。
- (4) はく離は、吸気過程では分岐曲がり部の下流に発生する。また、呼気過程では、小径間と大径管との接合部周囲と曲がり部の下流側に発生し、前者によるはく離域と後者によるはく離域とは連続的につながっている。
- (5) 1回の吸気量 V_T がある程度より小さい場合には、周波数 f の大小にかかわらず物質輸送は機能しない。しかし、 V_T がある程度より大きい場合には、物質輸送速度 u^* は、 f および V_T のいずれが増大しても上昇する。

本研究の実験の遂行に際しては、本学留学生 Miss. Katerina Valisova の協力を得た。ここに謝意を表する。

本研究の一部は、日本学術振興会科学研究費補助金より援助 (基盤研究(B) ② 13450080) を受けて行われた。

文 献

- (1) Weibel, E. R., *The Lung*, ed. by Crystal, R. G., Raven Press Inc. (1991), 711-720
- (2) Kamm, R. D., ほか2名, *Critical Reviews in Biomedical Engineering*, **9** (1984), 347-379
- (3) Grotberg, J. B., *Annu. Rev. Fluid Mech.*, **26** (1994), 529-571
- (4) Kamm, R. D., ほか4名, *J. Biomech. Eng.*, **106** (1984), 315-320
- (5) Ultman, J. S., *Gas Mixing and Distribution in the Lung* (eds. Engel, L. A. and Paiva, M.), Marcell Dekker, Inc., NY (1985), 63-136
- (6) 谷下一夫, 3.4節 呼吸器, 生体機械工学, 日本機械学会 (1997), 39-66
- (7) Crystal, R. G., *The Lung*, Raven Press Inc. (1991),
- (8) Taylor, S. G., *Proc. Royal Soc. London, A* **219** (1953), 186-203
- (9) Pedley, T. J. and Kamm, R. D., *J. Fluid Mech.*, **193** (1988), 347-367
- (10) Drazen, J. M., ほか2名, *Physiological Review*, **64** (1984), 505-543
- (11) Scherer, P. W. and Haselton, F. R., *Respiratory Environmental and Exercise Physiology, J. Applied Physiology*, **53** (1982), 1023-1033
- (12) Haselton, F. R. and Scherer, P. W., *J. Fluid Mech.*, **123** (1982), 315-333
- (13) Yonekawa, A. and Watanabe, T., *Proc. of PSFVIP-2*, CD-ROM edited by S. Mochizuki, ISBN 0-9652469-7-3 (1999), PF070
- (14) Tarbell, J. M., ほか2名, *Trans. ASME, J. Biomech. Eng.*, **104** (1982), 338-342
- (15) Paloski, W. H., ほか2名, *J. Appl. Physiol.*, **62** (1987), 892-901
- (16) Kamm, R. D., *Acta Anaesthesiol Scand*, **90** (1989), 51-57
- (17) Sharp, M. K., ほか4名, A. H., Kimmel, E., Kamiadakis, G. E., *J. Fluid Mech.*, **223** (1991), 537-563
- (18) 西田 正浩・ほか3名, 機論, **58-556**, B (1992), 74-81
- (19) 田中 学・ほか3名, 機論, **60-579**, B (1994), 82-89
- (20) 田中 学・ほか3名, 機論, **63-610**, B (1997), 62-70
- (21) 弓野 崇・ほか4名, 機論, **66-642**, B (2000), 117-123