

マイクロフロー制御による未熟児用呼吸補助装置の特性

細井健司

埼玉大学工学部 技術部

1. まえがき

未熟児用呼吸補助装置のナーザル CPAP は、呼吸時に鼻孔内を陽圧にし呼吸障害を改善させる補助換気装置である。現在使用されているナーザル CPAP の概要は、吸気相においてノズルから流出するジェット気流が直接鼻孔内へ流れ込み、呼気相ではジェット気流が呼気流により容易に反転し呼気排出流路に向かって流れるフリップフロップ動作で説明されている。最近の開発設計においては、低出生体重児化に伴う小型化、小型化に伴うナーザル CPAP 内マイクロフロー制御、安全性、機能性、患者への負担が最重要課題である。特にマイクロフロー制御に関する問題は、流れの理解と最適設計などの工学的な観点が必要不可欠である。著者は、従来のナーザル CPAP をモデル化し流れの可視化・流速計測を行い、データ収集整理及び関連する資料収集を行ってきた。これらのナーザル CPAP は、未熟児の顔面に対して垂直に縦長であり、その大きさは未熟児の顔面に比べて比較的大きいため装着する際の負担が大きいことなどがあげられる。そこで本報告では、新たに横型ナーザル CPAP 素子を作成し、そのマイクロフローの特性を明らかにし、その小型化の可能性を調べることを目的としている。

2. 実験装置

図 1 は、横型ナーザル CPAP 素子の実験装置図を示す。ノズルから流出する流体の持つ速度エネルギーはディフューザ部で圧力エネルギーに変換され、すなわち CPAP に必要な CPAP 圧 500Pa を発生させる。開き角度 25 度のディフューザでは、流れの剥離点が変わり適度にフリップフロップ動作するように考えたモデルである。この横型ナーザル CPAP 素子は、可視化のために材質が透明なアクリルからなり、ノズル部の大きさがノズル高さ 1mm × ノズル幅 5mm の矩形であり、開き角度 25 度のディフューザ部、鼻部に接続する通気孔部からなる。横型ナーザル CPAP 素子の製作にあたりノズル - ディフューザ部が小さいため、東芝機械製マシニングセンタ TOSNUC-777 (主軸回転数が 30 ~ 6000rpm) を使用した。エッジは、先端角度とその大きさがそれぞれ 15 度と幅 5mm であり、ディフュー

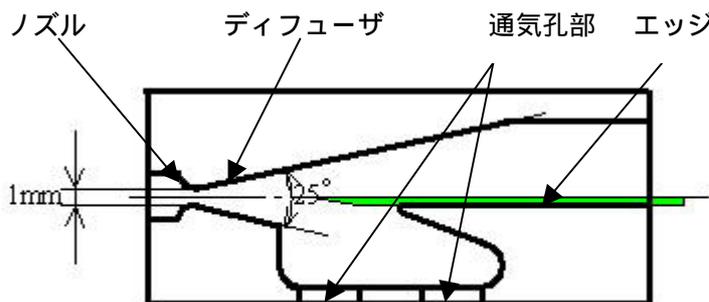


図 1 . 横型ナーザル CPAP 素子

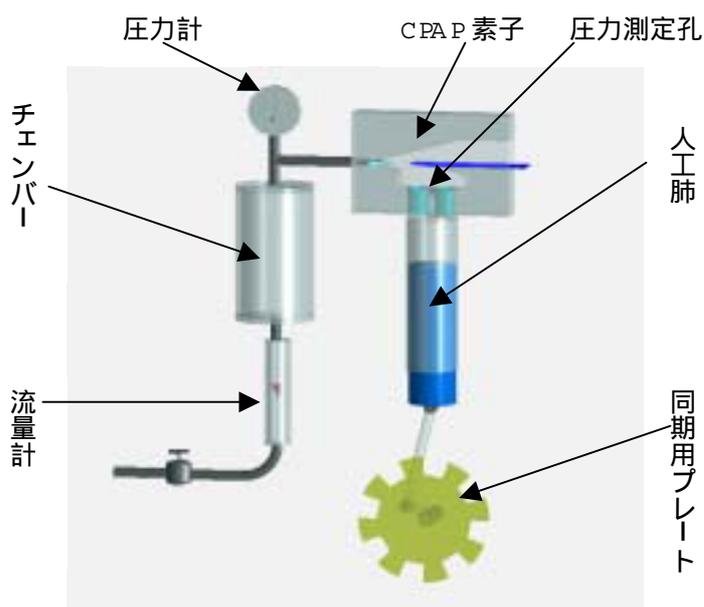


図 2 . 実験装置全体図

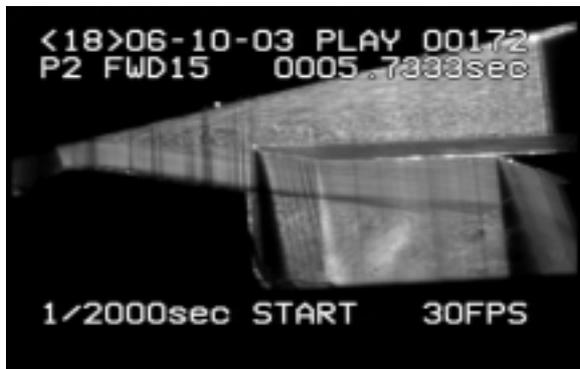
ーザ内の流れを外部と人工肺部に分岐させるために使用し、流路方向に移動可能である。

次に実験装置全体図を図2に示す。装置全体は、流量計、チェンバー、圧力計、CPAP素子、注射器シリンダーと減速歯車付きモータとにクランク機構を取り付けた機械式の人工肺部からなる。圧力測定は、通気孔部の中央圧力測定孔から増幅器付き微差圧計 PDV-10GA (~ 1 KPa) で行った。実験条件は、供給流量 2 ~ 10 $\text{L}/\text{分}$ 、人工肺呼吸回数 50 回/分、人工肺換気量 20 $\text{mL}/\text{回}$ とした。

3 . 実験結果

3 . 1 可視化方法と可視化結果

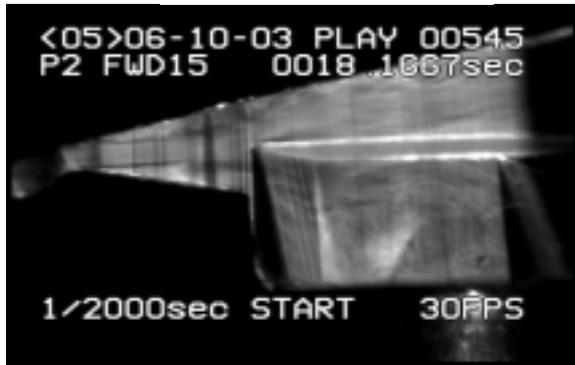
最初に、横型ナーザル CPAP 内流れを調べるために定性的な可視化を行った。可視化手法は、アルゴンレーザー 4 W からのビーム光をシート光学系 (半球レンズ $f=5$ + シリンドリカルレンズ $f=200$) で広げて照明するレーザーライトシート法である。トレーサは、線香の煙を一度チェンバーに貯蔵してから使用した。使用したカメラは、FastCam Rabbit mini2 である。図3は、流量が 2 L/min 、5 L/min さらにエッジの位置を変化させた



(a) 2 L/min 、吸気



(b) 2 L/min 、呼気



(c) 5 L/min 、吸気



(d) 5 L/min 、呼気



(e) 5 L/min 、吸気



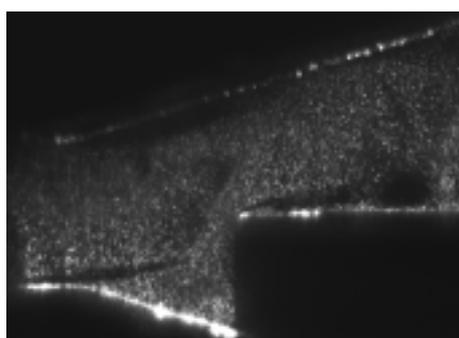
(f) 5 L/min 、呼気

図3 . 横型ナーザル CPAP 内流れの可視化

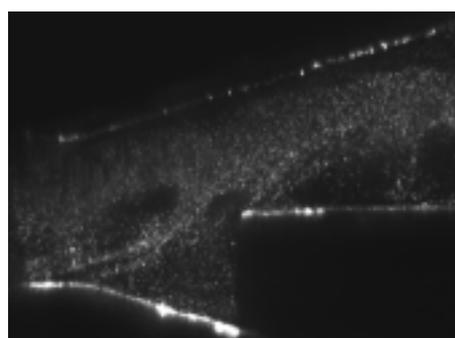
場合の横型ナーザル CPAP 素子内流れの吸気時と呼気時の可視化結果を示す。この実験条件で流量 2 L/min は、人工換気量と呼吸回数から求まる最低流量である。図 3 (a)(b)は、流量が 2 L/min の場合であり、呼吸に応じて噴流が偏向しフリップフロップ動作が観察される。すなわち吸気時にはノズルからの噴流がディフューザ下面に付着しながら通気孔（右側）に向かって流れ、呼気時には人工肺からの呼気流が通気孔（左側）からエッジ先端を迂回してからノズルからの噴流と合流して、ディフューザ上面に付着しながら流出している。図 3 (c) ~ (f)は、流量が 5 L/min の場合であり、エッジの位置がそれぞれ異なる場合の呼気時と吸気時の可視化結果であり、流量が 2 L/min の場合のようなフリップフロップ動作が観察されていない。このように流量が増え噴流速度が増加すると流れの慣性力増加するために、ノズルからの噴流中心がディフューザ下面からノズル中心軸に近づく、さらにエッジがノズルに近づくとき噴流中心がノズル中央からさらに上方に偏向する。すなわち吸気時には、エッジ位置によって噴流のポテンシャルコアの人工肺に向かう流れが減少するために吸気流量 V が減少する。このことは、人工肺換気量 v が一定であるのでエッジ位置によって V/v の割合が変化し、CPAP 変動圧力振幅に直接影響する。流量を 7 L/min に増やすとその傾向はさらに顕著になることが観察された。呼気時の流れは、流量に寄らずほぼ同じフローパターンが観察された。

3.2 PIV による流速計測結果

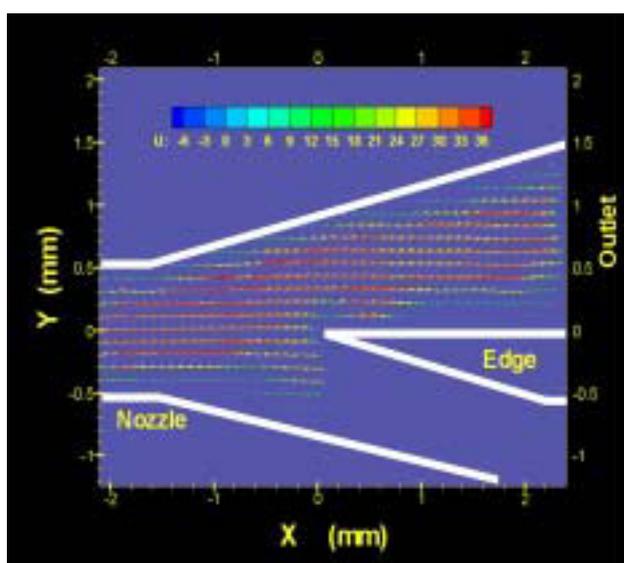
次に CPAP 圧 500Pa が得られる流量 7 L/min、ノズル - エッジ間距離が 1.75mm の場合の横型ナーザル CPAP



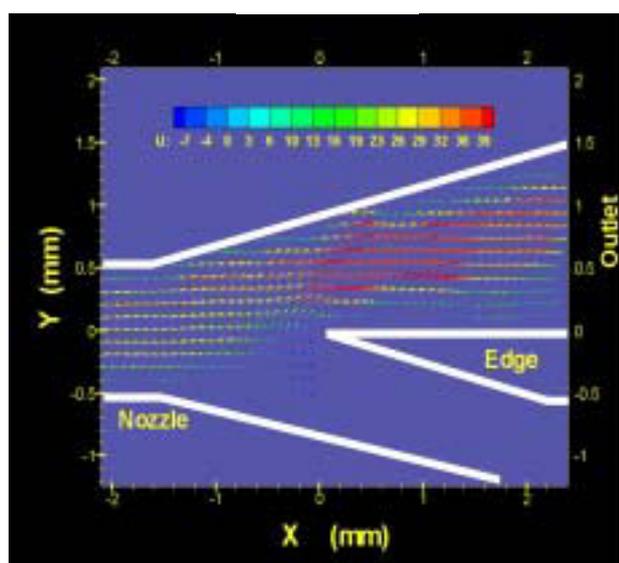
(a) 吸気時



(b) 呼気時



(c) 吸気時の流速ベクトル線図



(d) 呼気時の流速ベクトル線図

図 4 . 流量 7 L/min、ノズル - エッジ間距離 1.75mm での流速計測結果

素子内流れに2次元PIVシステムを適用した。撮影は、人工肺を動かすモータ軸に取り付けたタイミングプレートからフォト検出器で呼吸タイミングに合わせて同期させて行った。トレーサ粒子は、定性的可視化と同様線香の煙を用いた。図5(a)(b)は、吸気時と呼気時の粒子画像結果であり、それぞれノズル下面から流れが剥離している。図5(c)(d)は、それぞれの粒子画像から得られた呼気時と吸気時での流速ベクトル線図結果である。これらの結果からノズル出口部において、吸気時には流速が約40m/s弱、呼気時には約30m/sであり、呼吸時でのこの速度差がCPAP変動圧力に影響していると考えられる。

3.3 圧力計測結果

次に人工肺が無動作状態でのCPAP圧とエッジ位置との関係を図5に示す。図中において、横軸はノズル-エッジ間距離、縦軸はCPAP圧である。この図からCPAP定常圧は、流量7L/minの場合ノズル-エッジ間距離1-2mm付近で生じている。次に人工肺作動状態におけるCPAP圧-CPAP変動圧力振幅との関係を図6に示す。この図からCPAP変動圧力振幅は、最初目標値とした約100Pa値より大きく、今後変動振幅を小さくするようなCPAP形状に改良する必要があることがわかった。

4.まとめ

今回、横型CPAP素子を製作し、その特性を調べた結果、

1. 横型CPAP素子の基本的動作特性について確認できたこと。
2. 今後、CPAP変動圧力振幅を小さくするようなCPAP装置の形状に改良する必要があること。

が明らかになった。

この研究は、平成15年度科学研究費補助金(奨励研究B)(課題番号15922057)により行われ、付記して謝意を表します。

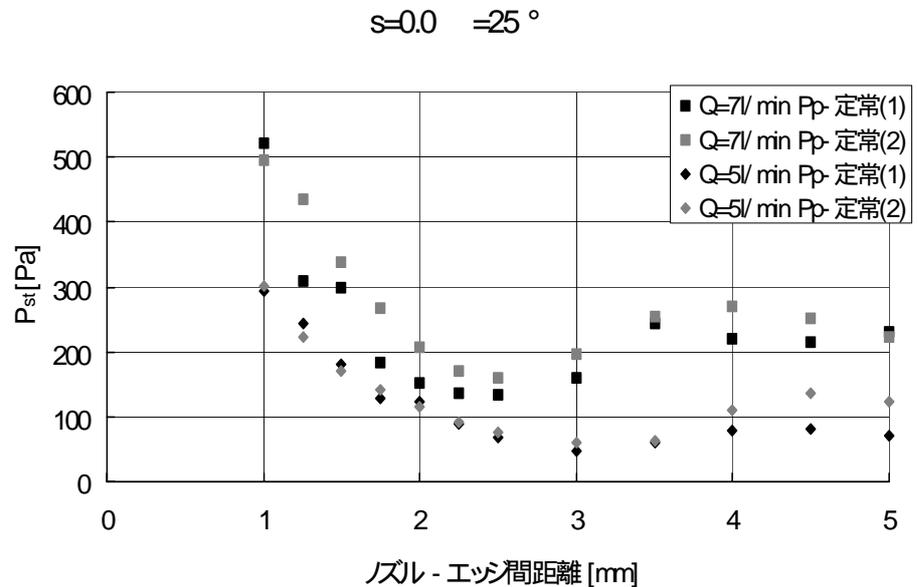


図5.人工肺無作動状態のCPAP定常圧

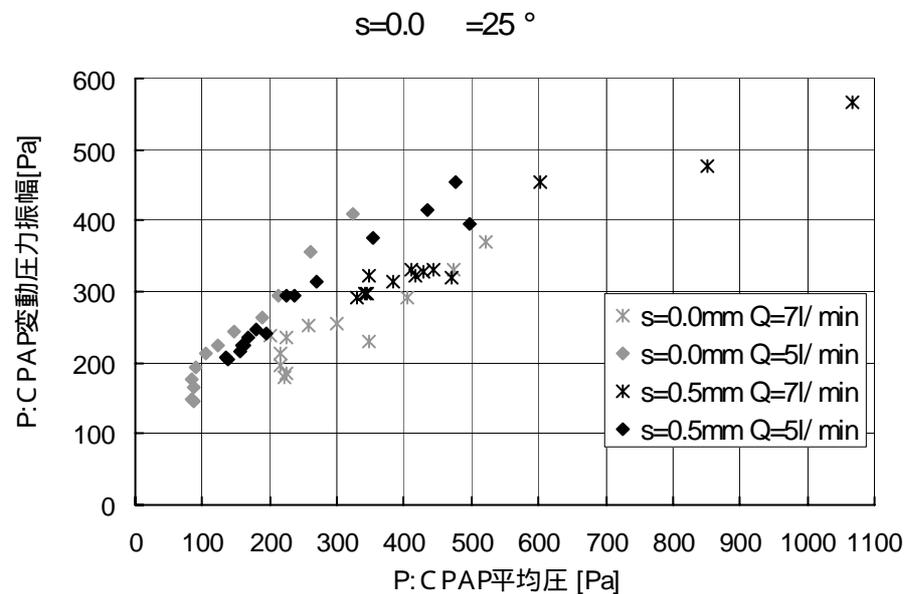


図6. CPAP定常圧とCPAP変動圧力振幅