気泡型人工肺の内部流動に伴う発生ノイズ*

辻野 智二^{*1}, 島 章^{*2}, 三浦 誠^{*3}
安田 寿光^{*4}, 酒井 宏之^{*5}

Noise Generated in the Internal Flow of a Bubble Oxygenator

Tomoji TSUJINO, Akira SHIMA, Makoto MIURA,
Toshimitsu YASUDA and Hiroyuki SAKAI

An artificial lung used as a supplementary means during open heart surgery is one of the artificial organs. At the present time, the artificial lung of bubble oxygenator and membrane oxygenator are in clinical use. Both type of the oxygenators have merits and demerits, respectively. For the bubble oxygenator, the destruction and degeneration of the components in blood come particularly into question. In this work, noise spectra generated in the internal flow of the bubble oxygenator is measured. The noise generated at high flow volume of O₂ attains high sound pressure level, which would be the cause of hemolysis. The bubbles generated in the mixing chamber of this artificial lung are observed by a strobo photographing, then the bubbles are 0.5 to 4 mm in diameter. By comparison between the natural frequency of the bubbles and the frequency of noise spectra, it seems that the noise generated in the bubble oxygenator is caused by the natural motion of bubbles.

Key Words: Medical Engineering, Artificial Lung, Bubble Oxygenator, Noise, Bubble

1. 緒 言

開心術の補助手段として用いられる人工心臓は人工肺と血液ポンプなどからなる人工臓器の一つである。この中で最も主要な構成要素となる人工肺は、静脈血中の炭酸ガスを除去するとともに酸素化することを目的とするものであり、1950年代に臨床に使用されて以来、種々改良淘汰され、現在、気泡型および膜型の二つのタイプの人工肺が臨床に用いられている^{(1),(2)}。膜型人工肺⁽³⁾は溶血(赤血球の破壊)が少なく、長時間使用への可能性が高いことの利点があるが、プライミング時の操作性などに難点があり、また、気泡型人工肺⁽⁴⁾では、安価、操作性の容易さなどの利点がある反面、溶血、赤血球変形能の低下などが問題とされている。人工肺の改良・開発における今後の課題としては、(1)生体への侵襲の軽減、(2)長時間体外循環への発展、(3)安全装置の導入、などがあげられており⁽⁵⁾、

また、最近、気運が高まりつつある臓器移植との関係においても人工肺を含めた人工臓器の改良・開発に対する社会的な要求が強く打ち出されている。本研究は、気泡型人工肺で特に問題となっている血液成分の破壊・変形に対する機械的メカニズムを明らかにすることを目的とする。すなわち、気泡型人工肺の臨床使用条件下においてミキシングチャンバ内で発生するノイズを計測するとともに、チャンバ内での生成気泡の観察を行った。よって、O₂ガスの高流量下で発生するノイズスペクトルレベル SPL は血液成分の破壊に寄与し得ること、また、そのノイズと生成気泡径との関係についても検討する。

2. 試験装置と方法

図1に本試験で使用した装置の概略を示す。供試人工肺は、成人用気泡型人工肺(Shiley S-100 A HED形)であり、ローラポンプから吐出した血液がディスペンサから吹送されたO₂ガスとミキシングチャンバ内で二相流を形成し、ミキシングスポンジから熱交換器部を経て、除泡部へ流入する構造を有する。

ノイズの計測は、ミキシングチャンバ内壁に水中マイクroフォンヘッドを固定させて行った。受波した信号は、文献(6)と同様、FFTにより解析処理した。

* 平成2年1月23日 第1回バイオエンジニアリングシンポジウムにおいて講演、原稿受付 平成2年2月15日。

^{*1} 正員、熊本大学教育学部(〒860 熊本市黒髪2-40-1)。

^{*2} 正員、東北大学流体科学研究所(〒980 仙台市青葉区片平2-1-1)。

^{*3} 東北大学医学部(〒980 仙台市青葉区星陵町1-1)。

^{*4} 泉工医科工業(株)(〒980 仙台市青葉区上杉2-1-8)。

^{*5} 准員、東北大学工学部(〒980 仙台市青葉区荒巻字青葉)。

血液は成山羊より採血した新鮮ヘパリン加血で、そのヘマトクリットは $H_{ct}=25\%$ 、表面張力 σ は 4.7910^{-2} N/m である。この血液のレオロジーを円すい・円板形レオメータによって測定した結果を図2に示す。図2中には、参考のために Brooks ら⁽⁷⁾によって測定されたヒト血液のデータも示してある。供試血液は低ヘマトクリットであることから、測定した範囲内ではほぼニュートン流体的であると言える。なお、血液内の可視化はできないので、ミキシングチャンバ内の気泡の観察には、供試血液と類似のレオロジーを示すポリマ(CMC 500 ppm)水溶液(図2)を用い、ストロボ撮影(せん光時間 $4 \mu\text{s}$)にて行った。

3. 結果と参考

図3には、血流量 Q_B および O_2 流量 Q_{O_2} をそれぞれ $Q_B=Q_{O_2}=2, 4, 8 \text{ L/min}$ としたときのノイズスペク

図1 試験装置

図2 供試液体のレオロジー

トルを比較している。通常、成人に対して臨床使用する場合、 $Q_B=Q_{O_2}=4\sim5 \text{ L/min}$ の流量範囲が多い。図3からわかるように、ノイズスペクトルレベル SPL は低周波数領域で増加する傾向となる。 $Q_B=Q_{O_2}=2 \text{ L/min}$ 条件下の SPL は有意に低値を示しており、 $Q_B=Q_{O_2}=4 \text{ L/min}$ から 8 L/min と増加するに従って、ノイズレベルは上昇する。

図4には、血流量 $Q_B=4 \text{ L/min}$ としたときの overall SPL 値に及ぼす O_2 流量 Q_{O_2} の影響を示す。データに若干のばらつきはあるが、 Q_{O_2} の増加とともに overall SPL 値は増大する傾向にあることがわかる。特に、 7 L/min では $\text{SPL}\sim 195 \text{ dB}$ に達している。このようなノイズレベルを工学的に評価するため、次に著者の一部らが、先に、東北大学流体科学研究所設置の

図3 ノイズスペクトル

図4 Overall SPL に及ぼす Q_{O_2} の影響

高速キャビテーションタンネルを用い、翼型から発生するキャビテーションノイズの測定をした結果⁽⁸⁾との対比を行う。その測定では、キャビテーション音源とマイクロフォンヘッドの距離は40 mmであったので、その距離による音波の減衰を近似的に補正した結果を図5に示す。キャビテーション流れによる overall SPL 値は195~216 dB の範囲にあることがわかるが、前述したごとく人工肺内でも $Q_{O_2} \geq 7$ L/min の高流量下では195 dB 程度のノイズレベルに達しており、これは、弱いキャビテーション場と同程度のレベルのノイズとみなせる。周知のごとく、キャビテーション現象は金属材料をも破壊し得るほどのエネルギーを伴うものであることから、人工肺使用時においても高 O_2 流量下で生成するノイズは、血液成分の破壊につながるということが十分考えられる。

Ohshima-Yosida⁽⁹⁾は気泡型人工肺における溶血速度について実験的検討を加えている。彼らの結果によれば、ヒト血液の溶血速度は O_2 流量が6~7 L/min 以上で顕著な増加を示している。この傾向は、高 O_2 流量条件下で発生する高レベルのノイズが血液成分の破壊に強く関与するという本結果と一致する。

ノイズ発生は生成気泡と密接に関係すると考えられることから、ミキシングチャンバ内の気泡の観察を行った。図6にその結果を示す。可視化のために用いたポリマ水溶液は、写真右端にある直径10 mm ϕ の管出口から、直径50 mm ϕ の円柱形状のチャンバに流入する。 O_2 は下部のディスペンサーから気泡となって上向きに吐出している。

図5 翼型のキャビテーションによるノイズ
〔文献(8)のデータ一部補正〕

$Q_B = Q_{O_2} = 2$ L/min の低流量域では、生成する気泡の形状はやや偏平な回転円形で、等価球にしてその直径 d は1.8~4 mm 程度であり、その数は比較的少ない。 $Q_B = Q_{O_2} = 4$ L/min の場合、気泡数は増加し、 $d = 1 \sim 2$ mm 程度の気泡と、液体の流れの影響を受けたと思われる縦方向に偏平な形状の $d = 3 \sim 4$ mm の気泡も見られる。

$Q_B = Q_{O_2} = 6, 8$ L/min の高流量下では、ディスペンサー近傍の気泡は比較的小さく、直径 d が0.5~1.5 mm 程度のものが多く、その上部域ではそれらの気泡の合体が促進され、複雑な形状を持つ塊状気泡となって上部へ流出する。

一般に、圧力場における気泡の運動は、気泡周囲の圧力変動と気泡の固有振動に依存することになるが、ここでは後者に注目し、気泡の固有振動数の算出を行った。

図7には、気泡の固有振動数 f と気泡の直径 d との関係を示す。モード零の気泡の固有振動数は、著者の一部⁽¹⁰⁾が Casson 流体中の気泡について得た次の式(1)、またモード2、3の気泡の固有振動数を与える式(2)は文献(11)による。

$$f = \frac{1}{\pi d} \sqrt{\frac{3\gamma}{\rho_l} \left[p_0 + \left(1 - \frac{1}{3\gamma}\right) \frac{4\sigma}{d} \right] - \left(\frac{4s^2}{d\rho_l} \right)^2} \quad \dots\dots\dots (1)$$

図6 ミキシングチャンバ内の気泡の様相

図 7 気泡の固有振動数

モード $n=2, 3$

$$f = \frac{1}{\pi d} \sqrt{\frac{2n(n+1)(n-1)(n+2)\sigma}{d(n\rho_l + (n+1)\rho_g)}} \quad \dots\dots\dots (2)$$

ただし、 S^2 は Casson 粘度 ($S^2 = \eta$)、液体の密度 $\rho_l = 1.05 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$ 、静圧 $P_0 = 101.3 \text{ kPa}$ 、ポリトロープ指数 $\gamma = 1.4$ 、 O_2 の密度 $\rho_g = 1.31 \text{ kg/m}^3$ 。

ミキシングチャンバ中で観察された気泡直径 $d = 0.5 \sim 4 \text{ mm}$ に対応するモード 2 の気泡の固有振動数は $1 \text{ kHz} \sim 30 \text{ Hz}$ であり、これは図 3 に示したノイズスペクトルの周波数領域に相当している。また、チャンバ内の流れは、横方向からの液体の流れと、上向きの気泡流れが組合されているため、モード 2 の気泡の

変形、挙動が生じやすい流動条件下にあることも考えられる。モード零の固有振動数は $10 \sim 1 \text{ kHz}$ の範囲にあり、ノイズ発生には寄与しない。したがって、気泡型人工肺の内部流動に伴う発生ノイズの主因は、モード 2 の気泡の固有振動によることが考えられる。

4. 結 言

(1) 気泡型人工肺の内部流動に伴う発生ノイズは、 O_2 流動の増加とともに増大し、 O_2 流量 7 L/min では弱いキャビテーション場に相当するノイズレベルに達し、血液成分の破壊の要因となり得る。このことは、溶血速度が O_2 流量 $> 6 \sim 7 \text{ L/min}$ で著明に増加する既存の実験結果と符号する。

(2) 気泡型人工肺ミキシングチャンバ内で発生するノイズは、モード 2 の気泡の固有振動によって誘起されると考えられる。

終わりに臨み、本論文作成にあたり助力いただいた本研究所三浦紀重君および門馬美和君に謝意を表する。

文 献

- (1) 金井・ほか 5 名, 人工臓器, 16-1(1987), 621.
- (2) 田辺・ほか 2 名, 人工臓器, 18-2(1989), 977.
- (3) 椎原・井野, 人工臓器, 18-2(1989), 909.
- (4) 須磨・ほか 3 名, 循環制御, 4(1983), 198.
- (5) 岩, 循環制御, 4(1983), 303.
- (6) Tsujino, T., *Ultrasonics*, 25(1987), 67.
- (7) Brooks, D. E., ほか 2 名, *J. Appl. Phys.*, 28(1970), 172.
- (8) 島・ほか 4 名, 機械学会講演概要集, No. 881-2(1988), 67.
- (9) Ohshima, N. and Yoshida, F., *Artific. Organs*, 3(1979), 161.
- (10) Tsujino, T. and Shima, A., *J. Biomech.*, 13(1980), 407.
- (11) Lamb, H., *Hydrodynamics*, (1945), Dover Pub.