

# 水および血液中の高速回転体における キャビテーションの発生

辻野智二, 三浦 誠\*, 小森直哉\*\*, 井上健次郎

## Cavitation Occurrence around Rotational Bodies in Water and Blood

Tomoji TSUJINO, Makoto MIURA\*, Naoya KOMORI\*\* and Kenjiro INOUE

(Received September 1, 1999)

Cavitation phenomenon is one of the important subject related with studies of high speed rotational angioplasty, blood pump, and bubble embolism. The purpose in the present study is to make clear cavitation phenomena around a high-speed rotating disk with small exciters in water and blood. The relation between the development of cavitation and the revolution velocity is clarified by photographic observation with stroboscope. The cavity grows with increasing of the revolution velocity and Reynolds number. The length of cavity behind the exciter of triangle shape becomes larger than of circular shape. It is found that the inception of cavitation in blood is more promoted than in water. Cavitation noise level in blood is larger than that in water. Noise level in blood increases with the revolution velocity.

**Key Words :** bioengineering, hemodynamics, cavitation, bubble, rotating disk

### 1. 緒 言

近年, 生体工学, 医療工学の進展に伴って, 多様な人工臓器が開発され臨床に供されている。中でも, 人工臓器に関する研究は, 心臓疾患に起因する死亡率の増加, 心移植の課題とも関連するため, 開心術への適用, 血液適合性対策, 長期的使用などをめざした開発研究が行われてきている<sup>1-4)</sup>。他方, 急性心筋梗塞および重篤な冠動脈病変に対応しうる血管内腔に留置可能な極小型の血液ポンプ<sup>5-7)</sup>の開発も急務とされている。この際には, ポンプサイズの一層の小型化に伴い, 羽根車の高速化が要求されるため, 血液中におけるキャビテーション発生が重要な課題となる。

これまで, 血液中のキャビテーションについては, 体外衝撃波<sup>8)</sup>, 超音波照射<sup>9)</sup>, およびロータブレードを用いた血管内狭窄除去<sup>10)</sup>などの研究に関連して注目されている。また, その基礎研究として, 低周波加振された血液中における気泡生成<sup>11)</sup>, および血液中における気泡挙動の理論的考究<sup>12-15)</sup>が報告されている。しかしながら, 血液中のキャビテーション初生の解明を目途とする研究はされておらず, 未だ十分な知見は得られていない。血液中におけるキャビテーションの発生は, 血液ポンプの性能低下をもたらすと共に, 血中の気泡形成は血管壁や血液中の有形成分の破壊<sup>16,17)</sup>および血管閉塞の原因<sup>11)</sup>ともなるため, この現象の解明は極めて重要である。

本研究では, 水および血液中でキャビテーション発生との差異を明らかにすることを目的とし

\* 山形県立中央病院

\*\* 水俣第一中学校

て、小型キャビテーションエキサイターを取り付けた高速回転体を用いてキャビテーション発生に関する実験を行う。よって、血液中におけるキャビテーション初生条件を水の場合と比較検討すると共に、キャビテーションノイズスペクトラム等についても明らかにする。また、著者ら<sup>6)</sup>は、これまで、4枚の板羽根から成る羽根車外径6mmの経皮的左心補助用血液ポンプを試作・検討してきた。そこでは、今後の課題として、羽根形状の改良と一層の小型化を指摘している。従って、本研究では、キャビテーション発生に及ぼすエキサイターの形状と寸度効果についても検討を加える。

## 2. 実験装置と方法

本実験では、図1に示すごとく、モータに直結した回転円板(直径60mm、厚さ2mm)の終端近傍に小型のキャビテーションエキサイターを取り付けたキャビテーション発生装置を用いた。用いたエキサイターは高さ5mmの三角柱、四角柱、および円弧型柱であり、その断面形状はそれぞれ底辺6mm、高さ3mmの三角形、横6mm、厚さ2mmの四角形、およびスパン6mm、厚さ2mmの円弧型の3種である。エキサイターの寸度効果の検討には、三角柱を使用した。その断面形状は底辺3mm、高さ2mmの三角形である。供試液体は、水道水および成犬から脱血したCPD加保存血である。チャンバー(30mm×80mm×80mm)内を満たす供試液体は1回の実験ごとに取り替えられた。水中におけるキャビテーションの様相は、高速ストロボ(閃光時間4 $\mu$ s)と同期させた瞬間写真より観察した。血液内部の可視化は困難であるので、血液中のキャビテーション発生に伴う特有の衝撃音を耳で感知することにより確認した。水中における初生キャビテーションの検出法も血液の場合と同様である。

図1には、キャビテーションノイズの計測に用いたノイズ解析装置の概略を示している。ノイズの信号は、チャンバー内上部に設置した水中マイクロフォンにより受波し、アンプで増幅した

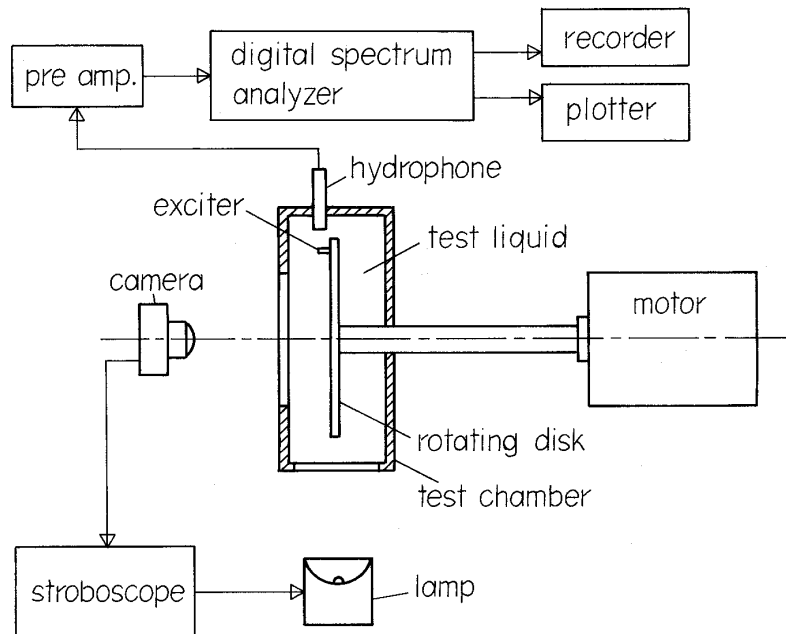


Fig. 1 Schematic diagram of experimental set-up

後、デジタルスペクトラムアナライザーにて解析した。

実験時における円板の回転数は  $n=0\sim 6700\text{rpm}$ 、エキサイター取り付け部分の回転速度は  $V=0\sim 18.2\text{m/s}$  である。液温  $t$  は水道水の場合は  $t=290\pm 2\text{K}$ 、血液では  $t=293\pm 2\text{K}$  である。

### 3. 結果と考察

#### 3.1 キャビテーション初生

表1および2には、水および血液中におけるキャビテーション初生時の速度、初生キャビテーション係数およびレイノルズ数の値を示している。ただし、キャビテーション係数は  $\sigma_i=2(P-P_v)/\rho V^2$  ( $P$ :大気圧 (101.3kPa),  $P_v$ :水の蒸気圧,  $\rho$ :液体密度,  $V$ :回転速度), レイノルズ数は  $Re=dV/\nu$  ( $d$ :エキサイターの代表長さ 6mm,  $\nu$ :液体の動粘度) である。なお、水の密度および粘度はそれぞれ  $\rho=0.999\times 10^3\text{kg/m}^3$ ,  $\mu=1.088\times 10^{-3}\text{Pa}\cdot\text{s}$ 、血液の密度および粘度はそれぞれ  $\rho=1.056\times 10^3\text{kg/m}^3$ ,  $\mu=3.03\times 10^{-3}\text{Pa}\cdot\text{s}$  である。

Table 1 Rotational velocity, cavitation number and Reynolds number at cavitation inception in water

	triangle	square	circular
rotational velocity $V$ [m/s]	11.7	13.3	12.5
cavitation number $\sigma_i$	1.45	1.12	1.26
Reynolds number $Re\times 10^{-4}$	6.45	7.33	6.89

Table 2 Rotational velocity, cavitation number and Reynolds number at cavitation inception in blood

	triangle	square	circular
rotational velocity $V$ [m/s]	11.2	12.8	11.7
cavitation number $\sigma_i$	1.50	1.15	1.37
Reynolds number $Re\times 10^{-4}$	2.36	2.69	2.46

これらの表から、どちらの液体においても、初生キャビテーション係数  $\sigma_i$  の値は、三角柱、円弧型柱、四角柱の順に小さくなり、三角柱のエキサイターが最もキャビテーションを発生しやすいことがわかる。血液中のキャビテーション初生時の速度は、水中の場合と比較して低下する。すなわち、血液は水と比べて、キャビテーションが発生しやすい液体であると言える。血液におけるキャビテーション初生時のレイノルズ数は、水に比して減じている。この主要因は、血液の粘度が水と比べて大きいことによる。

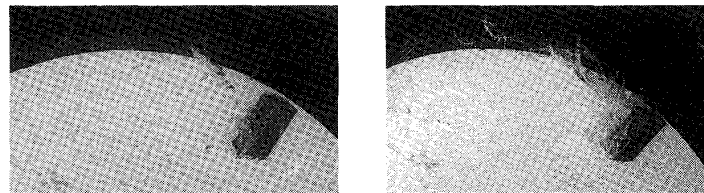
表3には、キャビテーション初生に及ぼすエキサイターの寸度効果の影響を示す。採用したエキサイターは三角柱で、その代表寸法は  $d=3$  および  $6\text{mm}$  である。この表からわかるように、より小型のエキサイターの方が、キャビテーション初生時の回転速度  $V$  は大きくなる。 $d=3\text{mm}$  の  $V$  の値は  $d=6\text{mm}$  の場合と比べて、水、血液とも約 20%程度大きくなる。このことは、血液ポンプのダウンサイジングと高速化をはかる際には、有用な知見となろう。

Table 3 Scale effect of exciter of triangle pole on rotational velocity  $V$  [m/s] at cavitation inception

	triangle of $d=6\text{mm}$	triangle of $d=3\text{mm}$
water	$V=11.7$	$V=14.4$
blood	$V=11.2$	$V=13.3$

### 3. 2 キャビテーションの様相に及ぼす回転速度の影響

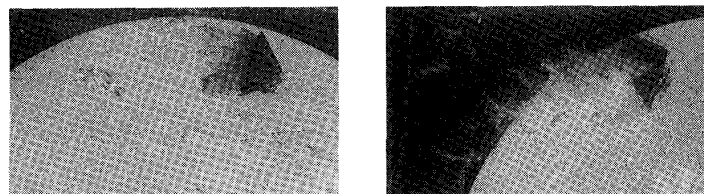
図2(a~c)は、水中における四角柱、三角柱および円弧型柱回りで発生するキャビテーションの様相に及ぼす回転速度の影響を示す。各エキサイターの代表長さは  $d=6\text{mm}$  である。図に示されるように、キャビテーション気泡はエキサイター背後の円板中心側から発生している。速度の増加に伴い、遠心力の影響を受けた外向きの流れに支配され、円板周端側でキャビティが発生する。図2(a)の四角柱では、高速度域においてキャビティが円板周端側より細長く伸びており、ひも状キャビテーションも確認される。これに対して、図2(b)の三角柱では、高速度域において発生するキャビティの幅はより大きくなる。また、図2(c)の円弧型柱は、他のエキサイターと比して、キャビティの発達が抑制される傾向にある。



$V = 13.3\text{m/s}$

$V = 15.8\text{m/s}$

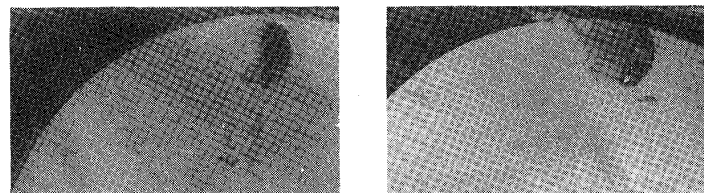
Fig. 2(a) Cavitation pattern behind square pole



$V = 12.8\text{m/s}$

$V = 15.8\text{m/s}$

Fig. 2(b) Cavitation pattern behind triangle pole



$V = 12.8\text{m/s}$

$V = 15.8\text{m/s}$

Fig. 2(c) Cavitation pattern behind circular arc pole

### 3. 3 キャビティの長さ と キャビテーション係数 と の 関 係

図3には、水中において各エキサイター背後で発達するキャビティの長さ  $L$  とキャビテーション係数  $\sigma$  との関係を示す。図の縦軸は、エキサイターの代表長さ  $d$  で除して無次元化している。図には、キャビテーション係数  $\sigma$  の低下に伴うキャビティの長さ  $L$  の増加傾向がみられる。四角

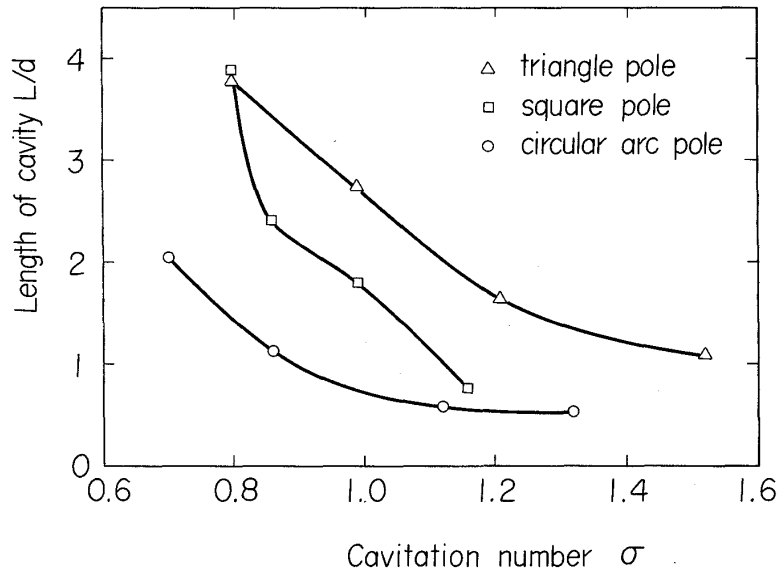


Fig. 3 Relation between length of cavity and cavitation number

柱エキサイターの場合、初生キャビテーション係数は小さいものの(表1)、キャビテーション係数 $\sigma$ の低下によるキャビティの発達は最も大きいと言える。円弧型柱では、キャビティの長さ $L$ の増加率は、他のエキサイターと比べて小さく、 $\sigma=0.7$ におけるキャビティの最大長さも $L/d \sim 2$ 程度であり、三角柱、四角柱におけるキャビティの最大値と比べてかなり減ずる。

3. 4 水および血液中で発生するキャビテーションノイズの比較

図4には、水および血液中におけるキャビテーション発生に伴うノイズスペクトラムを比較している。ただし、エキサイターは円弧柱、 $V=13.3\text{m/s}$ である。図の縦軸 $NL$ はノイズレベル、横軸 $f$ は周波数を表わしている。図より、 $f < 6\text{kHz}$ の領域では、水中におけるノイズレベルは、血液中よりも大きい、 $f > 6\text{kHz}$ の高周波数域では逆の傾向を示し、血液中でのノイズレベルが高

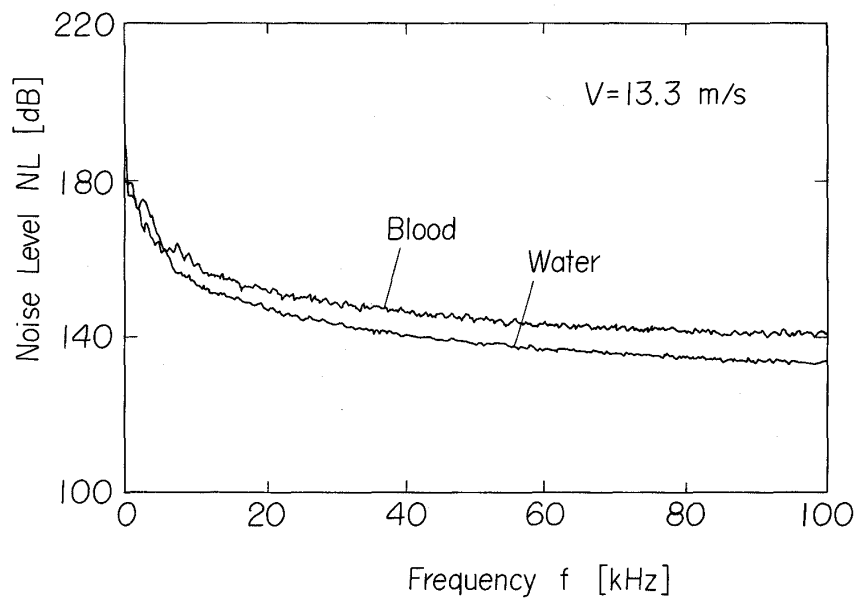


Fig. 4 Comparison of noise spectra in water and blood

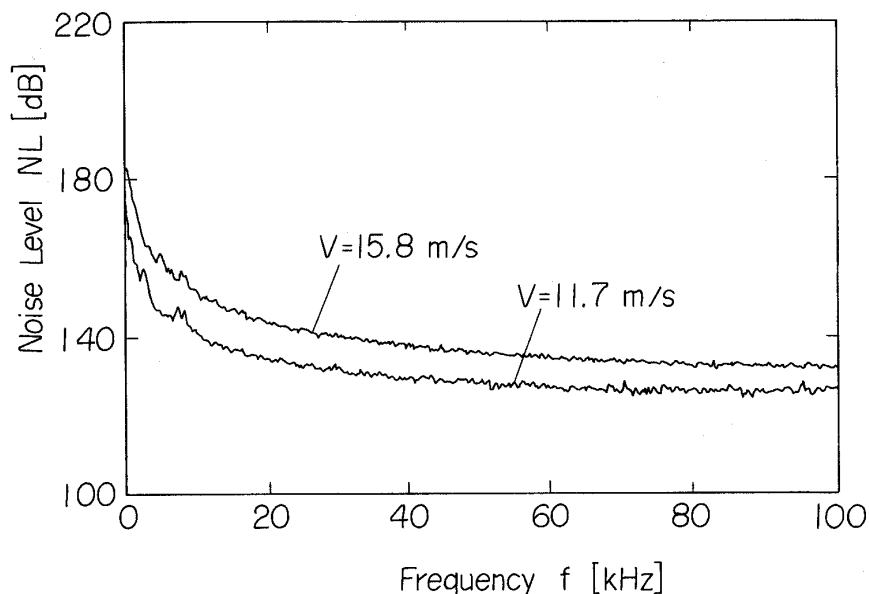


Fig. 5 Effect of rotational velocity on noise spectra in blood

値を示している。血液中では水に比べてガス含有量がかなり高いことも合わせて考慮するならば、血液中のキャビテーションは、水中と比べてより発達しやすいものと考えられる。また、気泡の固有振動数<sup>13)</sup>から、ノイズスペクトラムの周波数帯域に相当する気泡直径を見積ると約0.05～1mmとなる。このような大きさの気泡は、細動静脈(管直径0.02～0.03mm)および毛細血管(管直径0.005～0.001mm)の閉塞を誘発することが予測される。

### 3. 5 血液中のキャビテーションノイズに及ぼす速度の影響

図5には、血液中のキャビテーションノイズに及ぼす回転速度の影響を示す。エキサイターは円弧型柱である。 $V=11.7\text{m/s}$ はキャビテーション初生近傍および $V=15.8\text{m/s}$ は比較的発達したキャビテーション状態に相当する。速度の増加、すなわちキャビテーションの発達は、全周波数帯域にわたってノイズレベルの増加をもたらす。ノイズレベルの増加は溶血の原因<sup>16)</sup>となることから、キャビテーションの発生・発達は、血管閉塞および血球損傷の両面から避けねばならない現象と言える。

## 4. 結 言

本研究では、血液中のキャビテーション発生に関する基礎的知見を得ることを目的として、小型エキサイターを取り付けた回転円板を用いてキャビテーション実験を行った。得たる結果を要約すると次のごとくなる。

- (1) 血液中では水に比べて、初生キャビテーション係数が大きく、キャビテーションが発生しやすい。
- (2) 円板の回転速度の増加に伴い、キャビティの長さが増大する。高速度域でのキャビティは、遠心力の影響を受けるため、円板周端側で発達する。
- (3) 円弧型柱は他のエキサイターと比べて、キャビテーション係数の低下に伴うキャビティの長

さの増加率は小さく、キャビテーションの発達を抑制する形状と見なされる。

- (4) エキサイターの小型化は、キャビテーション初生時の回転速度を増大させる。
- (5) 血液中で発生するキャビテーションノイズレベルは、 $f > 6\text{kHz}$  の高周波数帯域で、水の場合に比して大きくなる。ノイズレベルは速度の増加に伴って増加する。血液中で発生するキャビテーションは、水中の場合と比してより発達しやすいことが予測される。
- (6) 血液中で発生するキャビテーションは、溶血および血管閉塞の要因となり得る。

本研究は文部省科学研究費補助金（課題番号 09650199）を受けて行ったものである。ここに記して謝意を表する。

## 文 献

- 1) 赤松, 日本機械学会誌, 92, 198, 1989.
- 2) GHOSH, P. K., Assisted Circulation 3, Edited by Unger, F., Springer-Verlag, 8, 1989.
- 3) 山根, ターボ機械, 22, 8, 1989.
- 4) 高谷, 人工臓器, 24, 1035, 1995.
- 5) BUTLER, K. C. ・ほか7名, IEEE Trans. Biomed. Engng., 37-2, 193, 1990.
- 6) 三浦・ほか5名, 医用電子と生体工学, 33, 510, 1995.
- 7) 中谷・ほか14名, 人工臓器, 24, 337, 1995.
- 8) 高山, 日本機械学会誌, 90-822, 571, 1987.
- 9) TER HAAR, G. ・ほか3名, Br. J. Cancer., 45, Suppl. 151, 1982.
- 10) ZOLZ R. J. ・ほか6名, Catherterization and Cardiovascular Diagnosis, 26, 98, 1992.
- 11) 辻野・ほか3名, 混相流, 8, 301, 1994.
- 12) SHIMA, A. and TSUJINO, T., Trans. ASME, J. Appl. Mech., 100, 37, 1978.
- 13) TSUJINO, T. and SHIMA, A., J. Biomech., 13, 407, 1980.
- 14) 辻野・ほか2名, 日本機械学会論文集(B), 58-546, 321, 1992
- 15) 辻野・三浦, 日本機械学会論文集(B), 55-519, 3269, 1989.
- 16) DANIELS, S. ・ほか2名, Ultrasound in Med. & Biol., 21, 105, 1959.
- 17) 辻野・三浦, 日本機械学会論文集(B), 56-525, 1415, 1990.
- 18) 辻野・ほか4名, 日本機械学会論文集(B), 56-531, 3275, 1990.