

# 擬似血管狭窄モデルの流れの可視化に基づいた シャント音発生メカニズムの実験的検証

Experimental study of shunt murmur generating mechanism based on flow  
visualization of pseudo angiostenosis model

佐々木一真<sup>1</sup>・本橋由香<sup>2</sup>・山内 忍<sup>2</sup>・佐藤敏夫<sup>1,2</sup>・阿岸鉄三<sup>3</sup>

<sup>1</sup> 桐蔭横浜大学大学院工学研究科・<sup>2</sup> 桐蔭横浜大学医用工学部・<sup>3</sup> 大分大学医学部

(2014 年 3 月 20 日 受理)

キーワード：血液浄化、バスキュラーアクセス、シャント音、血管狭窄モデル、PIV

## 1. はじめに

日本における慢性透析患者数は、日本透析医学会統計調査委員会の報告によると、患者数の増加が鈍化傾向にあるものの、2011 年末に初めて 30 万人を超えた<sup>1)</sup>。腎機能が低下した患者に対しては、血液浄化療法だけでなく腹膜透析や腎移植などの腎機能を代行する治療法があるものの、日本においては依然として血液浄化療法が腎不全治療の第一選択となっている。

血液浄化療法では約 200mℓ/min の血液を脱血するために動静脈を外科的に吻合し、血液の出入り口となるバスキュラーアクセス (Vascular Access: VA、またはシャント) を作製する。VA では、動脈から静脈へと動脈血が勢いよく流れ込むことから、本来とは異なる血行動態となる。そのため、静脈の血流量が大幅に増加して経年的に拡張するが、非生理的な血流や頻回におよぶ穿刺によって血管内膜が肥厚して血管径が狭小化する血管狭窄が発生する。VA 機能のモニタリングと

は、VA 機能不全を検出するために理学所見の評価を行うことと定義され、具体的なモニタリング方法としてシャントスリル、シャント音、シャント静脈全体の触診 (狭窄部位の確認)、ピロー状態の評価、止血時間の延長、シャント肢の腫脹などがあり、毎週観察するべきであるとされている<sup>2)</sup>。その VA 機能評価方法の 1 つとしてシャント音の聴診がある。聴診法は透析開始前の短時間で簡便にシャント音を聴診し、聴診結果に基づいて VA 機能の変化を非侵襲的に評価できることから VA 管理には必要不可欠な手法である。その一方で、透析スタッフの経験や主観的な判断によって評価されていることから、定量性と客観性に欠けるといった問題点が指摘されており、シャント音による明確な VA 機能評価基準の確立が求められている。VA 不全の原因として最も高頻度に認められるものは狭窄病変で、一度作製された VA の形態と機能をいかに長期的に維持するかが重要な課題であり、同一病変に対する反復治療が可能で侵襲も少なく、アクセスロスのないバスキュラー

<sup>1</sup>Kazuma Sasaki and Toshio Sato: Graduate School of Engineering, Toin University of Yokohama, 1614 Kuroganecho, Aoba-ku, Yokohama, Japan 225-8503

<sup>2</sup>Yuka Motohashi, Shinobu Yamauchi and Toshio Sato : Faculty of Biomedical Engineering, Toin University of Yokohama

<sup>3</sup>Tetsuzo Agishi : Faculty of Medicine, Oita University, 1-1 Idaigaoka, Hasama-machi, Yufu-shi, Japan 879-5593

アクセスインターベンション治療 (Vascular Access Intervention Therapy: VAIVT) が飛躍的に発展していることから、適切に VA 機能を評価し、VAIVT 実施時期を決定することが重要とされている<sup>3)</sup>。

シャント音は動静脈吻合部を大量の血液が急速に通過してジェット様に噴出し、血管壁を振動させることで発生するといわれている。我々は、これまでの臨床実験からシャント音の周波数帯域は概ね 20 ~ 1000 Hz であり、VA 機能良好時には連続的で低周波数成分 (約 300 Hz 以下) が主成分のローピッチ (Low Pitch) と呼ばれるシャント音が、VA 機能の低下に伴って断続的な高周波数成分 (500 ~ 800 Hz) が主成分のハイピッチ (High Pitch) と呼ばれるシャント音へと変化することを確認している<sup>4,5)</sup>。しかし、シャント音の周波数特性と血管内の流れの様子を関連付けて実験的に検証した報告例はほとんど見当たらない。そこで、狭窄率の異なる擬似血管狭窄モデルを作製し、狭窄率の違いによるシャント音の周波数特性の変化を検証するとともに、擬似血管内の流れを可視化することで流体力学的観点から狭窄下流に発生した渦流や乱流が血管壁の振動に与える影響について実験的に調査した。

## 2. 実験方法

### 2.1 擬似血管狭窄モデルを用いたシャント音の再現実験

内径 6mm のシリコンチューブ内に長さ 20mm で内径 1mm (狭窄率 83%)、2mm (狭窄率 67%)、3mm (狭窄率 50%)、4mm (狭窄率 33%)、5mm (狭窄率 17%) の左右対称な模擬狭窄を留置することで、狭窄率の異なる 5 種類の擬似血管狭窄モデルを作製した。そして、生体組織により近い状態で擬似シャント音を再現するために、Fig.1 に示すように作製した擬似血管狭窄モデルをポリエチレン製フィルムで覆ったうえでその両端を塞ぎ、水を充填した。K/DOQI ガイドライン

によれば、機能的な VA は適切な流量を確保できるものであり、血流量が 600ml/min 以上で皮膚表面から 6mm 以内にあり、血管径が 6mm 以上のいわゆる 6 の法則を満たすものといわれている<sup>6,7)</sup>。そのため、擬似血管中心からセンサ装着面となる生体組織を模擬した水層上面のポリエチレン製フィルムまでの距離は 6mm 以内になるように水の充填量を調整した。

次に、Fig.2 に実験システムを示す。人工心肺装置 (HAS-P100、泉工医科工業) と拍動流コントローラー (PFC100S、ソーリン社スタッカート) を用いて拍動回数 60 回/min、

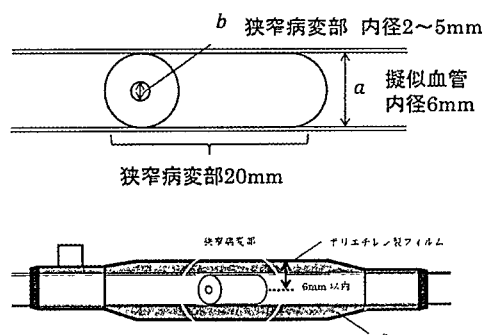


Fig.1 擬似血管狭窄モデル

Duty 比 50%、最高圧力 120mm Hg、最低圧力 80mm Hg と拍動流になるように設定して擬似血管狭窄モデル内に水を流し、狭窄下流においてメスシリンダーを用いて回路内流量を測定した。そして、拍動流循環時に発生する擬似シャント音を Fig.3 の生体音分析装置 Bio Sound Analyzer (BSA、薬事法未承認) を用いて測定後、得られた擬似シャント音信号に対してウェーブレット変換による時間-周波数解析を行った。BSA はシャント音をはじめとする生体音の測定やウェーブレット変換による時間-周波数解析といった一連の作業をベッドサイドで実施できる小型・軽量な装置である。BSA は血管造影より簡便で、聴診法より定量性と客観性を有する装置と位置付けられる。シャント音を採取するためのセン

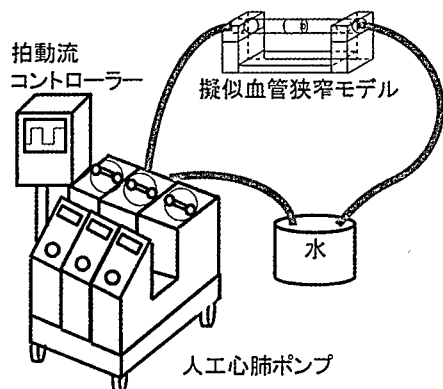


Fig.2 実験システム

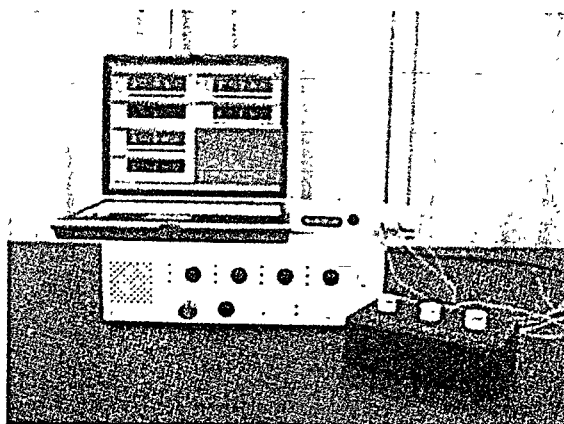


Fig.3 生体音分析装置 Bio Sound Analyzer

サには、シャント音のもつ周波数特性（20～1000 Hz）に適したフローティングタイプの加速度型心音センサ（TA-701T、日本光電工業株式会社、直径20mm×高さ16mm、重さ41g）を採用した。BSAでは同時に3チャンネルまで生体音の測定が可能で、サンプリング周波数は44.1 kHz、分解能は16 bitである<sup>9)</sup>。本研究ではこの装置を使用して、作製した擬似血管狭窄モデルの擬似シャント音の収集と解析を行った。擬似シャント音の測定部位は狭窄下流20mmとし、擬似血管狭窄モデルに沿ってポリエチレン製フィルム面に専用の両面テープ（356125A、日本光電工業株式会社）を用いて加速度センサを装着した。また、測定ごとにBSAの信号増幅度を変えてしまうと、ウェーブレット変換後に得られるカラーマップ画像の輝度が異なってしまう恐れがあるため、同一の信号増幅度に設定した。

## 2.2 正規化相互相関係数 R による擬似シャント音の定量的評価

これまでに臨床実験によって得られたシャント音信号に対して専用の解析ソフトウェア WaveletDisp（中央電子株式会社）を用いて、ウェーブレット変換による時間-周波数解析を行い、シャント音の経時変化を診断用

画像の変化として捉えることでVA機能の低下を評価する方法について提案してきた。しかし、診断用画像による評価は聴診法と同様に評価者の主観的な判断に頼らざるを得ないため、客観性に欠けるといった問題がある。そこで、経時的に取得した2枚のウェーブレット変換結果のカラーマップ画像間の一致度を表す正規化相互相関係数 R を算出することで、シャント音の経時変化を他のバイタルサインと同様に数値の変化として表す方法を検討した。今回の報告では、狭窄率の違いに対応した擬似シャント音の変化を定量的に評価するために、狭窄がない（狭窄率0%）場合の擬似シャント音信号を基準データ、段階的に狭窄率を変化させた場合の擬似シャント音信号を比較データとして、それぞれのデータのウェーブレット変換結果画像間の R を WaveletBmpAnalyzer（中央電子株式会社）を用いて算出した。

正規化相互相関係数 R は、以下の手順で算出した。まず、Fig.4 に示すように BSA の電圧フルスケールは 3.5V (±1.75V) であるため、信号の元データに 1.75V を加えてゼロ点を移動し、0～3.5V の範囲内に信号を移動する。この信号に対し、16 区間移動平均による平滑化処理を行った後、上向きピーク（元データ

ではプラス側ピーク)を16番目ずつサンプリングしていき、そのサンプリング点の間を3次スプライン関数で補間することで、擬似シャント音信号に対するスプライン近似曲線を作成した。そして、スプライン曲線の振幅ピーク値間の時間をシャント音信号の1脈拍周期と定義した。Rを算出するための基準シャント音信号の脈拍周期をa、比較シャント音信号の周期をbとすると、ウェーブレット変換後の2枚の画像間のRは(1)式によって求められる。

$$R(a, b) = \frac{\sum_{F=0}^{N-1} \sum_{t=0}^{M-1} ((f(a, t, F) - \overline{f(a)})(f(b, t, F) - \overline{f(b)}))}{\sqrt{\sum_{F=0}^{N-1} \sum_{t=0}^{M-1} (f(a, t, F) - \overline{f(a)})^2} \times \sqrt{\sum_{F=0}^{N-1} \sum_{t=0}^{M-1} (f(b, t, F) - \overline{f(b)})^2}} \quad \dots (1)$$

ここで、 $f(a, t, F)$  は周期 a に対するウェーブレット変換後の画像の座標 (時間 t, 周波数 F) における画素値を、 $\overline{f(a)}$  は、次式で求められる領域内の画素値の平均を表す。

$$\overline{f(a)} = \frac{1}{MN} \sum_{F=0}^{N-1} \sum_{t=0}^{M-1} f(a, t, F) \quad \dots (2)$$

Mは時間軸(横軸)、Nは周波数軸(縦軸)の画素配列の要素番号をそれぞれ表す。

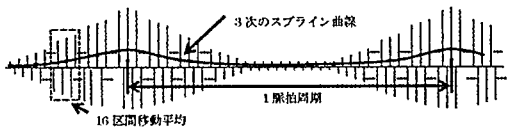


Fig.4 スプライン曲線によるシャント音信号の近似

今回の実験では、2-1節で述べたように人工心肺装置と拍動流コントローラを使用し、拍動回数 60 回 /min、Duty 比 50%、最高血圧 120mm Hg、最低血圧 80mm Hg と一定の実験条件下で擬似血管狭窄モデル内に拍動流を流入するように設定したため、1脈拍周期が大きく変動する可能性は極めて小さい。

我々がシャント音の測定に使用しているBSAの最長測定時間は20秒間であり、今回の実験条件であればBSAの測定時間を20秒間に設定すると20個の擬似シャント音信号が得られる。同一実験条件下で測定された20個の擬似シャント音信号の1脈拍周期は一定であることから、どの信号を選択してRを算出しても問題はない。しかし、維持血液透析患者のシャント音の経時変化に対するRを求め、その推移からVA機能を評価するといった臨床応用を想定すると、呼吸や体動、患者の体調の変化などによって変動する脈拍周期の影響を排除し、明確な基準に基づいてVA機能を適切に反映するシャント音信号を選択する必要がある。また、2枚の画像間のRの算出にあたって、同一被験者でも基準データ測定時と、その後の比較データの測定時で1脈拍周期が異なってしまうと、VA機能自体には変化がないのにも関わらず、Rが小さく算出される可能性がある。そこで、2枚の比較する画像に対して、上記の方法でそれぞれ1脈拍周期を求め、その周期に差がある場合、Fig.5に示す手順に従って、基準データ、比較データの区別に関係なく常に周期の長い方の画像を圧縮し、比較する2枚の画像の周期を一致させた上で画像間のRを算出した。

Fig.5を用いて、2枚の画像間の1脈拍周期を一致させる方法について説明する。今、簡単に説明するために基準データの1脈拍周期が8個のサンプリングデータで構成される8ドットの画像であるとする。そして、各ドットは画像の濃淡に応じて2~9のグレースケールで表現されている。一方、同一被験者の次の血液透析時に得られた比較データは、1脈拍周期が10ドットで、2~10のグレースケールで表現されている。Rを算出する際には、この10ドットで表わされる比較データを基準データと同じ8ドットに圧縮する必要がある。まず、第1段階として10ドットの比較データを10ドットと8ドットの最小公倍数である40ドットのデータに拡大する。次に、第2段階として、40ドットのデータを

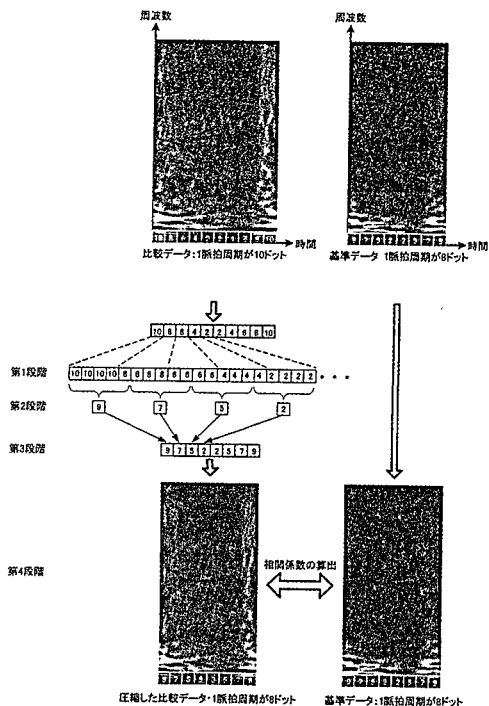


Fig.5 脈拍周期算出方法

基準データと同じ8ドットに圧縮するため5ドット単位に分割し、各単位間でその平均値を求める（ここでは小数点以下切捨て）。そして、この平均値から新たに8ドットのデータを再構成する（第3段階）。この作業を周波数ごとに繰り返し、1脈拍周期を8ドットに圧縮した比較データを再構成した後、第4段階として2枚の画像間との間でRを求めた<sup>4)</sup>。

### 2.3 粒子画像流速測定法 (PIV) を用いた狭窄下流の流れの可視化

粒子によって可視化された流れ場のイメージから、速度と方向を同時に解析する流体画像計測方法の1つである粒子画像流速測定法 (Particle Image Velocimetry : PIV) を用いて狭窄下流における複雑な流れを可視化し、シャント音の周波数特性に与える影響を調査した。実験では、Fig.6 に示す PIV 実験システム (PIV Laser G5000、カトウ光研株式会社) を使用した。PIV レーザは LD 励起 /YVO4

固体レーザー (波長 532nm) を光源とし、シリンドリカルレンズでシート状に引き伸ばしたレーザーシート光を擬似血管狭窄モデル内に混入したトレーサー粒子 (フィライト 200-7、粒子径 5~150 μm、日本フィライト株式会社) に照射することで、レーザーシート光で切り出された流れ場の 2 次元断面内の粒子の動きを高速カメラ (K- III、カトウ光研株式会社) で撮影・記録した。測定時のレーザー出力は最大 5W で、撮影時のフレーム数は 1 秒間あたり 3000 フレームに設定した。また、擬似血管狭窄モデルは内径 6mm と径の小さなチューブであるため、レーザーシート光を照射すると、チューブ表面でレーザー光が乱反射し、それが原因で誤差を含む誤ベクトルが現れ、正確な流体計測が困難となる。そこで、擬似血管狭窄モデルを水中に沈め、さらにレーザーシート光の厚さが最小になる位置に擬似血管狭窄モデルを配置することで、チューブ表面における乱反射の発生を極力抑えるようにした。また、擬似血管狭窄モデル内への拍動流の流入条件は、2-1 節に示す実験条件と同一とした。そして、撮影した流れの可視化画像に対して専用の流体解析ソフトウェア Flow Expert 2D (カトウ光研株式会社) を用いることで流れ解析を試みた。

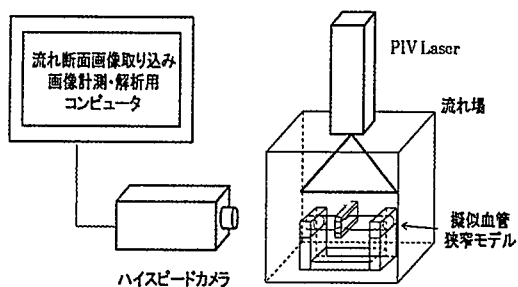


Fig.6 PIV 実験システム

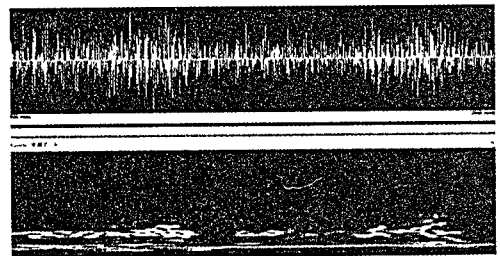
### 3. 結果と考察

#### 3-1 狭窄率の違いによる擬似シャント音の解

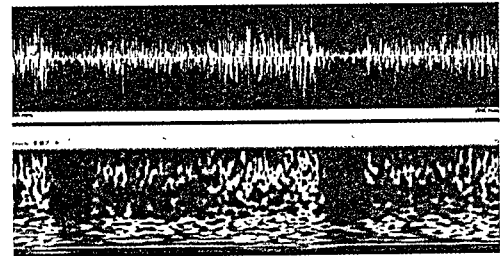
##### 析結果

ポリエチレン製フィルム内に水を充填し、その中に段階的に狭窄率を変化させた擬似血管狭窄モデルを留置して擬似シャント音を測定したところ、臨床実験で得られた維持血液透析患者のシャント音信号とよく類似した信号が得られ、より生体組織に近い状態でシャント音を再現することができた。2-1 節の方法で測定した狭窄率 0%、50%、83% における擬似シャント音信号とそのウェーブレット変換結果を Fig.7 (a) ~ (c) に示す。いずれの解析結果も上段に測定で得られた擬似シャント音信号 (縦軸: 信号振幅 [mV]、横軸: 時間 [ms])、下段にそのウェーブレット変換結果 (縦軸: 周波数 [Hz]、横軸: 時間 [ms]) を示す。下段のウェーブレット変換結果画像におけるカラーマップは、各周波数成分の振幅スペクトルの大きさを青から赤にかけて大きくなるように表現した。Fig.7 (a) の狭窄なし (狭窄率 0%) における解析結果では、擬似シャント音の信号振幅は最大で、周波数成分は低周波数成分が主成分であり、連続的な音であった。これは、血管内径が適度に維持されている VA 機能良好時に聴取されるローピッチ (Low Pitch) と呼ばれるシャント音に相当しているものと考えられた。次に Fig.7 (c) の狭窄率 83% における解析結果では、擬似シャント音の周波数成分は低周波数成分が消失し、高周波数成分のみが強く検出されるとともに断続的な音であることがわかる。これは、狭窄病変が進行し、VA 機能低下時に聴取されるハイピッチ (High Pitch) と呼ばれる音に相当すると考えられた。ところで、Fig.7 (b) の狭窄率 50% における解析結果をみると、擬似シャント音の周波数成分は低周波数成分に加え、中周波数成分から高周波数成分まで広く検出されていることがわかる。これまでに我々は、特に狭窄治療のために実施する経皮的血管形成術 (Percutaneous

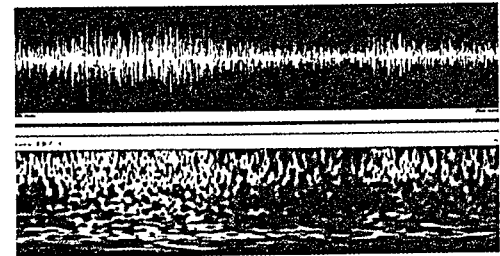
Transluminal Angioplasty : PTA) 実施前後の維持血液透析患者のシャント音を約 6 ヶ月間にわたって測定し、その経時変化を調査してきた。その結果、VA 機能良好時ではローピッチ (Low Pitch) と呼ばれる低周波数成分が主成分で連続的であった音が、透析治療を繰り返すうちに狭窄病変が進行し、それに伴って VA 機能が低下し脱血不良を呈するようになると、ハイピッチ (High Pitch) と呼ばれる高周波数成分が主成分で断続的な音へと変化していくことを確認している。狭窄率 50% の擬似血管狭窄モデルは、狭窄率で見る



(a) 狭窄なし (狭窄率 0%)



(b) 狭窄率 50%



(c) 狭窄率 83%

Fig.7 擬似シャント音の解析結果

上段: シャント音信号

下段: ウェーブレット変換結果

と狭窄なし（狭窄率 0%）と狭窄率 83%のほぼ中間に位置し、臨床において狭窄が進行する途中過程を再現したものとみなすことができる。そのため、狭窄が進行することに伴ってシャント音がローピッチ（Low Pitch）からハイピッチ（High Pitch）へと変化する中間過程において、低周波数成分から高周波数成分までが混在するシャント音を聴取される状況を実験的によく再現したものと考えられる。実際に狭窄なし（狭窄率 0%）の擬似シャント音信号を基準データ、各狭窄率における擬似シャント音信号を比較データとして R を計算してみると、Fig.8 に示すように、擬似シャント音の周波数成分が低周波数成分が大部分のローピッチ（Low Pitch）から高周波数成分が大部分を占めるハイピッチ（High Pitch）に変化することに対応して、基準データとの周波数分布が大きく異なることから R は大きく低下していた。また、狭窄率と回路内流量の関係は直線的に低下するのではなく、狭窄率が 70%程度から急激に回路内流量の低下が認められる可能性があることがわかった。この結果は狭窄率とグラフト血流量の関係について調査した先行研究の結果ともよく一致しており<sup>9)</sup>、回路内流量が低下した場合に対する R の感度が高く、R の低下は主に回路内流量の低下を反映していることが確認できた。したがって、本方法を用いたシャント音による VA 機能評価においては、シャント血流量の低下を主にモニタリングしているものと考えられた。また、擬似血管狭窄モ

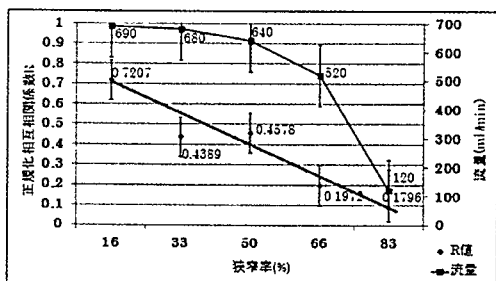


Fig.8 狭窄率の違いによる R と回路内流量の変化

デルを使用して狭窄率や狭窄長といった狭窄形態を変化させることで、狭窄形態と R の関係について実験的に検証できる可能性が示唆された。

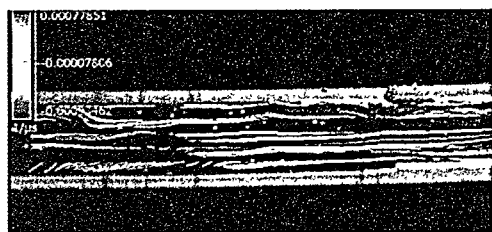
### 3-2 PIV による狭窄下流の可視化結果

Fig.9 (a)に狭窄なし（狭窄率 0%）、Fig.9 (b)に狭窄率 83%における擬似血管狭窄モデル内の流れを表す流線図をそれぞれ示す。まず、Fig.9 (a)の狭窄なし（狭窄率 0%）の結果を見ると、流れに対する抵抗成分となる狭窄が存在しないことから、心臓の収縮期に相当する拍動流の流量増加期から拡張期に相当する流量減少期までの全時間周期にわたって渦流や乱流の発生はみられず、流れは層流であり、速度ベクトルからはほぼ一定の速度で一様に下流へ向かう流れの様子が観察された。このときの擬似シャント音は、心拍を模擬した拍動に同調して流量増加期には低周波数成分が主成分で信号振幅が最大となった後、信号振幅は次第に低下するものの、流量減少期にも流れが途切れないことから連続的な擬似シャント音が採取されたものと考えられる。次に Fig.9 (b)に示す狭窄率 83%の狭窄下流の結果をみると、流量増加期では狭窄部位からジェット様に噴出した流れが顕著に見られ、その直後に渦流や乱流が形成している様子が観察された。また、時間の経過とともに乱流・渦流は狭窄部下流へと移動しながら血管壁に衝突し、逆流成分を含むより複雑な流れに遷移していることがわかった。この狭窄下流における流れの変化に対応して、擬似シャント音の周波数成分は低周波数成分が減衰し、高周波数成分が増加するとともに、狭窄が進行するほど流量減少期には回路内の流れが抑制されて断続的な音へと変化する過程をよく再現したものと考えられた。既に狭窄が発生するとその下流では不規則な圧力変動が生じ、これによって発生する周期的な渦流や乱流が血管壁の振動現象に大きく関与していると報告されている<sup>10)</sup>が、本研究においても狭窄率が上がるにつれて渦流や乱流の発生

が顕著となり、これに対応して擬似シャント音の周波数成分も低周波数成分が主成分で連続的なローピッチ (Low Pitch) と呼ばれる音から高周波数成分が主成分で断続的なハイピッチ (High Pitch) と呼ばれる音へと変化した。このような擬似シャント音の周波数特性の変化、すなわち血管壁の振動特性の変化は狭窄率の変化に伴う擬似血管内の流れの変化が大きく影響している。実際の維持血液透析患者の VA では狭窄形態だけでなく血流量や血管壁の厚さ、石灰化の程度といった血管性状や血液粘性、湾曲などに伴う血管形状の違いなどといった個人差によるばらつきがあるため、狭窄率とシャント音の関係を一律に評価することは難しい。しかしながら、本報告のように擬似血管狭窄モデルを用いて擬似シャント音を実験的に再現し、狭窄形態の変化に伴う擬似血管内の流れの変化を可視化することで、狭窄形態に対応したシャント音の発生メカニズムを解明できる可能性が示唆された。

#### 4. 結語

狭窄長 20mm で段階的に狭窄率を変化させた擬似血管狭窄モデルを用いて VA 狭窄を模擬したところ、狭窄率の上昇に伴って回路内流量が低下するとともに狭窄部位を通過する際の流速は大きく上昇した。これに応じて狭窄下流 20mm で測定した擬似シャント音の周波数成分は低周波数成分が主成分の音から、高周波数成分が主成分の音へと変化した。ウェーブレット変換結果後のカラーマップ画像間の一致度を表す正規化相互相関係数 R は直線的に低下した。本実験で使用した擬似血管狭窄モデルのように VA における狭窄病変が単一であれば、狭窄の進行に伴って直線的に R が低下する傾向がみられることから、R の経時変化をモニタリングすれば VA における血管内径の狭小化を精度よく検出できる。しかし、実際の維持血液透析患者の VA においては 2 つ以上の複数病変を有する症例もあり、このような場合には同じ狭窄率でも狭窄間距離の違いによって狭窄間の流れの状態が大きく変化するため、単一病変の場合のように単調に R が低下しないことを既に複数狭窄を模擬した擬似血管狭窄モデルを用いた実験で確認している。また、吻合部中枢に側副静脈や血管分岐があり、分岐後の一方の静脈に狭窄がある場合、血液の多くは狭窄のない静脈に流れてしまうことから、狭窄がある静脈では狭窄の進行に伴って血流量が減少し、流速が遅くなる。そのため、狭窄近傍でシャント音を採取して解析してもシャント音の強さは血流量の減少とともに小さくなるので、それに応じて周波数スペクトルも小さくなり、側副静脈や血管分岐のある場合では複数病変を有する場合と同様に R の経時変化の推移から VA 機能の低下を感度良く検出することは難しいと考えられる。さらに、シャント音の周波数特性や持続時間に対しては血管内の流れの状態が大きく影響していることから、本報告のように様々な狭窄形態を有する擬似血管狭窄モデルを作製して、擬似血管内の流れ



(a) 狭窄なし (狭窄率 0%)



(b) 狭窄率 83%

Fig.9 PIV による流れの可視化結果



を可視化し、乱流や渦流の発生を定量的に評価すれば、狭窄形態に応じたシャント音の特性を明らかにすることができる。しかし、狭窄形態の異なるあらゆる擬似血管狭窄モデルを作製して、狭窄形態ごとに擬似シャント音と流れの状態を測定し、検証することはコストや時間、労力の面で現実的ではない。そこで今後の展望として、実験用擬似血管狭窄モデルと同一形状の解析用モデルをコンピューター上で作成し、有限要素法 (Finite Element Method: FEM) による流れ-構造連成解析を行うことでシャント音の発生メカニズムに対する理論検討を試みる予定である。

#### 【参考文献】

- (1) 日本透析医学会 統計調査委員会：図説 わが国の慢性透析療法の現況 2012年12月31日現在, 2013.
- (2) 2011年版 社団法人日本透析医学会：慢性血液透析用バスキュラーアクセスの作製および修復に関するガイドライン 第4章 バスキュラーアクセスの日常管理、日本透析医学会雑誌 Vol.44 No.9 pp.884-905: 2011.
- (3) 佐藤 隆 (著), 大平整爾 (監修), 春口洋昭 (編集)：④バスキュラーアクセス修復 (AVF) 1 狭窄に対する治療の考え方, バスキュラーアクセス治療学 pp.87-91, 中外医学社: 2013.
- (4) 佐藤敏夫, 村上彩子, 桂 尚樹, 他：シャント雑音のウェーブレット変換と正規相互相関分析法に基づいたバスキュラーアクセスの機能評価：医工学治療 Vol.21 No.3, pp.161-170, 2009.
- (5) 本橋由香, 佐々木一真, 山内 忍, 他：自動代表シャント音信号検出機能を備えたシャント音の時間-周波数解析に基づくバスキュラーアクセスの機能評価法：医工学治療 Vol.25 No.3, pp.200-210, 2013.
- (6) Besarab A, Work J, et al. : Clinical practice guideline for vascular access, Update2006, Am J kidney Dis, 2006, 48 Supple 1 S176-317.
- (7) 松田政二 (著), 大平整爾 (監修), 春口洋昭 (編集)：II 各論 1 バスキュラーアクセス作製周術期の機能検査—内シャント作製周術期の形態および機能検査の意義, バスキュラーアクセス診断学 pp.48-56, 中外医学社: 2012.
- (8) 本橋由香, 阿岸鉄三：シャント音画像間の正規化相互相関を用いたバスキュラーアクセスの定量的かつ経時的モニタリング：医工学治療 Vol.23 No.1, pp.45-48, 2011.
- (9) 中村 隆：ハンズオンセミナー シャント不全について～よくあるシャントトラブル, Vascular Lab Vol.9 No.3 pp.35-44, メディカ出版: 2012.
- (10) 加藤 宗, 清水優史：狭窄下流弾性管壁の振動計測, 日本機械学会論文集 (C編) Vol.62 No.600 pp.90-96: 1996.