

シャント血管雑音の音響学的分析による 新しい診断方法

佐藤敏夫*¹ 本橋由香*¹ 土屋光清*¹ 辻 毅一*¹ 川島徳道*¹ 泉ゆかり*²
高木絵美子*² 星野敏久*² 安藤哲郎*² 赤松 眞*² 阿岸鉄三*²

*¹ 桐蔭横浜大学工学部 *² 板橋中央総合病院血液浄化療法センター

key words : シャント音, 心音センサ, ウェーブレット変換, 静脈狭窄, 人工血管

要 旨

透析スタッフの聴診によるブラッドアクセスの機能評価は、シャント音の大きさとその性状について丁寧に聴診すれば70~80%が可能であるとされている。しかしその現状は、アクセス不全の結果として現れる臨床症状に特有な音の特徴を聞いて覚えるという勘と経験に頼るものであり、定量性と客観性に欠けている。また、診断データとして保存することもできなかった。経時変化の観察によるアクセストラブルの発生予測もできなかった。そこでわれわれは、日常的に透析スタッフが簡単に実施でき、かつ定量性と客観性も有し、診断データとして保存も可能なブラッドアクセス機能評価の新しい方法として、ウェーブレット変換を用いたシャント音の時間一周波数分析について検討した。

まず、シャント音を検出するためのシステムとして、市販の心音センサからなるシステムを用いて、被験者のシャント音を良好に検出できることを確認した。次に、ウェーブレット変換による時間一周波数分析を行ったところ、シャント血管の血流状態に応じて、シャント音の周波数分布特性が変化することがわかった。

また、静脈狭窄がある被験者に対して、狭窄部分とその周辺に位置を変えてセンサを装着し、シャント音測定と得られた信号に対するウェーブレット変換を用

いた時間一周波数解析を行った。その結果、静脈狭窄部分から得られたシャント音は、大部分が高周波数成分で、かつ心収縮に続く拡張期の音がほとんど無い断続的な音であった。また、静脈狭窄が終了した直後のシャント音は、低周波数から高周波数成分まで幅広く混在し、シャント音信号の振幅も最大であった。これは、この部分を流れる血液の乱流成分が大きいと考えられる。

さらに、人工血管内シャントから得られたシャント音は、動脈側吻合部から静脈側吻合部へと近づくにつれて高周波数成分が増加し、静脈側吻合部では低周波数から高周波数まで幅広く混在し、シャント音信号の振幅も最大であった。これは、静脈側吻合部を流れる血流の乱流成分が最も大きいことに対応していると考えられる。

1 緒 言

ブラッドアクセスの評価法としては、近年、工学機器の進歩に伴い血管造影、DSA、3D-CTA、MRI、MRアンギオグラフィ、超音波エコー法などがある¹⁾。この中でも血管造影^{2, 3)}は、シャント血管の状態や機能の診断では一般的な方法であり、得られる像も鮮明で精度の高い検査方法であるが、実施に際してカテーテルの挿入、造影剤の注入など侵襲的な操作を必要とし、さらに連続撮影などではX線被曝の問題もある。

超音波エコー法^{4, 5)}は、皮膚の表面からプローブを血管壁に押し当てるといった非侵襲操作で測定でき、血管の断面を画像として捉え、血管造影では描出しにくい血管壁の解離や石灰化などの形態的变化とそれに伴う血流異常を同時に観察することが可能である。また、最近では超音波ドプラ法により流速などの測定も可能になり、ブラッドアクセスの経過観察には有用な方法であるが、プローブの血管壁への当て方、圧力、角度により測定精度が大きく左右されるために操作に熟練を要し、装置も高価^{6, 7)}である。

一方、透析スタッフの聴診による方法では、内シャントの造設部位から血流に沿って各部位におけるシャント音を、音の大きさとその性状について丁寧に聴診すればブラッドアクセス機能評価の70~80%が可能⁸⁾であるとされている。臨床的には透析スタッフの経験から、シャント音の大きさは血流量と、シャント音の周波数は血管内径と関連し、低音のときは内径が大きく、高音のときは内径が小さいと言われている。また、心収縮に続く拡張期の音がほとんど無い断続的な音として聞こえるときは、静脈硬化が進んで静脈壁のコンプライアンスが小さくなっているか、あるいは動静脈吻合口径が狭窄のために小さくなっていると言われている。

これらの音の組み合わせを聞き、臨床経験に基づいて推理し分析すれば、かなり正確にブラッドアクセス機能評価が可能であると考えられるが、その現状は、アクセス不全の結果として現れる臨床症状に特有な音の特徴を聞いて覚えるという勘と経験に頼るものであり、定量性と客観性に欠けているため、透析スタッフの臨床経験の違いによって同じ音を聴いても、その診断が異なる場合も多く、ほかのスタッフに診断結果を説明することもできない。また、シャント音を診断データとして保存することもできなかったため、経時変化の観察によるアクセストラブルの発生予測もできなかった。

そこでわれわれは、日常的に透析スタッフが簡単に実施でき、また、定量性と客観性も有し、診断データとして保存も可能なブラッドアクセス機能評価の新しい方法として、ウェーブレット変換を用いたシャント音の分析方法について検討した^{9, 10)}。

また、シャント血管の吻合部下流に静脈狭窄がある場合、聴診を行う位置によってシャント音が異なって聞

こえることが指摘されている。そこで本研究では、静脈狭窄がある被験者に対して、その狭窄部位を中心に位置を変えてセンサを装着し、シャント音測定システムを使って得られた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一周波数解析を試みると共に、静脈狭窄がある場合のシャント音の特徴について検討した。

さらに、近年、長期透析患者、糖尿病患者、高齢導入患者の増加に伴い、人工血管を用いた内シャントを作製せざるをえない症例が増加しており、その合併症にいかに対処するかは重要な問題になっている¹¹⁾。人工血管内シャントの主要な合併症は血栓閉塞であり、血栓閉塞症例の80%はなんらかの狭窄病変を伴っている¹²⁾。そこで、シャントが閉塞する前に狭窄病変を発見して治療することで人工血管内シャントの寿命を延長することを目的として、人工血管内シャントのシャント音測定による狭窄状態のモニタリングの可能性についても検討した。

2 対象・方法

1) シャント音測定システム

今回の報告で、シャント音を測定するために用いたシステムをFig. 1に示す。シャント音を検出するためのセンサは、市販の心音センサ(TA-701T, 日本光電工業)を用いた。このセンサは、心音信号を体表面で検出するフローティングタイプの加速度型心音センサで、大きさは $\phi 20 \times 16$ mm、重さ41 gである。心音の持つ周波数範囲をカバーできるように、その通過周波数帯域はFig. 2に示すように20~1,000 Hzで、550 Hz付近に共振周波数がある。また、感度は150 Hzで0.1 V/(m/s²)である。心音センサには、専用のバッテリーボックス(SB-701S, 日本光電工業)から電源を供給した。心音センサで検出したシャント音信号を高入力インピーダンス増幅器からなる心音カプラ(AS-650H, 日本光電工業)と、4種類のバンドパスフィルタ(L, M1, M2, H)と増幅器からなる心音アンプ(AS-611H, 日本光電工業)で増幅し、基礎医学測定装置(LEG-1000, 日本光電工業)でA/D変換して、コンピュータに取り込んだ。今回の測定の際には4種類ある心音アンプのフィルタのうち、最も低い周波数まで通過帯域を有するフィルターL(カットオフ周波数 $f_r=50$ Hz, ロールオフ6 dB/oct)を使用した。

このシステムを用いた血液透析患者のシャント音の

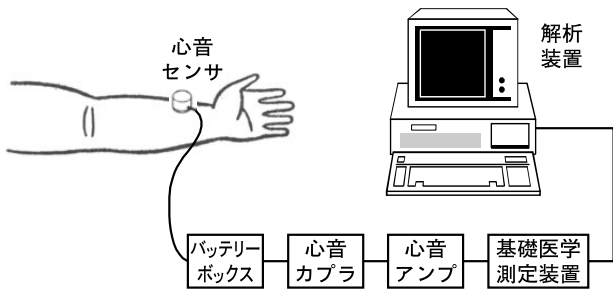


Fig. 1 シェント音測定システム

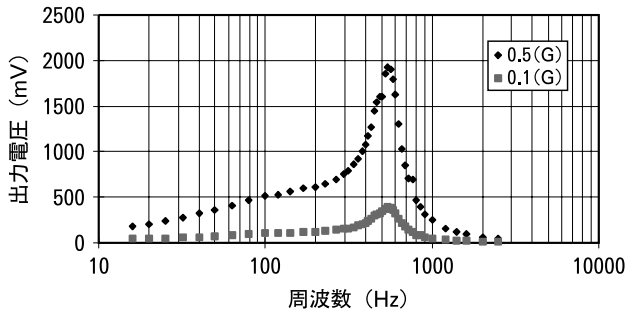
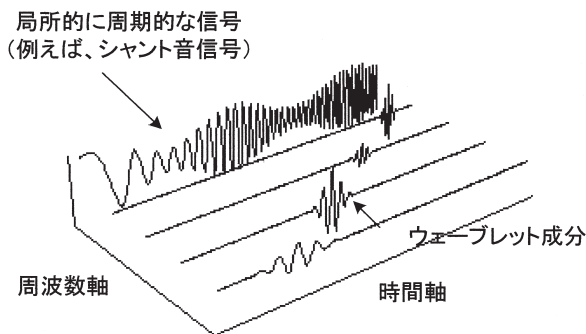


Fig. 2 心音センサの周波数特性

Fig. 3 時間一周波数平面における信号のウェーブレット交換
(文献 15 より引用)

測定は、板橋中央総合病院血液浄化療法センターにて実施した。シェント音測定にあたって、心音センサの装着方法として、

- ① 両面テープからなる粘着カラー (356125 A, 日本光電工業) を使って装着する
- ② センサを内シェントの上から押さえつけるようにサージカルテープを使って装着する
- ③ 上記の①と②の両方を使って装着する

という3通りの方法について検討した。実際に被験者の測定部位に上記の各方法でセンサを装着し、測定したシェント音信号を比較したところ、それぞれの装着方法について大きな違いは見られなかった。②のサージカルテープによる方法では、強くセンサを押し付けると被験者の内シェントを圧迫し、押しつぶしてしまう恐れがあることから、ここではセンサを①の粘着カ

ラーを使って、シェント音の測定部位に装着した。シェント音測定の際、透析中の測定では内シェントの血行動態を正しく反映しないため、測定はすべて透析開始前の非透析時に実施した。

2) シェント音のウェーブレット変換による特徴分析

一般的にシェント音は局所的に周期的な変動を示し、その周波数が時間とともに変化する性質を有すると想定される。また、心収縮に続く拡張期の音が持続することで比較的連続音として聞こえるときと、シェント音が短く、断続的な音として聞こえるときでは、シェント血流状態も異なっている。すなわち、シェント音の持つ周波数情報だけではなく、時間に関する信号の情報も臨床的に大きな意味を持っている。

このように局所的に周期的な信号を時間推移のなかで捉え、時間に関する情報も同時に得ること、つまりシェント音信号を時間と周波数の両面から捉えるために、われわれはウェーブレット変換による時間一周波数解析^{13, 14)}を試みた。今回の報告では、ウェーブレット変換において信号を切り出す単位となるマザー・ウェーブレットとして、(1)式に示す Gabor のマザー・ウェーブレット¹⁵⁾を用いた。

$$\Psi(t) = \frac{1}{2\sqrt{\pi}\sigma} e^{-\frac{t^2}{\sigma^2}} \cdot e^{-it} \quad (1)$$

ここで、 σ は任意の実数、 i は虚数単位、 t は時間をそれぞれ表す。このウェーブレットで切り出した信号の部分は、それぞれ時間軸上における位置と、その部分の局所的な周波数を表わしている。そこで、Fig. 3 に示すように時間軸と周波数軸からなる時間一周波数平面を考え、この図の中で一番奥にある信号を例えば局所的に周期的なシェント音信号であると仮定すると、その手前に示したウェーブレット成分により、信号の時間軸上の各部で周波数がどのように分布しているかを表現することができる。今回の報告では、ウェーブレット変換波形信号解析ツールとして、GENEX WAVEROBER (日本物性株式会社) を使用した。

3 結果

1) シェント音信号測定とウェーブレット変換

シェント音測定システムを使って、血液透析患者のシェント音信号を測定した際の内シェント吻合部と、

センサ装着位置の関係を Fig. 4 に示す. この被験者は 76 歳の男性で, 透析年数は 4 年 5 カ月が経過している. 過去に左橈側皮静脈で狭窄が発生したため, 直径 6 mm, 長さ 43 mm のステント留置による血管拡張術 (percutaneous transluminal angioplasty; PTA) を行っている. そのため, 現在の透析の際の脱血量は 230 ml/min と良好である. シャント音測定システムを使って得られたシャント音信号を Fig. 5 に示す. 測定の際の A/D 変換のサンプリング周波数は 5 kHz とした. 得られた信号を高速フーリエ変換 (FFT) して得られたシャント音信号の周波数スペクトルの振幅を Fig. 6 に示す. このとき, FFT の周波数分解能は $\Delta f=2.44$ Hz である. 周波数スペクトルを見ると, この被験者のシャント音信号の周波数範囲は, およそ 30~250 Hz で, 今回使用した心音センサで十分に周波数帯域をカバーできることがわかる.

Fig. 5 に示したシャント音信号に対してウェーブレット変換を行った結果を Fig. 7 に示す. 解析の際, WAVE NUMBER (波数) は 14, OCTAVE DIV. (オクターブ分割数) は 11, END ORDER (ウェーブレット係数を算出する次数範囲の終次数) は 42 に設定した. Fig. 7 上段のグラフは, Fig. 5 と同様に横軸に時間, 縦軸に信号振幅を取って表わしたシャント音信号を示している. Fig. 7 下段のグラフは, シャント音信号に対してウェーブレット変換を行って得られた結果を示している. このグラフの横軸は Fig. 3 に示したように時間軸を表わし, 縦軸は周波数軸を表わし

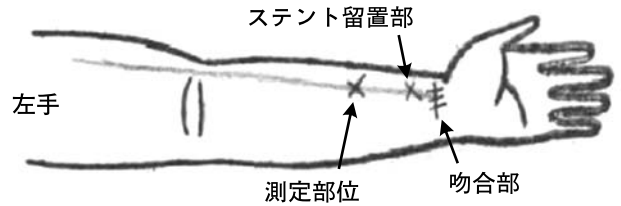


Fig. 4 内シャント吻合部とセンサ装着位置の関係

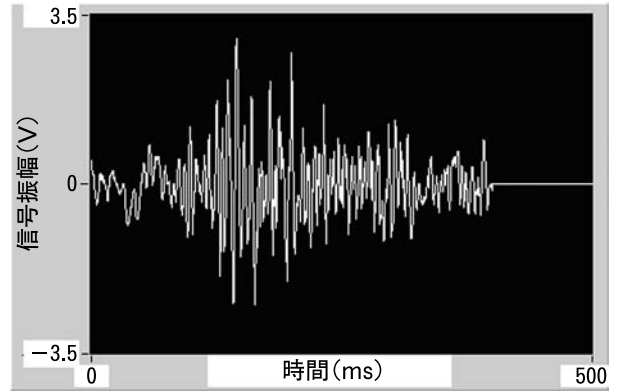


Fig. 5 シャント音信号

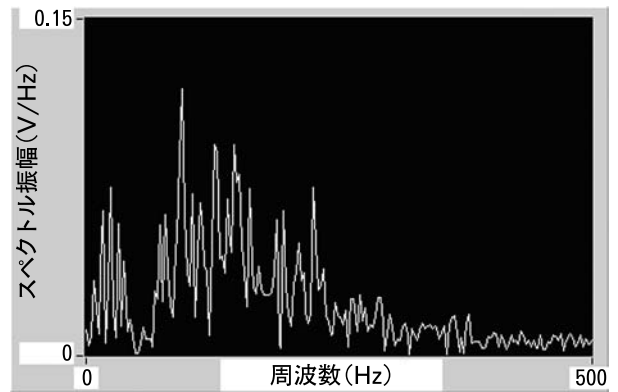


Fig. 6 シャント音信号の周波数スペクトル

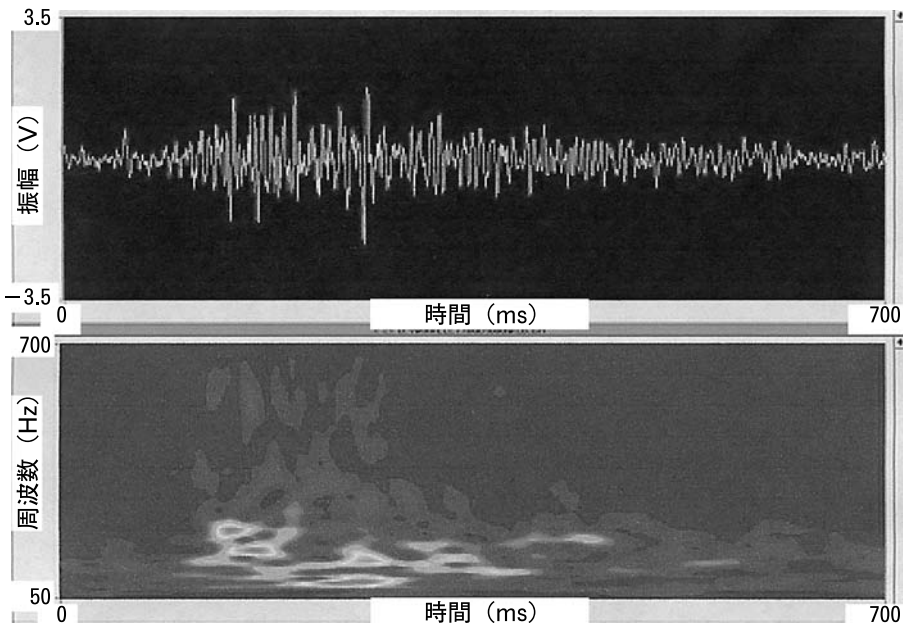


Fig. 7 シャント音信号のウェーブレット変換結果 (低周波数成分が多い例)

ている。また、Fig. 3では信号振幅を時間一周波数平面に垂直な第3の軸で表現しているが、ここでは信号の時間軸上の各部における周波数スペクトルの振幅の大きさを色の違いで表現している。青色から赤色に対応して、周波数スペクトルの振幅の小から大を表現している。

2) 静脈狭窄を持つ被験者に対するシャント音測定

Fig. 8に吻合部下流に静脈狭窄がある被験者のDSA写真とセンサの装着位置を示す。静脈狭窄のために、透析時の脱血量は170 ml/minと脱血不良を呈している。センサの装着位置は、①静脈狭窄部分、②静脈狭窄が終了した直後、③静脈狭窄が終了したところから約5 cm下流部の計3箇所とした。

シャント音測定システムを使って得られた各センサ位置におけるシャント音信号と、その信号に対してウェーブレット変換を行った結果をFig. 9~11に示す。

3) 人工血管内シャントに対するシャント音測定

被験者は68歳の女性で、透析年数として4年1カ月が経過している。自己血管による内シャントの使用が困難になったため、左上腕部に肘関節を回る形でループ状に内径6 mmのE-PTFE製人工血管の移植術を施行した。移植の際、動脈側は上腕動脈に吻合し、静脈側は尺側皮静脈に吻合した。透析時の脱血量は220 ml/minと良好である。センサの装着位置は、①動脈側吻合部付近、②動脈側吻合部と静脈側吻合部の

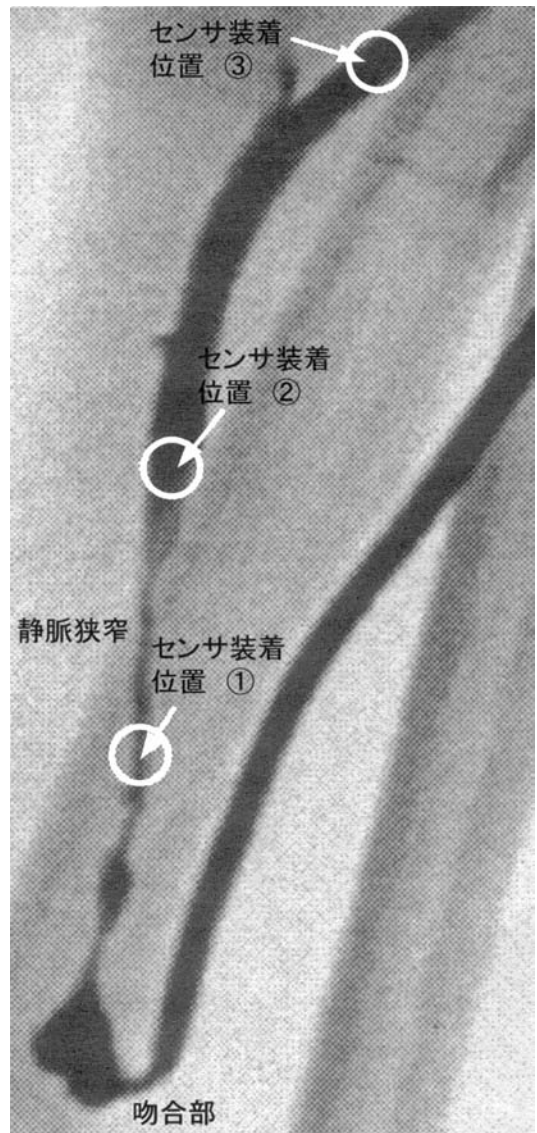


Fig. 8 吻合部下流に静脈狭窄がある被験者のDSA写真

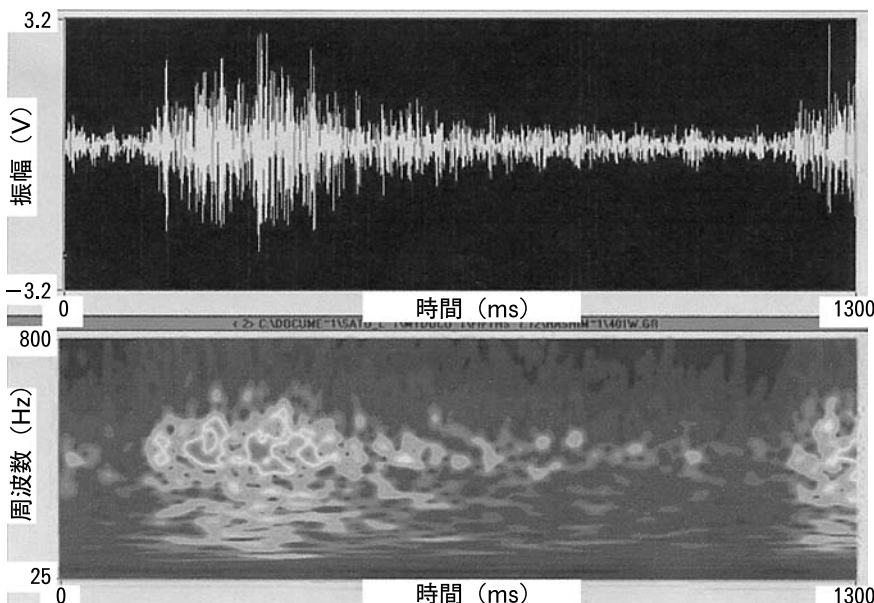


Fig. 9 静脈狭窄がある被験者のシャント音信号とウェーブレット変換結果 (センサ装着位置：①)

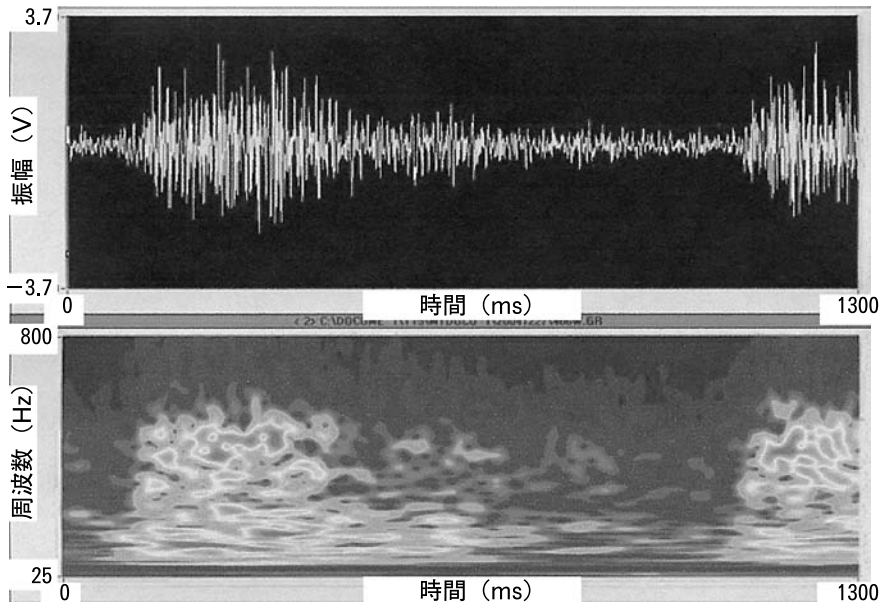


Fig. 10 静脈狭窄がある被験者のシャント音信号とウェーブレット変換結果 (センサ装着位置：②)

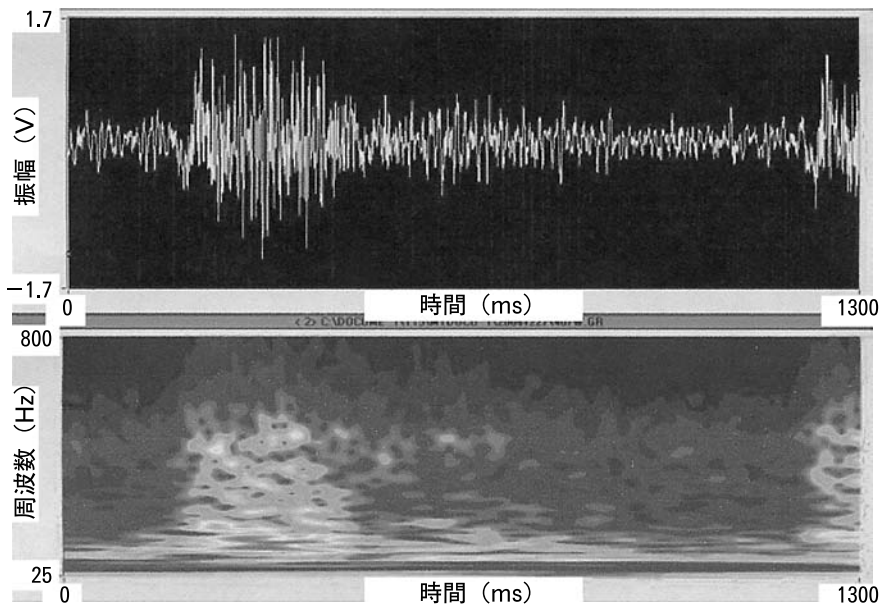


Fig. 11 静脈狭窄がある被験者のシャント音信号とウェーブレット変換結果 (センサ装着位置：③)

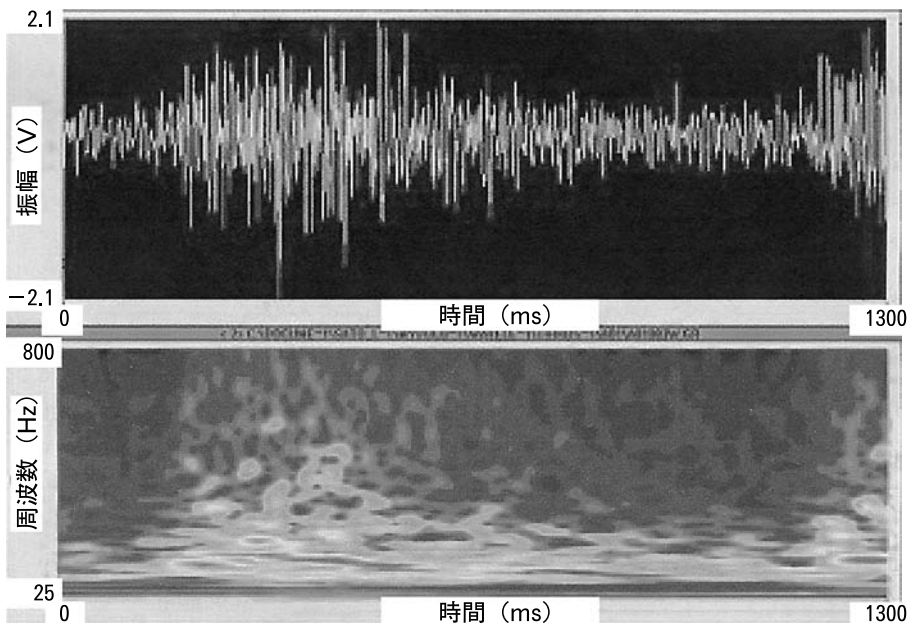


Fig. 12 人工血管内シャントのシャント音信号とウェーブレット変換結果 (センサ装着位置：①)

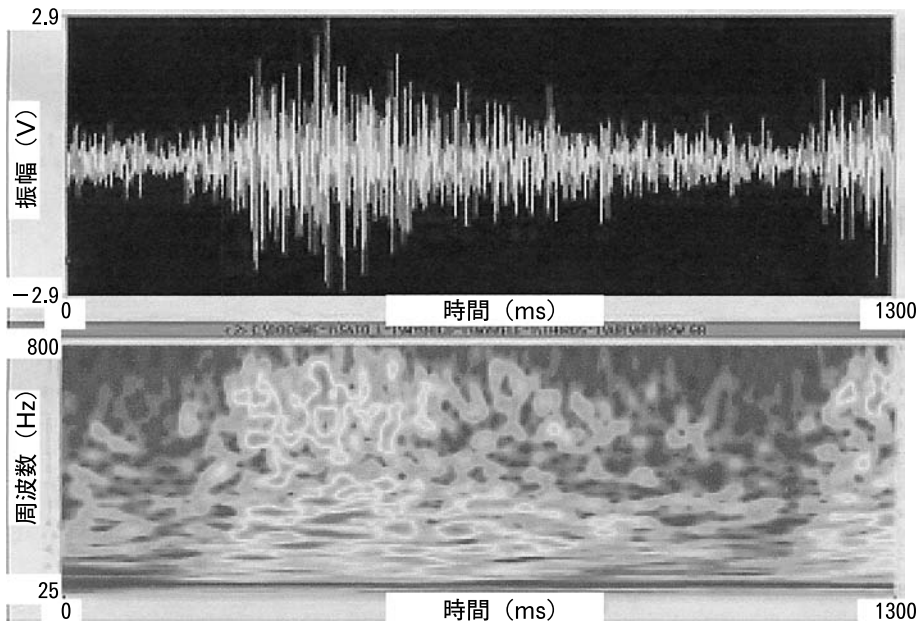


Fig. 13 人工血管内シャントのシャント音信号とウェーブレット変換結果 (センサ装着位置：②)

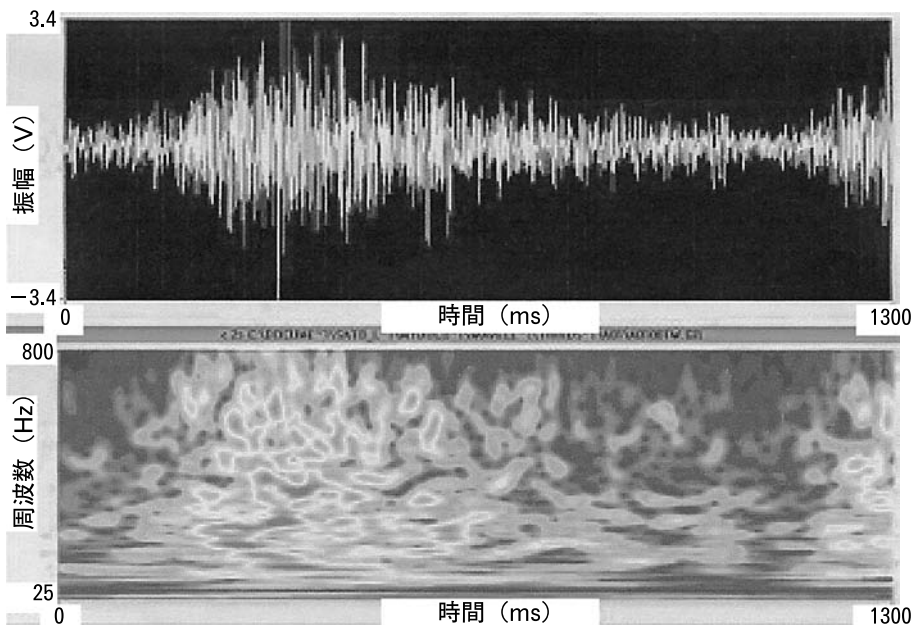


Fig. 14 人工血管内シャントのシャント音信号とウェーブレット変換結果 (センサ装着位置：③)

ほぼ中間，③静脈側吻合部付近とした。

シャント音測定システムを使って得られた各センサ位置におけるシャント音信号と，その信号に対してウェーブレット変換を行った結果を Fig. 12～14 に示す。

4 考 察

1) シャント音の周波数特性によるシャント血流状態の評価

Fig. 7 の結果を見ると，この被験者の場合，シャント音の持つ周波数成分の大部分が低周波数領域に集中していることがわかる。シャント音の周波数は血管内径に関連し，内径が大きいときには低音であるとの臨

床における聴診による診断を考慮すると，この被験者には静脈狭窄はなく，血流状態は良好であると言える。これはこの被験者の透析時の脱血量が 230 ml/min と良好であることと一致する。また，吻合部下流の静脈に沿って聴診を行ったが，センサ装着部位を含めて特に静脈狭窄が疑われるようなところはなかった。

一方，別の被験者から得られた結果を Fig. 15 に示す。被験者は 77 歳の男性で，透析年数は 5 年 7 カ月が経過している。この被験者は吻合部下流に静脈狭窄があるため，脱血量が 150 ml/min と脱血不良を呈し，あらかじめ聴診によって狭窄部位を特定した上で，その直上にセンサを装着した。Fig. 15 の結果を見ると，

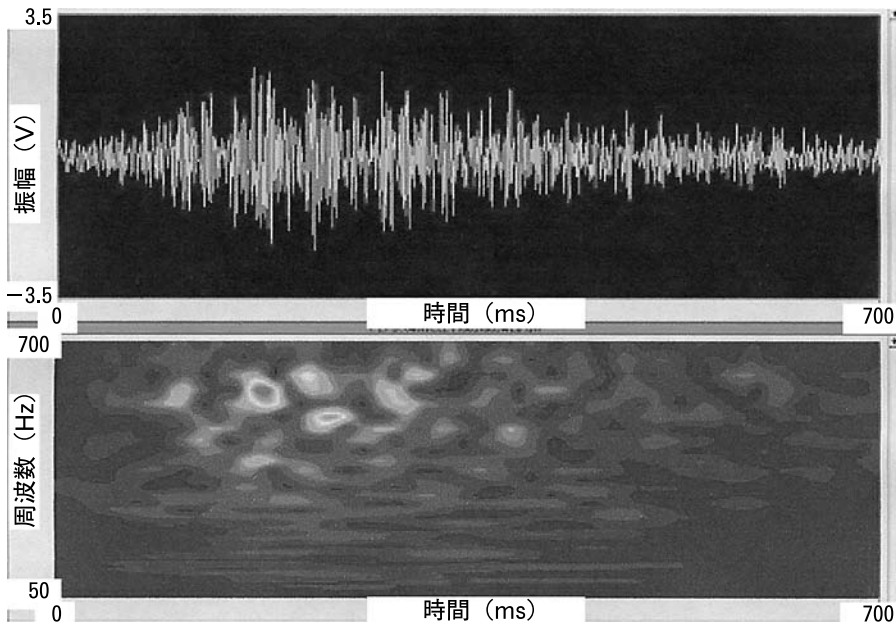


Fig. 15 シャント音信号のウェーブレット変換結果
(高周波数成分が多い例)

さきほどの被験者に対する結果とは異なり、シャント音の持つ周波数成分の大部分が高周波数領域に集中していることがわかる。シャント音が高音の場合、その部分に狭窄が生じている可能性があり、この被験者の脱血量が 150 ml/min と脱血不良であるという臨床所見と一致する。

前述したようにシャント音は、内シャントの橈骨動脈と橈側皮静脈との吻合部を大量の血液が急速に通過する際に生じる乱流が、血管壁を振動させることで発生すると言われている。シャント造設直後や、狭窄による脱血不良が発生したために再造設した直後の脱血良好時には、血管内径が大きいため通過する血液の速度が遅い。したがって、乱流の発生が少なく、そのために低周波数成分が多いシャント音が得られるものと考えられる。一方、吻合部下流の静脈側に狭窄が発生し、閉塞直前のような脱血状態が悪化している時には、その狭窄部位の血管内径が小さいために通過する血液の速度が速く、そこで大きな乱流成分が発生するために、高周波数成分が多いシャント音が発生すると考えられる。

ところで、シャント音の大きさをあらかじめ設定しておいた下限値と比較して、シャント音の大きさの低下から被験者のシャント部位の状態を知らせる方法¹⁶⁾も提案されている。確かにシャント音の大きさは、血管内を流れる血流量と密接に関連していることが、臨床における経験則からわかっている。しかし、われわれの経験からシャント音の大きさは、センサの取り付

け状態にも大きく影響を受けることがわかった。センサ取り付け時の被験者の測定部位における皮膚の状態や、測定中の体動によるセンサのズレや緩みといった血流状態とは直接的に関係しない多くの原因によっても、大きくシャント音は変動する。また、シャント音の経時変化を調べるには、長期間にわたって再現性のあるセンサの取り付けが必要であるが、これにもかなりの熟練を要するであろう。

それに対して、提案したウェーブレット変換によって時間一周波数平面上に表現した周波数分布特性からシャント血管の血流状態を評価する方法は、それほどセンサの取り付け状態に影響を受けないという利点もある。また、センサを粘着カラーで測定部位に貼り付けるだけという非常に簡単な方法で測定できるので、透析開始前のわずかな時間を使って毎回測定できるという利点もある。さらに、装置も超音波エコー法よりはずっと安価であり、ウェーブレット変換の結果を時間一周波数平面上に表わすことで、視覚的にも非常にわかりやすく優れた画像診断法ともいえる。

2) 静脈狭窄がある場合の測定位置によるシャント音の変化

静脈狭窄を持つ被験者の静脈狭窄部分から得られたシャント音信号とそのウェーブレット変換の結果を示す Fig. 9 を見ると、大部分が高周波数成分で、かつ拡張期の音がほとんど無い断続的な音となっている。これは、透析の臨床現場で“ハイピッチ”と呼ばれてい

る音に相当する。静脈狭窄が終了した直後のシャント音を測定した Fig. 10 の結果からは、低周波数から高周波数まで幅広くいろいろな周波数成分を持った音が混在し、また、シャント音信号の振幅もほかの測定位置と比較して最大になっているのがわかる。これは、この部分を流れる血流の乱流成分が最も大きいことに対応した結果であると考えられる。

静脈狭窄が終了したところから約 5 cm 下流部における Fig. 11 の結果を見ると、上記の結果とは異なり、低周波数成分が大部分を占め、さらに拡張期の音も見られるようになることから、比較的連続的な音になっている。これは、臨床現場で“ローピッチ”と呼ばれている音に相当するものである。また、シャント音信号の振幅は最も小さくなっているが、これは狭窄部分から遠ざかるにしたがって血流の流れが乱流から層流になり、シャント音が小さくなったためと考えられる。

3) 人工血管内シャントの測定位置によるシャント音の変化

Fig. 12 の結果を見ると、動脈側吻合部では低周波数成分が大部分を占め、さらに心収縮に続く拡張期の音も見られ、比較的連続的な音になっている。しかし、Fig. 13 に示した動脈側と静脈側吻合の中間から静脈側吻合部へと近づくにつれて高周波数成分が増加し、Fig. 14 に示す静脈側吻合部では低周波数から高周波数まで幅広くいろいろな周波数成分を持った音が混在している。また、シャント音信号の振幅も動脈側吻合部で最も小さく、静脈側吻合部に近づくにつれて大きくなり、静脈側吻合部で最大になっている。これは、前節で示した静脈狭窄が終了した直後のシャント音と同じ特徴を示しており、人工血管の静脈吻合部を流れる血流の乱流成分が最も大きいことに対応した結果であると考えられる。

人工血管内シャントの閉塞の原因の 90% は、静脈吻合部の狭窄によるものと考えられている。その原因は、静脈の内膜過形成によるものとされており、それは血管壁にかかるずり応力 (shear stress) に関連するという報告¹⁷⁾がある。このずり応力は血流状態に関係し、血流の乱流成分が大きいところでは、ずり応力も対応して大きいと考えられ、シャント音測定で得られた結果は、静脈側吻合部で最も乱流成分が大きいために血管壁にかかるずり応力も大きく、そのために静

脈の内膜過形成による静脈狭窄が起こるという臨床で見られる所見と一致している。

5 結 語

血液透析患者にとってブラッドアクセスを良好に保つことは重要な課題の一つであり、非侵襲的で簡便な方法によりブラッドアクセスの形態と機能を評価・診断する方法が求められている。われわれは、日常的に透析スタッフが簡単に実施でき、また、定量性と客観性も有し、診断データとして保存も可能なブラッドアクセス機能評価の新しい方法として、ウェーブレット変換を用いたシャント音の分析について検討した結果、次に示す結果が得られた。

- ① シャント音を検出するためのシステムとして、市販の心音センサからなるシステムで、被験者のシャント音を良好に検出できることを確認した。
- ② 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一周波数解析を行ったところ、シャント血管の血流状態に応じて、シャント音の周波数分布特性が変化することがわかった。
- ③ シャント血管の内径が大きく、血流速度が遅い場合には、低周波数成分が多いシャント音が得られる一方、内径が小さく、血流速度が速い場合には、高周波数成分が多いシャント音を得られた。
- ④ 静脈狭窄部分から得られたシャント音は、大部分が高周波数成分で、かつ心収縮に続く拡張期の音がほとんど無い断続的な音で、臨床現場で“ハイピッチ”と呼ばれている音に相当する。
- ⑤ 静脈狭窄が終了した直後のシャント音は、低周波数から高周波数成分まで幅広く混在し、シャント音信号の振幅も最大であった。これは、この部分を流れる血流の乱流成分が大きいと考えられる。
- ⑥ 静脈狭窄が終了したところから約 5 cm 下流部におけるシャント音は、低周波数成分が大部分を占め、かつ拡張期の音も見られる連続的な音で、臨床現場で“ローピッチ”と呼ばれる音に相当する。
- ⑦ 人工血管内シャントから得られたシャント音は、動脈側吻合部から静脈側吻合部へと近づくにつれて高周波数成分が増加し、静脈側吻合部では低周波数から高周波数まで幅広く混在し、シャント音

信号の振幅も最大であった。これは、静脈側吻合部を流れる血流の乱流成分が最も大きいことに対応している。

本研究は「シャント血管雑音の音響学的分析による新しい診断技術の開発についての研究」として、社団法人日本透析医会の平成16年度公募助成を受けた。

文 献

- 1) 廣谷紗千子:ブラッドアクセスの形態的評価. ブラッドアクセスインターベンション治療の実際; 阿岸鉄三, 天野 泉編, 秀潤社, 東京, p. 39, 1999.
- 2) Gilula LA, Staple TW, Anderson CB, et al.: Venous angiography of hemodialysis fistulas. *Radiology*, 115; 555, 1975.
- 3) De Palma JR, Golding A, Maxwell MH: Evaluation of A-V cannula malfunction and clotting using shunt-angiography. *Trans Am Soc Artif Intern Organs*, 15; 278, 1969.
- 4) Sands JJ, Kapsick B, Brinckman MJ: Assessment of hemodialysis access performance by color flow Doppler ultrasound. *Journal of Biomaterials Applications*, 13; 224, 1999.
- 5) Bay WH, Henry ML, Lazarus JM, et al.: Predicting hemodialysis access failure with color flow Doppler ultrasound. *Am J Nephrol*, 18; 296, 1998.
- 6) 阿部良悦: 透析用ブラッドアクセスを目的とした動静瘻の機能評価. *腎と透析*, 25; 755, 1988.
- 7) 柳沢良三, 井上重彦, 板倉宏尚, 他: Bモード・カラー Doppler複合法による血液透析用動静瘻の評価. *透析会誌*, 25; 1231, 1992.
- 8) 堀口幸夫: ブラッドアクセスの機能的評価. *ブラッドアクセスインターベンション治療の実際*; 阿岸鉄三, 天野 泉編, 秀潤社, 東京, p. 48, 1999.
- 9) 佐藤敏夫, 土屋光清, 阿岸鉄三, 他: シャント音のウェーブレット変換によるブラッドアクセス機能評価への試み. *医学工学治療*, 16; 187, 2005.
- 10) 佐藤敏夫, 辻 毅一, 阿岸鉄三, 他: 透析時のアクセストラブル検知システム. 特開 2005-40518, 2005.
- 11) Raju S: PTFE grafts for hemodialysis access: Techniques for insertion and management of complications. *Ann Surg*, 206; 666, 1987.
- 12) Besarab A, Sullivan KL, Ross RP, et al.: Utility of intra-access pressure monitoring in detecting and correcting venous outlet stenoses prior to thrombosis. *Kidney Int*, 47; 1364, 1995.
- 13) 菊地久和: 異常燃焼のウェーブレット解析. *数理科学*, 354; 44, 1992.
- 14) 石川康宏: 連続ウェーブレット変換. *臨床医学のためのウェーブレット解析*; 医学出版, 東京, p. 42, 2000.
- 15) 榊原 進: ウェーブレットの種類. *ウェーブレットビギナーズガイド*; 東京電機大学出版局, 東京, p. 16, 1995.
- 16) 新里 徹: シャント形成部位における血流状態のモニター装置. 特許第 3083378 号, 2005.
- 17) 堀口幸夫, 井上聖士, 九鬼章尚, 他: Blood access と wall shear stress の臨床的検討. *腎と透析*, 38(別冊); 85, 1995.