

血管位置追尾型ドプラ血流計測装置の開発

- 血管位置の検出 -

Development of a blood flow velocimeter that can automatically

follow and find a blood vessel position

- Detecting of a blood vessel position -

平尾友二*

Yuji Hirao

抄 録

従来の超音波血流計では不可能であった運動中の血流計測を安全かつ容易に実現するために徳島県では平成 15 年に「特許第 3378941 号 位置自動追尾型超音波血流計測装置」を取得した。本研究では、この装置の要素技術である運動に伴い移動する血管位置の検出について、実験装置を試作し、人体の血管特性に似せて作られた血管ファントムを使って実験した。その結果、管位置をほぼ正確に検出することが出来た。また、管壁の厚さは上部壁厚が実際よりも厚めに観測され、管内径は管中心から遠ざかるに従って実際よりも狭く計測されることなどがわかった。

1 はじめに

高齢者社会となりつつある今日、高齢者の健康維持は重要な課題となっている。日々の運動は高齢者の健康維持に最も有効で安価なため、多くの関係者から推奨されているが、急激な運動は循環器系に多大な負担をかけてしまい危険であることは言うまでもなく、最適な運動量の基準も個人毎に大きく異なる。そのため、最適な日々の運動量を個人毎に算定することが望ましいが、現存の血圧計や血流計などでは運動中の計測が出来ない。このため、運動中の血流量を計測可能な装置の開発が切望されている。

本研究は、健康な人や高齢者に苦痛を与えることなく容易に着脱可能な血流計測装置として、超音波血流計を用いた運動中の血流計測を実現しようというもので、本報告ではこれに必要な運動中の血管位置の検出結果について報告する。

2 方法と結果

2.1 運動中の血流計測実現のための手法

超音波血流計は送受信するプローブを表皮に取り付けて使う。従来の超音波血流計では、運動中に計測を行った場合、筋収縮に伴う血管外組織の移動がドプラ雑音として混入することや、運動に伴

い血管位置が超音波ビーム照射範囲外にずれてしまうなどの問題があり、運動中の計測が出来なかった。そこで、運動に伴う筋収縮により位置ずれを生じる血管位置を表皮に装着した超音波センサーで検出し、計測用超音波ビームを血管内に収束させることにより血管外で生じるドプラ雑音を低減し、血流速度に応じた血管内速度プロフィールから血流量を算出しようとする「位置自動追尾型超音波血流計測装置（特許第 3378941 号）」を考案した。

具体的には、図 1 のように表皮に取り付けられたプローブのすべてのトランスデューサ（超音波振動子）から超音波インパルスと同時に血管に向けて照射すると、超音波は血管壁付近で大きく反射する。反射波がほぼ直進すると仮定すると、血管直上のトランスデューサでのみ血管壁からの大きな反射波が検出され、運動中に血管が如何なる位置に移動しようともこの反射波の有無を検出することによって、血管の位置を特定することが出来る。また、超音波パルスはまず表皮側血管壁で大きく反射し、次に内側血管壁で大きく反射することから、超音波パルスを照射した後この 2 つの反射波が戻ってくるまでの時間差と音速から血管の深さと太さを検出することができる。運動中にはこの位置検出を繰り返し行うことで、運動に伴い血管位置が激しく変化したとし

*電子機械課

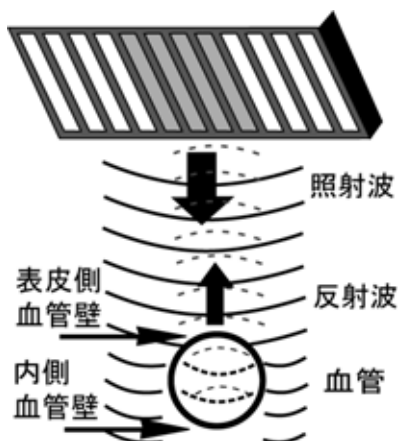


図1 血管位置の検出原理

てもその位置を特定して随時追尾することが可能となる。

このようにして体内の血管位置が明らかになると血流計測用の超音波を検出した血管内にだけ照射できるように超音波ビーム幅を調整することにより、血管外からの不要なドプラ雑音を軽減することが出来る。また、血管の深さと太さが明らかとなっていることから、血流計測用の超音波の受信波形から、時間ゲートを掛けて血管内に相当する時間部分だけを取り出すことにより、さらに不要な血管外からのドプラ雑音を軽減することが出来る。

2.2 血管位置検出装置の試作

図2のように、CMOSインバータを使った水晶発振

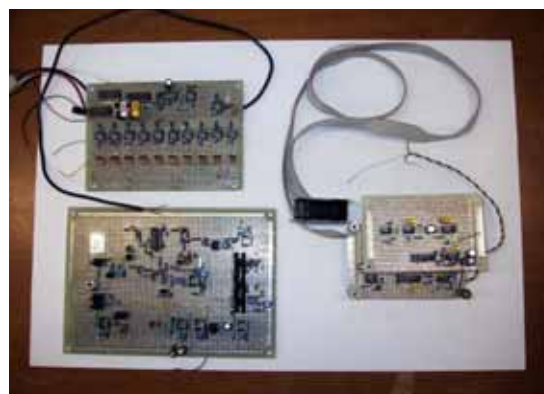


図2 リニアアレイ型超音波プローブと血管位置検出用超音波送受信回路

回路により2MHzの正弦波と矩形波を発生させ、デジタル回路により1～8usの送信を128us周期で行うパルス生成回路を設計し、この信号を使って2MHzの正弦波をアナログスイッチでON-OFFすることにより送受信を切換えて、血管位置検出に必要なパルス信号を送信する送信回路を試作した。送信部にはオペアンプとトランジスタを使っている。受信回路はノイズカットのためのハイパスフィルタとオペアンプによる増幅回路で構成した。この装置ではトランスデューサは送信以外の時間は常に受信として働いている。

次に、リニアアレイ型プローブを試作した。計測対象とする血管を総頸動脈、上腕動脈、大腿動脈と仮定した場合の血管位置の移動量を考慮して、最適なプローブの形状についてパソコンによるシミュレーショ

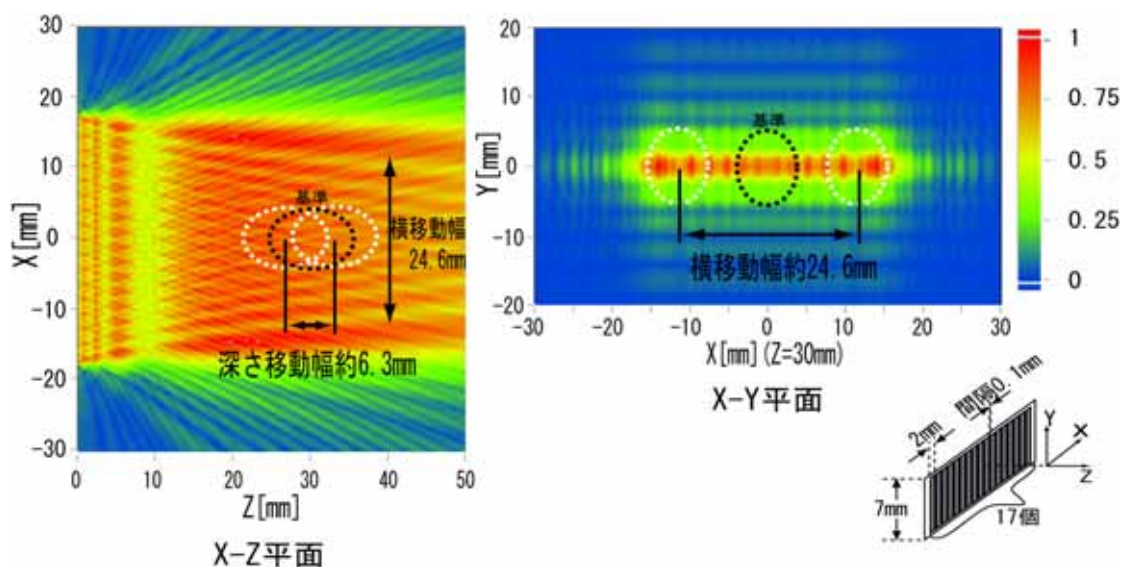


図3 リニアアレイ型プローブの音場分布シミュレーション結果

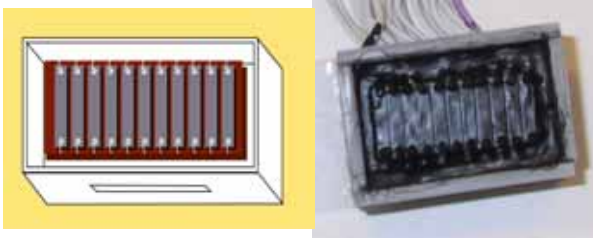


図4 試作したリニアアレイ型超音波プローブ

ンから求めた．その結果，図3のように $7 \times 2\text{mm}$ の大きさの 2MHz PZTトランスデューサを配置間隔 0.1mm で17個以上並べたリニアアレイ型プローブが，音場のムラが少なく良好な音場分布が得られるプローブ寸法であった．実際には製作上の問題から， $10 \times 2\text{mm}$ の長方形トランスデューサを，配置間隔 0.1mm で11個並べた図4のようなリニアアレイ型プローブを自作した．

まず，フェライトゴム板の表に11個のPZTトランスデューサを軟性樹脂接着剤で接着し，フェライトゴム板の裏には配線用のガラスエポキシプリント基板を接着して，トランスデューサから裏に回した電極配線と信号配線（ハーフピッチフラットケーブル）をプリント基板上でハンダ接続した．最後に，アクリルで作ったプローブケース内にこれを挿入接着し，センサ前面に絶縁ゴム被膜を塗装して防水処理を行った．この結果，トランスデューサの表面はプローブ前面から約 3mm 内側に引っ込んだ状態となった．

2.3 血管位置検出実験

血管の検出実験は，人体に適用した場合と同じエコー反射特性が得られる血管ファントム装置を用いて行った．血管ファントム装置（ATS社製末梢血管ドブラファントムModel524型）は，図5のように，音響吸収板を内張りしたアルミケース内に人体と同じ音響特性を持つ音響整合材（減衰特性 0.5dB/cm/MHz ，音速特性 1540m/s ）が充填され，深さ 15mm の位置にこの音響整合材内を貫通するように内径の異なる4本の模擬血管が設けられた装置である．

実験では，この装置の表面に水を張り，試作したプローブを水没させ，プローブ位置を移動させることにより模擬血管の検出が可能であるかどうかを評価した．ポンプを用いて疑似血液（ATS社製ドブラ疑似血



図5 血管ファントム装置

液テスト液Model707G型)を脈流供給した場合と空洞の場合などについて実験を行った．

送信パルス数が8パルス($4\mu\text{s}$)の場合には，管内が空洞のときは管境界上部からの大きな反射が確認されたが，疑似血液を管内に貫流させたときには管境界からの大きな反射は見られなかった．送信パルスをインパルス（1パルス， $0.75\mu\text{s}$ ）に減らした場合には，疑似血液を管内に貫流させたときでも上部境界面と下部境界面での反射パルスらしきものが観測され，管内と管外では反射エコー強度や周波数の違いが認められた．

$\phi 6\text{mm}$ の管直上付近に相当すると思われるトランスデューサから得られた反射信号波形を図6に，その隣のトランスデューサから得られた反射信号波形を図7に示す．横軸は時間経過を示し $5\mu\text{s/div}$ で縦軸は反射信号の電圧値である．図の左端が送信から受信に切り替わった瞬間で，音速が約 1450m/s であることから，図の中央が疑似血管の中心である深さ 15mm に相当する．

プローブ前面は血管ファントム装置の音響整合材表面にほぼ接している（正確にはプローブを移動できるように約 0.2mm 離れている）．トランスデューサ表面がプローブ前面から 3mm 程度引っ込んでいるため，この間には装置表面に張られた水が充満しており，この水と血管ファントム装置の音響整合材の境界面からの反射が， $5 \sim 10\mu\text{s}$ 付近での大きな反射として観測されている．

図6では， $18.5 \sim 20.5\mu\text{s}$ に管の上部壁からの反射と思われる大きな反射信号が観測され， $29.0 \sim 30.5\mu\text{s}$ に管の下部壁からの反射と思われる大きな反射信号

が観測されている。管壁の厚さは約 1 mm であるが、音響整合材の音速から上部壁厚は約 1.5 mm 下部壁厚は約 1.1 mm と上部壁での検出誤差が大きいことがわかる。また、管内径は

$$(29.0\text{mm}-20.5\text{mm}) \times 1450\text{m/s} \div 2 = 6.16\text{mm}$$

から、約 6.2 mm と算出され、ほぼ正確に管位置と管径を計測できている。

図 7 では、21.5 ~ 24.0 μs に管の上部壁からの反射と思われる大きな反射信号が観測され、26.5 ~ 28.5 μs に管の下部壁からの反射と思われる大きな反射信号が観測されている。このことから上部壁厚は約 1.8 mm 下部壁厚は約 1.5 mm と厚く計測されており、管内径は約 2.5 mm と狭く計測されている。これは、管の端の方を計測しているためで、プローブの設計寸法位置から想定される理想値（管壁厚 1.3 mm、管内径 4.2 mm）に比べると管壁厚管内径がかなり狭く計測されている。

なお、さらにその隣のトランスデューサからは管に相当するような顕著な反射信号は得られなかった。

3 まとめ

本研究では、実験装置を試作し、血管ファントムに対して超音波による運動中の血管位置の検出実験を行った。その結果、φ 6 mm の管に対し、3 個のトランスデューサでのみ顕著な管壁からのエコーを観測し、プローブの移動に伴って検出されるトランスデューサ位置も移動することを確認した。上部壁の厚さが実際よりも厚めに観測されたのは、医用超音波診断装置においても血管壁下部に比べて血管壁上部は検出しにくいことが知られ

おり、生体の特性に由来するものであらうと考えられる。管内径は管中心から遠ざかるに従って実際よりも狭く計測され、誤差が大きいことなど、問題点も明らかとなったが、目標であった血管位置の検出に対しては満足な結果が得られた。

今後、検出精度を高めるとともに管境界部の自動検出手法の検討なども行っていく必要がある。

謝辞

本研究は、中核四分野「血管位置追尾型ドブラ血流計測装置の開発」に関連して実施しました。

この研究会においてご助言・ご支援いただきました皆様のご協力に感謝いたします。

参考文献

- 1) 中島真人・渡辺決：「新しい超音波診断技術」，南江堂，(1984)
- 2) 平尾友二・黒田隆・張達力・木内陽介・山口久雄・吉崎和男：「超音波ドブラ法による緩運動中の血流速度複数箇所同時計測」，BPES2001，PP53-56(2001)
- 3) 黒田隆・西田将司・平尾友二・井村喜義・木内陽介・山口久雄：「超音波による運動中の動脈血管位置の検出」，H13 電気関係学会四国支部連合大会論文集，pp267(2001)
- 4) 黒田隆・西田将司・林幸宏・張達力・平尾友二・木内陽介・山口久雄・吉崎和男：「姿勢変化に伴う体内動脈血管位置の変化」，H14 電気関係学会四国支部連合大会論文集，pp267(2002)

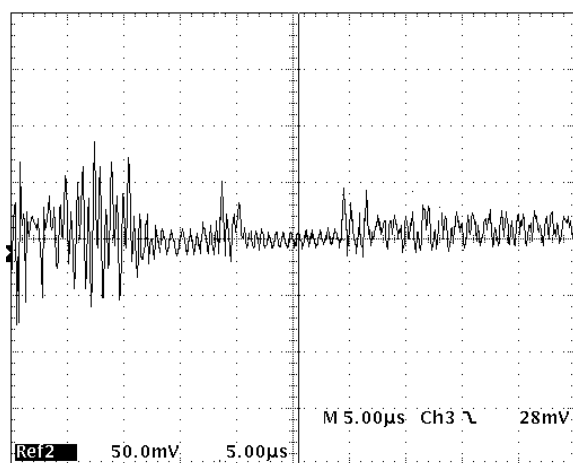


図 6 φ 6 mm の管直上付近に相当するトランスデューサで観測された反射信号

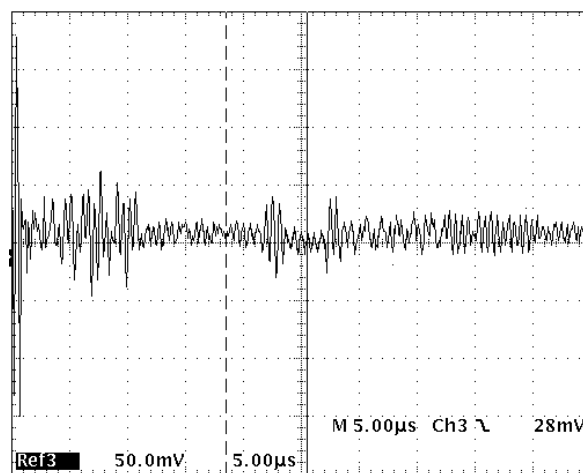


図 7 隣接するトランスデューサで観測された反射信号波形