

平成 21 年 6 月 1 日現在

研究種目：若手研究（スタートアップ）
 研究期間：2007～2008
 課題番号：19860011
 研究課題名（和文） 超音波計測および計算力学解析による脈波伝搬に伴う血管壁の運動に関する研究
 研究課題名（英文） Arterial wall movement analysis by ultrasound technique and computational fluid-solid methods
 研究代表者
 福井 智宏（FUKUI TOMOHIRO）
 京都工芸繊維大学・工芸科学研究科・助教
 研究者番号：00451542

研究成果の概要：

ブロックマッチング法を用いたヒト頸動脈の *in vivo* 超音波計測を行い、高解像度血管長軸方向速度波形を得た。次に、脈波伝播の流体-固体連成解析を行った結果、血管壁の振動により発生した互いに伝播速度の異なる縦波と横波により、壁面せん断応力は時間的・空間的に複雑な分布を持つことが分かった。特に、末梢側で生じた反射波が入射波と重なり合う点において、血管壁の運動が壁面せん断応力に与える影響が最大となった。

交付額

(金額単位：円)

	直接経費	間接経費	合計
2007年度	1,360,000	0	1,360,000
2008年度	1,350,000	405,000	1,755,000
年度			
年度			
年度			
総計	2,710,000	405,000	3,115,000

研究分野：超音波計測工学

科研費の分科・細目：電気電子工学・計測工学

キーワード：(1) 計測工学

1. 研究開始当初の背景

動脈硬化症は血管壁肥厚および粥腫形成を伴う重篤な疾患であり、早期発見ならびに適切な治療を施すためには、動脈硬化症の発症と病変部位の進展のメカニズムの解明が必要である。申請者の研究グループのこれまでの研究により、血管壁の運動を考慮に入れた壁面せん断応力分布を詳細に調べることが、動脈硬化症の好発部位の特定に有効であることを示してきた。

2. 研究の目的

本研究では、超音波診断により左心室の収縮に伴う血管壁の振動解析を行い、生体内における血管壁の運動を定量的に評価する。また、流体-固体連成計算解析に、生体計測結果を組み込むことにより、より詳細な血流解析ならびに壁面せん断応力解析を行い、動脈硬化症の発症と病変部位の進展に関わる要因を統合的に考察することを目的とする。

3. 研究の方法

(1) 超音波計測

超音波診断による血管壁の振動解析では、血管の長軸方向運動の空間分解能は超音波のビーム間隔に制約されてしまう。そこで本研究では超音波ビームの補間を行い、反射超音波の相関係数によるブロックマッチング法を用いることにより、血管長軸方向変位の計測精度向上を検討した。まず生体計測に先立ち、シリコンチューブを用いた水槽実験を行うことにより、ブロックマッチング法における補間信号本数ならびにフレーム間隔が、長軸方向速度推定に与える影響を調べた。

リニアステージを用いて、超音波プローブを一定速度で往復させることにより、相対的にシリコンチューブの長軸方向変位を発生させた。このときの相対速度の最大値および相対変位は、それぞれ 20 mm/s (加減速時間は 0.1 s), 2 mm である。超音波プローブの中心周波数は 10 MHz であり、超音波ビーム 0.1 mm 間隔で 70 点走査した。また、フレームレートは 192 Hz, サンプリング周波数は 40 MHz である。シリコンチューブの長軸方向移動量は、時刻 $t = n \cdot \Delta T$ (第 n フレーム) と、 $t = (n + \Delta N) \cdot \Delta T$ (第 $n + \Delta N$ フレーム) における関心領域内の受信 RF 信号の相関係数が最大となるように決定した。これにより、第 n フレームと第 $n + \Delta N$ フレーム間における長軸方向の平均速度を推定した。

水槽実験から得られた最適パラメータを用いて、ヒト頸動脈の *in vivo* 計測を行い、高解像度血管長軸方向速度波形を得た。この速度波形を基に、流体 (血液) と固体 (血管壁) との相互作用解析を行った。

我々が注目している血管は、大動脈のように比較的大きくて太い血管である。ヒト大動脈の内半径 r_i は約 10 mm, 壁厚 h は約 2 mm である。このような大きさの断面に対し、軸方向長さ L を十分に長くするために、モデルの全長 $L = 1000$ mm ($= 100r_i$) とした。また、血管壁のヤング率 E , 密度 ρ およびポアソン比 ν を、それぞれ 0.5 MPa, 1000 kg/m³, 0.45 とした。血液の粘性係数 μ は 4.0×10^{-3} Pa·s とした。計算解析モデルは、Z-X 平面にその断面を、Y 軸方向にその長さを定義した。1 つの血管断面における要素数は、流体領域 476 要素、固体領域 224 要素である。また、血管の長さ方向には 5 mm 間隔で等分割した。以上により、入口と出口における断面を含めて、計 147987 節点、141400 要素の計算モデルを作成した。

計算コードには、アルテアエンジニアリング社製のソフトウェア RADIOSS ver. 4.6 を使用した。RADIOSS は、流体-固体連成解析用ソフトウェアであり、ALE 定式化により流体-固体間の相互作用を解くことができる。流体領域の支配方程式は、次の圧

縮性のナビエ-ストークス方程式と連続の式であり、有限体積法により解く。流体側の境界条件として、壁面においてすべり無し、出口において“サイレント境界条件”、固体側では血管の両端を全固定とした。入り口においては、断面に垂直な一様流れを与えて、血管壁の初期振動が落ち着くまで十分に計算を実行した。具体的には、壁の初期振動の振幅が $1.0 \times 10^{-3} \sim 1.0 \times 10^{-2}$ mm 程度 (血管内半径の 0.1% ~ 1% 程度) に減衰するまで計算を行った。このときのレイノルズ数 Re は 1000 である。その後、単一の矩形波を断面に垂直に与えることで圧縮波を発生させた。この矩形波の長さは 10 ms であり、ピーク速度をとったレイノルズ数 Re は 4000 とした。

4. 研究成果

Figure 1 に複素補間信号本数 K を変化させたときの長軸方向速度波形 (1 周期分) を示す。ただし、フレーム枚数 $\Delta N = 2$ とした。複素補間信号本数 K が少ないときはビーム間隔が粗いため、推定される長軸方向移動量の空間分解能が悪く、長軸方向速度波形にバイアスエラー α (平均推定速度と真値との差) が顕著に表れた。一方で、複素補間信号本数 K が多いときは補間後のビーム間隔が狭いため、高周波成分であるランダムエラー β (推定速度の標準偏差) が発生した。このことから、複素補間信号本数 K が少ないときはバイアスエラー α 、複素補間信号本数 K が多いときはランダムエラー β の影響が大きくなることが分かった。

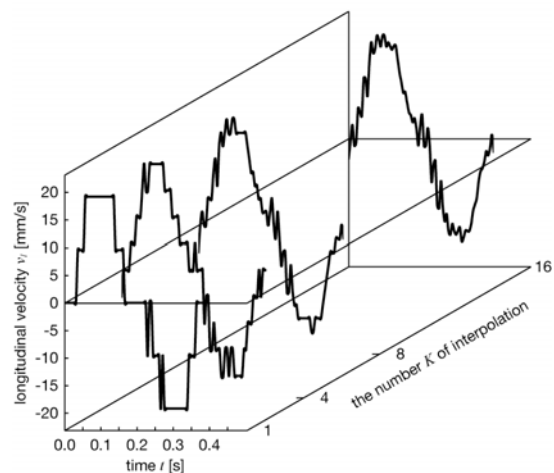


Figure 1. Influence of number of interpolation K on longitudinal velocity v_l .

Figure 2 はフレーム枚数 ΔN を変化させたときの長軸方向速度波形である。ただし、複素補間信号本数 $K = 16$ とした。フレーム枚数 ΔN を増やすことによりランダムエラー β が小さくなった。これはフレーム枚数 ΔN が、

長軸方向移動量の時間方向の移動平均（ローパスフィルタ）の役割を果たしたためだと考えられる。

以上より、長軸方向速度を精度良く推定するためには、複素補間信号本数 K によりパイアスエラー α を、フレーム枚数 ΔN によりランダムエラー β を減少させることが有効であるといえる。

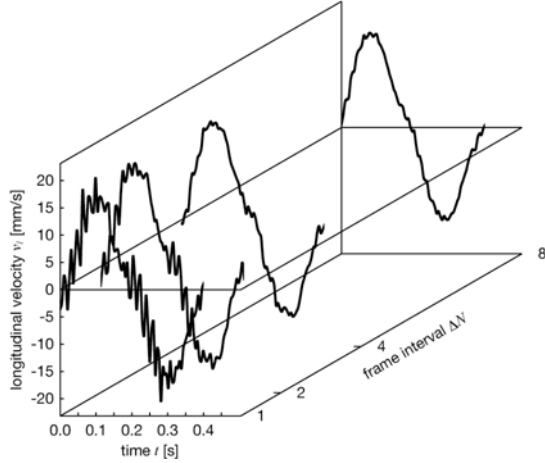


Figure 2. Influence of frame interval ΔN on longitudinal velocity v_l .

Figure 3 にヒト頸動脈の血管長軸方向速度波形を示す。これにより、血管壁は長軸方向に一周期で約 0.5 mm 移動していることが分かった。

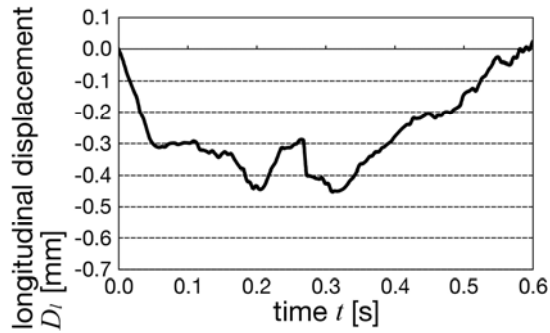
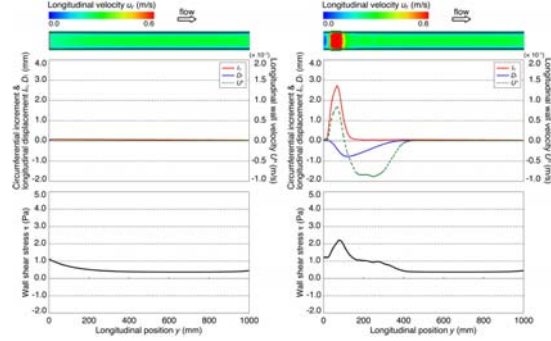


Figure 3. Longitudinal displacement waveforms of a human carotid artery.

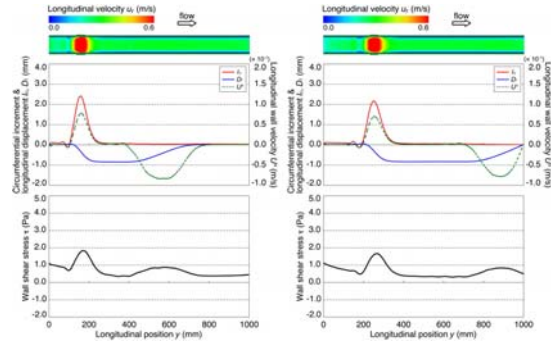
断面 $x = 0$ における軸方向血流速度 u_y のコンタ図と、血管壁の円周方向増分 I_c 、軸方向変位 D_l 、および軸方向速度 U^s 、壁せん断応力 τ を Fig. 4 に示す。入り口で与えた単一の矩形波により高速度領域が発生し、時間の経過とともに末梢側へと伝播した。軸方向速度 U^s は、互いに伝播速度の異なる 2 つの波が発生した。円周方向増分波 I_c と 1 つの軸方向速度波 U^s も、脈波 u_y に付随して末梢側へと伝播した。他方の軸方向速度波 U^s は負の速度を保ちながら、高速度領域よりも速く末梢側へと伝播し、出口で反射し

て正の速度に反転した。軸方向速度波の振幅の大きさは約 0.1 m/s で、2 つの軸方向速度波が重なり合うとき、その振幅は約 2 倍になった ($t = 75$ ms, $y = 450$ mm)。血管壁の変位は、円周方向増分 I_c よりも軸方向変位 D_l の方が大きかった。



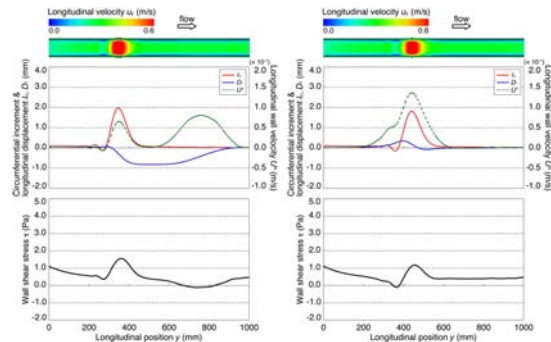
(a) $t = 0$ ms

(b) $t = 15$ ms



(c) $t = 30$ ms

(d) $t = 45$ ms



(e) $t = 60$ ms

(f) $t = 75$ ms

Figure 4. Wave propagation and WSS distribution in the uniform artery model. Top shows color-coded distribution of the longitudinal velocity u_y at the plane $x = 0$. The scale in the radial direction is multiplied by 4 for clarity.

一様流れを与えた際の壁面せん断応力は、中枢側で約 1.0 Pa、末梢側では約 0.5 Pa に

減少した ($t = 0$ ms). これは境界層の発達に起因していると考えられた. 本研究では, 入り口に与えた流れは断面に垂直な一様流であり, 壁面における境界条件はすべり無しである. そのため血液の速度プロファイルは, 末梢に行くほど境界層が発達し, パラボリック流れに近づく. 壁面せん断応力が入り口付近と末梢側とで違いが現れたのは, このような血液の速度プロファイルの変化によるものだと考えられる.

単一の矩形波を血管に与えることにより, 血管壁に2つの軸方向速度波 v が発生した. このうち伝播速度の速い軸方向速度波 v は, 末梢側で反射するまで負の速度を保ったため, 血管壁の軸方向変位 D_1 は局所的に負となった. これは血管壁が局所的に軸方向に縮んでいることを示している. この血管壁の局所的な軸方向収縮は, 入り口における血管壁の拡張に起因していると考えられた. 入り口に単一の矩形波を与えることにより血管壁は半径方向に拡張したため, 末梢側の血管壁は中枢側に向かって軸方向に引張られた. その結果, 負の速度の軸方向速度波(縦波)が発生したと考えられる. 他方の軸方向速度波 v は, 正の速度を保ちながら, 円周方向増分 I_c と軸方向血流速度 u_r と共に末梢側へと伝播した. この軸方向速度波 v は血液流れのせん断力によって, あるいは, 先行する縦波によって生じた血管壁の局所的な軸方向収縮が, 元の位置に戻る際に発生したと考えられた. 本研究では, この正の軸方向速度波 v を血管壁の横波と定義した. この血管壁の横波と縦波とが重なるとき, 波の振幅は約2倍となった ($t = 75$ ms).

Figure 4 に示した通り, 血管壁の変形運動は壁面せん断応力に大きな影響を与えた. 血管壁の縦波は, 負の速度を保ちながら末梢側へと伝播した. その結果, 壁面近傍の血液との相対速度を上昇させ, 局所的に壁面せん断応力を増大させた. そのときのせん断応力の増大は0.5 Paに及んだ. 同様に, 血管壁の横波も壁面せん断応力に影響を与えたと考えられる. 血管壁の横波は, 脈波と共に正の速度を保ちながら末梢側へと伝播したため, 縦波とは逆に, 壁面近傍の血液との相対速度を減少させたと考えられる. すなわち, 血管壁の横波を考慮に入れると, 血管壁が剛体であると仮定したときよりも, 脈波が伝播する際に生じる壁面せん断応力が低くなる可能性が示された. そのときのせん断応力の減少は, 縦波と横波の振幅の大きさが同程度であったことから, 約0.5 Paであると考えられる. また, 縦波と横波とが重なるとき, 波の振幅は約2倍となったことから, 両者が重なり合う部位において, 壁面せん断応力が局所的に約

1.0 Pa 減少することが考えられる ($t = 75$ ms, $y = 450$ mm).

本研究における計算結果と実験計測結果とを比較すると, 血管の半径方向の変位の大きさは同程度であったことから, 計算解析における血管壁の弾性定数および入口境界条件におけるレイノルズ数が適切であったと考えられる. 一方で, 血管軸方向の変位の大きさは, 計算結果の方が計測結果よりも2倍ほど大きくなった. これは, 解析対象としている血管モデルの軸方向長さおよび, 両端における固定条件の違いが原因の一つであると考えられる. 本計算解析モデルの軸方向長さが1000 mm であるのに対し, 頸動脈はせいぜい200 mm 程度である. また, 本計算解析モデルは両端固定であるのに対し, 生体内では完全には固定されていない. このようなモデル化における違いが, 血管軸方向変位の大きさの違いを生じさせたと考えられる. 他には, 血管の周りを覆っている結合組織の存在が挙げられる. 生体内において, 血管は周囲の結合組織によって拘束されており, 大きく動くことができない. また, 血管壁および結合組織の粘弾性特性も運動エネルギーを散逸させることから, 血管壁の動きを抑制させる方向に働く. 今後は, このような血管壁の力学特性ならびに境界条件を考慮に入れて行くことが, さらなる発展につながると考える.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 0 件)

[学会発表] (計 2 件)

- ① 福井智宏, ブロックマッチング法を用いた血管長軸方向速度推定に関する基礎研究, 平成20年度電気関係学会東北支部連合大会, 2008年8月21日, 郡山.
- ② 福井智宏, 計算力学解析による内圧負荷時における血管壁の局所ひずみ分布に関する基礎研究, 日本超音波医学会東北地方大会第34回学術集会, 2007年9月30日, 仙台.

[その他]

優秀論文発表賞 B 受賞

ブロックマッチング法を用いた血管長軸方向速度推定に関する基礎研究, 電気学会, 2009年4月24日.

6. 研究組織

(1) 研究代表者

福井 智宏 (FUKUI TOMOHIRO)

京都工芸繊維大学・工芸科学研究科・助教

研究者番号：00451542

(2) 研究分担者

(3) 連携研究者