

動脈壁厚変化計測における推定誤差の低減法

=動脈壁の硬さの計測法=

東北大学 長谷川英之・金井 浩

1. はじめに

近年、食生活の欧米化、高齢化社会の到来に伴い、心筋梗塞・脳梗塞等の循環器系疾患が増加している。それら疾患の主な原因は動脈硬化症であり⁽¹⁾⁻⁽³⁾、動脈硬化症の早期診断が重要となってきた。動脈硬化による組織変性にともない、動脈壁の弾性特性は変化するものと考えられ⁽⁴⁾⁽⁵⁾、動脈硬化症の診断において、動脈壁の弾性特性を非侵襲的に評価することは有用である⁽⁶⁾。

そこで著者らは、超音波を用いて位相差トラッキング法により拍動に伴う数十 μm という微小な動脈壁厚変化を計測し、動脈壁の局所弾性特性の非侵襲的評価を試みている⁽⁷⁾⁻⁽⁹⁾。位相差トラッキング法では最小二乗法を用いて、動脈壁の内膜側と外膜側の変位を算出し、それらの差をとることにより動脈壁の厚み変化を算出している。本稿では、位相差トラッキング法を改良して動脈壁の厚み変化を最小二乗法により直接算出する手法を提案し、動脈壁の厚み変化の計測精度を向上できることを示す。

2. 位相差トラッキング法による壁厚変化算出

超音波診断装置の超音波プローブから送信された超音波パルスは、微小振動している動脈壁で反射されて超音波プローブに戻るまでに、伝搬距離による位相遅れ $\theta(t)$ が生じる。そこで、この位相遅れを算出し、対象までの距離変化を決定するために、受信した反射波を直交検波する。

深さ d からの反射波の直交検波信号 $z(t;d)=zr(t;d)+jz_i(t;d)$ から、連続して送受信された2つの超音波パルス間の位相差 $\Delta\theta(t)$ を次式に示す複素相互相関

関数により検出する⁽²⁾。

$$e^{j\Delta\theta(t)} = \frac{\sum_{m=-M}^M z(t+T; d+mD) \cdot z^*(t; d+mD)}{\left| \sum_{m=-M}^M z(t+T; d+mD) \cdot z^*(t; d+mD) \right|} \quad \dots(1)$$

ここで、 T と D は超音波パルスの送信繰り返し周期と標本点の深さ方向の間隔である。また、 $*$ は複素共役を示す。(1)式により検出された位相差 $\Delta\theta(t)$ をもとに、動脈壁の微小振動速度 $v(t)$ は、連続する2つのフレームの中間時点での値として、次のように求められる。

$$v(t) = \frac{c_0}{2\omega_0} \frac{\Delta\theta(t)}{T} \quad \dots(2)$$

ここで、 ω_0 は送信超音波の角周波数、 c_0 は音速である。

動脈壁の厚み変化 $\Delta h(t)$ は外膜側の変位 $x_{ad}(t)$ と内膜側の変位 $x_{in}(t)$ の差で表される。

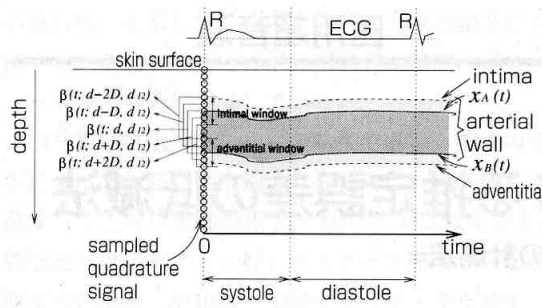
$$\begin{aligned} \Delta h(t) &= x_{in}(t) - x_{ad}(t) \\ &= \int_0^t \{v_{in}(t) - v_{ad}(t)\} dt \end{aligned} \quad \dots(3)$$

3. 位相差トラッキング法の改良

第1図に示すように、動脈壁の内膜側と外膜側に設定した2点の間の位相差を表す複素数 $\beta(t;d)$ は次式で表される。

$$\beta(t;d) = z^*(t;d) \cdot z(t;d+d_{12}) \quad \dots(4)$$

ここで、 d_{12} は、内膜側と外膜側の距離である。 $\beta(t;d)$ のフレーム間の位相差 $\Delta\theta_h(t)$ は、厚み変化に対応する位相偏移を示す。 $\beta(t;d)$ に最小二乗法を適用することにより厚み変化に対応する位相偏移 $\Delta\theta_h(t)$ が得られる。



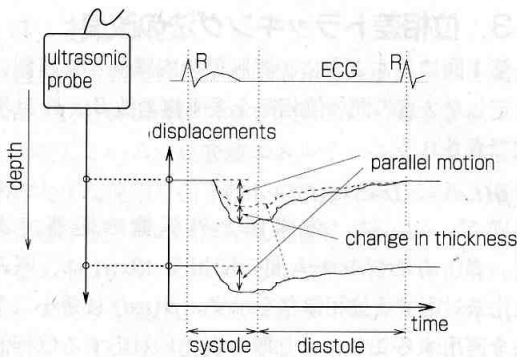
第1図 位相差トラッキング法の改良

$$e^{j\Delta\theta_h(t)} = \frac{\sum_{m=-M}^M \beta(t+T; d+mD) \cdot \beta^*(t; d+mD)}{\sum_{m=-M}^M \beta(t+T; d+mD) \cdot \beta^*(t; d+mD)} \quad \dots(5)$$

(5)式から、(2)式と同様に厚み変化速度 $v_h(t)$ が得られ、 $v_h(t)$ を時間積分することにより、動脈壁の厚み変化 $\Delta h(t)$ が得られる。

$$\Delta h(t) = \int_0^t v_h(t) dt \quad \dots(6)$$

拍動による内圧変化に伴い、動脈壁がその厚みを変える場合には、第2図に示すように動脈壁内の深さ方向の各点の変位の振幅は各々異なっており、各点の変位の差が厚み変化に対応する。したがって、厚み変化を計測する場合には、深さ方向の異なる2点の変位の差を正確に計測することが重要となるが、従来の位相差トラッキング法では、深さごとに異なる変位を(1)式により空間平均してしまうため、深さ方向の変位の差を正確に計測できない。それに対し、改良後では、深さ方向の異なる2点の変位の差(厚

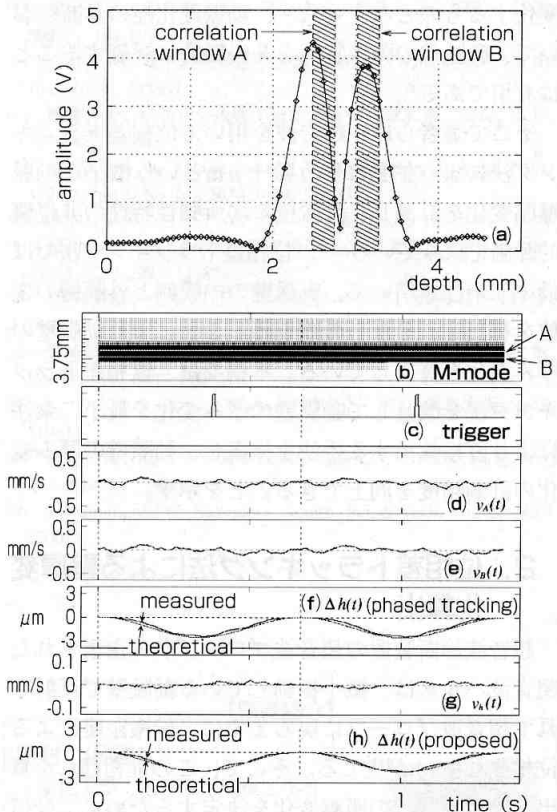


第2図 深さごとの変位の違い

み変化) に対して平均化を行っているため、厚み変化を正確に算出できる。このことを、以下の基礎実験及び *in vivo* 計測により示す。

4. ゴム板を用いた基礎実験

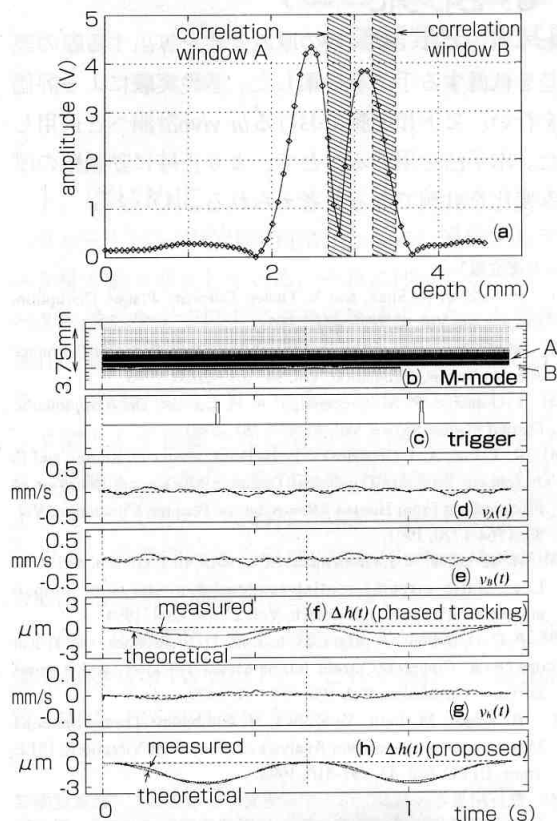
本実験では、水中に設置したゴム板をモータを用いて伸縮させることにより厚み変化を発生させている。ゴム板の厚み変化の理論値はゴム板の長さ変化から算出し、計測値と比較した。第3図(a)は時刻 $t=0$ における直交検波信号の振幅を示す。第3図(c)はモータの原点センサ出力であり、パルス間隔が1回転に要する時間である。第3図(b)のMモード像の時刻0においてゴム板内に2点A、Bを設定し、各々の点の速度を位相差トラッキング法により求め、それらの速度の差をとって時間積分することにより算出し



第3図 基礎実験結果

(a) 直交検波信号の振幅、(b) Mモード像、(c) モータの原点センサ出力、(d) 点Aの速度 $v_A(t)$ 、(e) 点Bの速度 $v_B(t)$ 、(f) 位相差トラッキング法により算出した厚み変化 $\Delta h(t)$ 、(g) 厚み変化速度 $v_h(t)$ 、(h) 改良した位相差トラッキング法により算出した厚み変化 $\Delta h(t)$

た厚み変化を第3図(f)に示す。また、改良した位相差トラッキング法により算出した厚み変化を第3図(h)に示す(第3図(g)は厚み変化速度 $v_h(t)$)。また、ゴム板内に設定する2点A、Bの位置を変えて、第3図と同様の解析を行った結果を第4図に示す。



第4図 基礎実験結果(相関窓の位置を変えた場合)

(a) 直交検波信号の振幅、(b) Mモード像、(c) モータの原点センサ出力、(d) 点Aの速度 $v_A(t)$ 、(e) 点Bの速度 $v_B(t)$ 、(f) 位相差トラッキング法により算出した厚み変化 $\Delta h(t)$ 、(g) 厚み変化速度 $v_h(t)$ 、(h) 改良した位相差トラッキング法により算出した厚み変化 $\Delta h(t)$

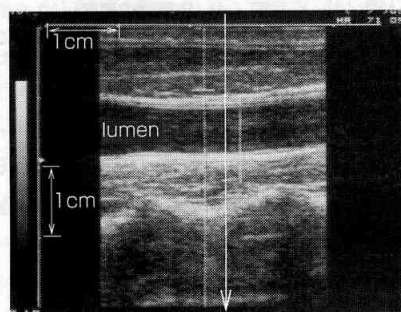
第3図においては、2点A、Bに設定した相関窓((1)式と(5)式の加算範囲)内に、それぞれゴム板前面からの反射波と後面からの反射波のみしか含まれないため、それぞれの窓から算出される変位は前面と後面の変位を示す。したがって、従来の位相差トラッキング法を用いてゴム板前面と後面の変位を算出することで、第3図に示すように正確にゴム板の厚み変化を算出できることが分かる。

しかし、第4図の場合には、ゴム板後面からの反

射波が点Aの相関窓に含まれるため、従来の位相差トラッキング法を用いた場合に点Aの相関窓内で空間平均される変位にはゴム板後面の変位が含まれることになる。それにより、点Aの変位はわずかに点Bの相関窓内で算出される変位に近くなり、それらの差をとって得られる厚み変化は、第4図(e)に示すように真値よりも小さくなる。これに対し、改良した位相差トラッキング法では、ゴム板の前面と後面の厚み変化に関して空間平均を行っているため、厚み変化を正確に算出できる(第4図(h))。

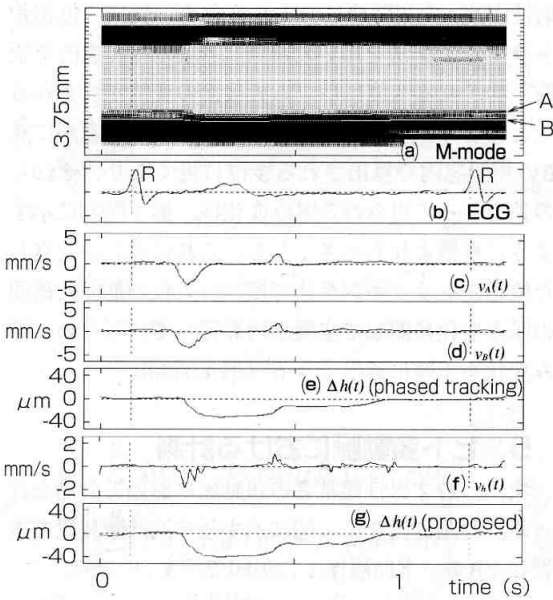
5. ヒト頸動脈における計測

次に、27才男性健常者の頸動脈において計測を行った。計測位置を第5図に示す超音波診断装置で撮影したBモード断層像上に矢印で示す。



第5図 27才男性健常者の頸動脈の断層像

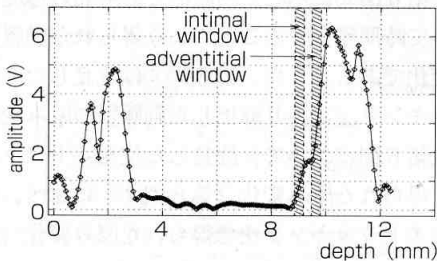
第6図は、第5図の矢印の位置で計測したMモード像である。第6図(a)のMモード像において第6図(b)の心電図のR波のタイミングにおいて動脈壁の内膜面と外膜面を設定する。従来の位相差トラッキング法を用いて、内膜面と外膜面の速度を算出した結果が第6図(c)と第6図(d)である。第6図(e)は、第6図(c)と第6図(d)に示した内膜面と外膜面の速度の差をとって時間積分することにより得られた動脈壁の厚み変化である。また、第6図(g)は改良した位相差トラッキング法により算出した動脈壁の厚み変化である。第6図において、改良した位相差トラッキング法で得られた厚み変化(第6図(g))に比べ、従来の位相差トラッキング法で得られた厚み変化(第6図(e))は振幅が小さい。この理由について以下に考察する。



第6図

(a) Mモード像、(b) 心電図、(c) 内膜面の速度 $v_{in}(t)$ 、(d) 外膜面の速度 $v_{ad}(t)$ 、(e) 位相差トラッキング法により算出した厚み変化 $\Delta h(t)$ 、(f) 厚み変化速度 $v_h(t)$ 、(g) 提案した手法により算出した厚み変化 $\Delta h(t)$

第7図は、第6図(b)の心電図のR波のタイミングにおける検波信号の振幅である。頸動脈後壁からの反射波は、内膜面と外膜面からの反射波のみでなく、壁内にも散乱体が存在するため、複数の反射波が存在するものと考えられる。第7図において、内膜面と外膜面からの反射波が明瞭に分離していないことからこのことが窺える。このような場合には、第4図の場合と同様に、内膜面と外膜面に設定した相関窓に同一のパルスがまたがって存在すると考えられる。したがって、内膜面と外膜面の相関窓から推定される変位はお互いにある類似性を持つことになり、それらの差をとることにより得られる厚み変化



第7図 第6図(b)の心電図のR波のタイミングにおける検波信号の振幅

の振幅は、基礎実験結果と同様に減少する第6図(e)。改良した位相差トラッキング法の場合には、変位は空間平均せずに、パルス長程度離れた2点間の厚み変化に関して空間平均を行うため、厚み変化の振幅の減少は生じないと考えられる(第6図(g))。

6. おわりに

本報告では、動脈壁の厚み変化を算出する際の誤差を低減する手法を提案した。基礎実験による評価を行い、ヒト頸動脈における *in vivo* 計測へと適用した。本手法を用いることで、より正確に動脈壁の厚み変化を計測できると考えられる。

<参考文献>

- (1) E. Falk, P. K. Shah, and V. Fuster: Coronary Plaque Disruption, *Circulation*, Vol. 92, 657-671, 1995.
- (2) M. J. Davies: Stability and Instability: Two Faces of Coronary Atherosclerosis, *Circulation*, Vol. 94, 2013-2020, 1996.
- (3) J. Golledge, R. M. Greenhalgh, A. H. Davies: The Symptomatic Carotid Plaque, *Stroke*, Vol. 31, 774-781, 2000.
- (4) R. T. Lee, A. J. Grodzinsky, E. H. Frank, Roger D. Kamm, and F. J. Schoen: Structure-Dependent Dynamic Mechanical Behavior of Fibrous Caps From Human Atherosclerotic Plaques, *Circulation*, Vol. 83, 1764-1770, 1991.
- (5) H. M. Loree, A. J. Grodzinsky, S. Y. Park, L. J. Gibson, and R. T. Lee: Static circumferential tangential modulus of human atherosclerotic tissue, *J. Biomech*, Vol. 27, 195-204, 1994.
- (6) P. C. G. Simons, A. Algra, M. L. Bots, D. E. Grobbee, and Y. van der Graaf: Common Carotid Intima-Media Thickness and Arterial Stiffness, *Circulation*, Vol. 100, 951-957, 1999.
- (7) H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa, N. Chubachi: Transcutaneous Measurement and Spectrum Analysis of Heart Wall Vibrations, *IEEE Trans. UFFC*, Vol. 43, 791-810, 1996.
- (8) 長谷川英之・金井 浩・中鉢憲賢・小岩喜郎: “動脈壁厚変化の非侵襲的高精度計測による局所弾性特性の評価”、*超音波医学*, Vol. 22, 851-860, 1997.
- (9) 長谷川英之・金井 浩・星宮 望・小岩喜郎: “不均一な壁厚を有する管の局所弾性率の計測法”、*超音波医学*, Vol. 28, J3-J13, 2001.

【筆者紹介】

長谷川英之

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻
〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05
TEL : 022-217-7079 FAX : 022-263-9230
E-mail : hasegawa@us.ecei.tohoku.ac.jp

金井 浩

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻
〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05
TEL : 022-217-7079 FAX : 022-263-9230
E-mail : hkanai@ecei.tohoku.ac.jp