

# 動脈壁位置の心拍変動の影響を低減したひずみ推定法

東北大学 長谷川 英之・金井 浩

## 1. はじめに

近年、食生活の欧米化や高齢化社会の急速な進展に伴い、動脈硬化症に起因する心筋梗塞や脳梗塞などの循環器疾患の増加が問題となっている<sup>(1)~(3)</sup>。これらの重篤な疾病は、動脈硬化性プラークの破綻により発症すると言われており、その易破裂性を診断することが重要である。血管内視鏡カテーテルを動脈内に直接挿入し病変部位を特定する観血的な診断法や、造影剤を使用したX線CT、MRIなどの画像診断法は、いずれも患者に与える肉体的、精神的負担が大きいことから病変の経時の変化を反復的に診断する方法としては不向きである。それに対し、超音波断層法は非侵襲であり、反復診断に適しているが、やはり形状の診断が主である。

動脈硬化症による組織変性に伴い、動脈壁の弾性特性は変化する<sup>(4)(5)</sup>。また、プラークの易破裂性診断において壁の機械的特性は欠かせない要素である。このようなことから、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<sup>(6)</sup>。従来は、心拍による動脈径の変化を超音波により非侵襲計測し、弾性特性を評価する手法が主であった<sup>(7)~(9)</sup>が、そのような場合、動脈を壁厚の均一な円筒管と仮定する必要があるが、動脈硬化性プラークが生じ、壁厚が不均一となった場合には適用できないという問題がある。本研究グループでは、このような問題を解決するため、超音波を用いて心周期内における動脈壁のマイクロオーダーの“厚み変化”を高精度に計測することによって、動脈壁の局所ひずみ・弾性的特性を評価する手法を開発した<sup>(10)~(13)</sup>。

上記手法では、受信超音波の位相偏移および中心周波数に基づき動脈壁内の変位分布を推定し、その

変位分布に基づきひずみ・弾性率を算出している。変位を推定する際、推定に用いた中心周波数と、実際の受信超音波の中心周波数が異なる場合には変位の推定誤差が生じる。本報告では、このような誤差を低減するための手法を提案し、模擬血管を用いた水槽基礎実験による評価を行った。

## 2. 原理

### 2-1 従来の変位推定法

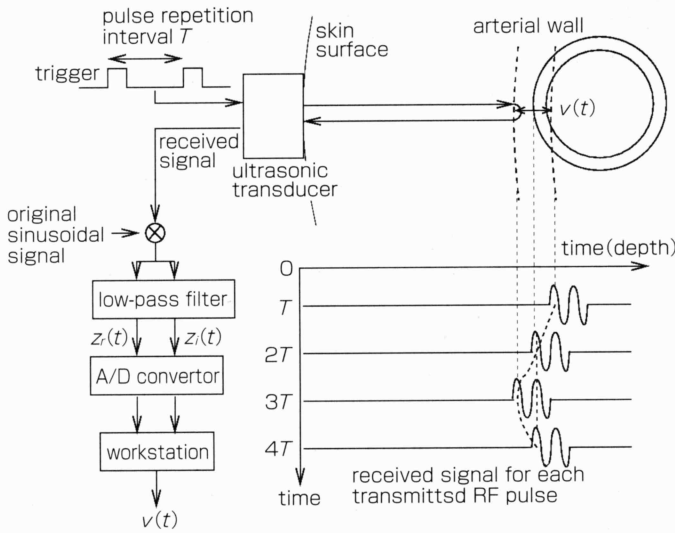
超音波診断装置の超音波プローブから送信された超音波パルスは、微小振動している動脈壁で反射されて超音波プローブに戻るまでに、伝搬距離による位相遅れが生じる。著者らが開発した位相差トラッキング法（従来法）では、深さ $d$ からの反射波の直交検波信号 $z(t; d) = z_r(t; d) + jz_i(t; d)$ から、連続する2つのフレームにおいて送受信された超音波パルス間の位相差 $\Delta\theta(t)$ を複素相関関数により検出する<sup>(10)</sup>。

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

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。式(1)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。

$$v(t) = -\frac{c_0}{4\pi f_0} \frac{\Delta\theta(t)}{T} \dots(2)$$

ここで、 $f_0$ は送信超音波の角周波数、 $c_0$ は音速であ



第1図 位相差トラッキング法の原理説明図

る。式(2)により得られた速度を時間積分することにより変位が得られる。以上のような処理を、各深さごとに適用することにより、超音波ビームに沿った(深さ方向)の変位分布が得られる。

2-2 従来法の問題点と解決法

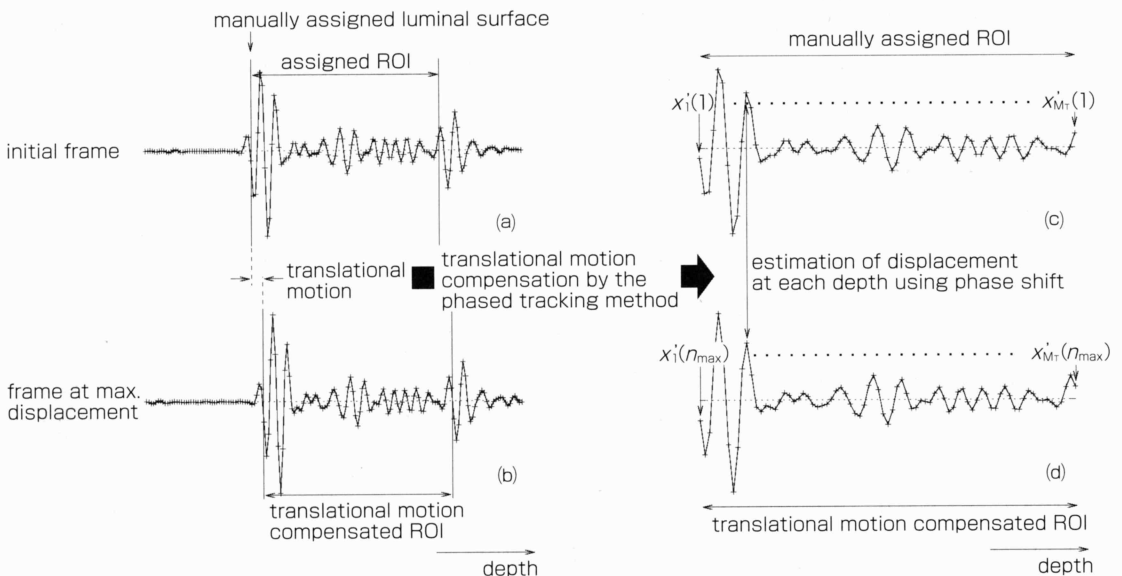
式(2)より、速度の算出には受信超音波の中心周波数が必要であることが分かる。複数の散乱体が存在する場合には、散乱波はお互いに干渉する。計測に

用いる超音波はパルスであるため単一周波数ではなく、有限の帯域を持つ。したがって、干渉によって本来の中心周波数  $f_0$  付近にディップが生じると、見掛け上中心周波数が変化する。このような中心周波数の変化は、散乱体の間隔に依存するため、ランダムに発生すると考えられる。

式(2)から分かるように、受信波の中心周波数が  $f_0$  と異なる場合、生じる誤差は位相偏移  $\Delta\theta(t)$  の大きさ、つまり対象物変位の大きさに比例する。動脈壁の場合、心臓の拍動にともなう動脈壁の厚み変化(ひずみ)は、位置変化(並進運動)の10分の1以下であるため、中心周波数の変化が僅かであっても、位置変化成分の

推定誤差は、本来推定したいひずみに対し無視できない大きさとなる。

このように、動脈壁の位置変化による変位成分とひずみによる変位成分を、位相偏移を用いて同時に推定すると推定誤差が大きくなることから、複素相関関数を用いて位相偏移を算出する前に、動脈壁の位置変化を相殺する。第2図(a)(b)はそれぞれ、本報告で用いた模擬血管の後壁付近から反射してきた超



第2図 壁の位置変化の相殺

- (a) 内圧変化前のRF信号
- (b) 内圧上昇時のRF信号
- (c) (a)の壁部位の信号
- (d) 位置変化を相殺した(b)の壁部位の信号

音波RF信号を、内圧上昇前と内圧上昇による壁変位が最大となったタイミングについて示したものである。まず、内圧上昇前の第2図(a)において、壁の領域(関心領域)を手動で設定する。関心領域内には、複数のサンプル点 $|x_i|$ (内腔側から $i=1, 2, \dots, M_T$ )が存在する。

関心領域内の最も内腔に近い点 $x_1$ の径方向の変位(=translational motion)を、著者らの従来法<sup>10)</sup>で算出する。 $x_1$ の変位をもとに、第2図(c)(d)に示すように位置変化成分を相殺できる。

第2図(c)(d)のように並進運動成分を相殺した後、関心領域内の各点 $x_i$ に関して、拍動前と最大変位時の受信超音波信号間の位相偏移を算出することにより、式(2)に基づき、ひずみに寄与する変位のみが得られる。この場合、推定に用いる中心周波数と本来の中心周波数のずれによる誤差はやはり残ってしまうものの、それは位置変化成分により生じる誤差に比べはるかに小さいひずみ成分比例する誤差である。このように、ひずみに比べはるかに大きい位置変化成分を相殺することで、誤差を大幅に低減できる。

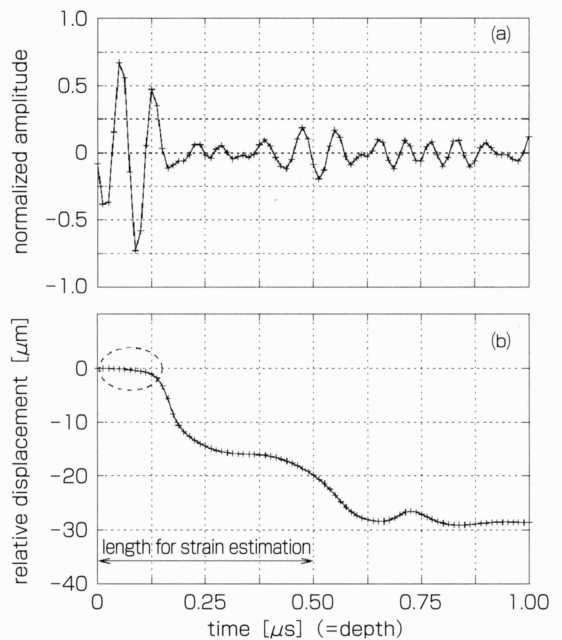
### 2-3 ひずみの推定法

推定された超音波ビームに沿った(径方向)変位分布の空間的な傾きからひずみを算出する。傾きを算出する区間が狭い方が算出されるひずみ分布の空間分解能が高くなるが、使用する超音波パルスは有限のパルス幅を有するため、変位計測における空間分解能には限界がある。例えば、第3図の時刻0(内腔-内膜境界)付近のように振幅の大きい反射波が存在する場合には、そのパルス幅内の変位はほぼ一定となる。ひずみ算出区間がパルス幅よりも小さい場合、第3図(b)の点線内のひずみの推定値はほぼ0となるが、これは実際にひずみが小さいのではなく、変位計測における空間分解能に限界があるために生じる推定誤差である。このような誤差を低減するため、ひずみの推定区間はパルス幅の2倍に設定した。

## 3. シリコンゴム管を用いた基礎実験

### 3-1 実験システム

散乱体(グラファイト粉末)を重量比5%で混入させたシリコンゴムで作製された模擬血管を用いて評価実験を行った。循環系を模擬した水槽実験系において、拍動流ポンプを用いて模擬血管内圧の変

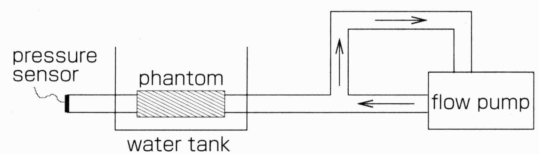


第3図 ひずみの推定区間

(a) RF信号  
(b) 変位の推定結果

化を発生させた(第4図)。

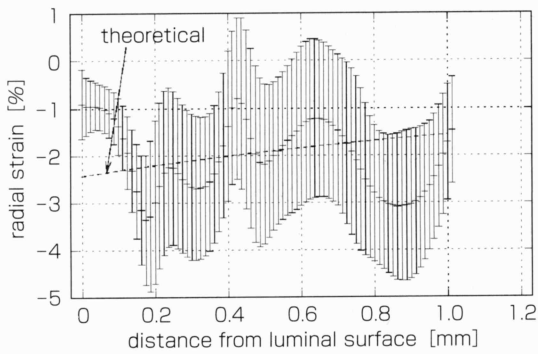
また、測定は超音波診断装置(ALOKA社製SSD-6500)の10MHzリニア型プローブを用いて行い、受信超音波RF信号を40MHz、16bitでA/D変換した。超音波ビームの走査線数は46、フレームレートは286Hzである。



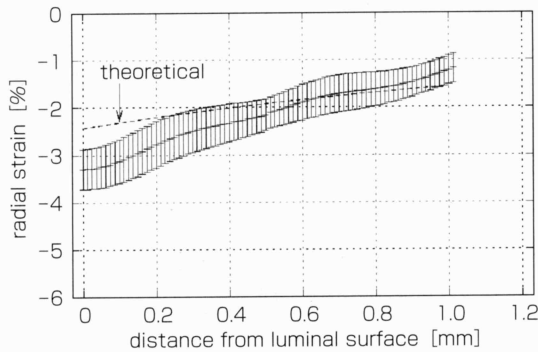
第4図 実験システム

### 3-2 一層の管の計測結果

硬さが均一なシリコンゴム管の計測を行った。管の内・外直径はそれぞれ8mmおよび10mmである。第5図(a)(b)はそれぞれ、計測した超音波RFデータに従来法と提案手法を適用して変位分布を推定し、その空間微分からひずみ分布を算出した結果である。プロットは走査線46本分の平均値を、縦棒は標準偏差を示す。また、別途機械的試験により計測した模擬血管の弾性率749kPaおよび圧力センサにより計測



(a) 従来法



(b) 提案法

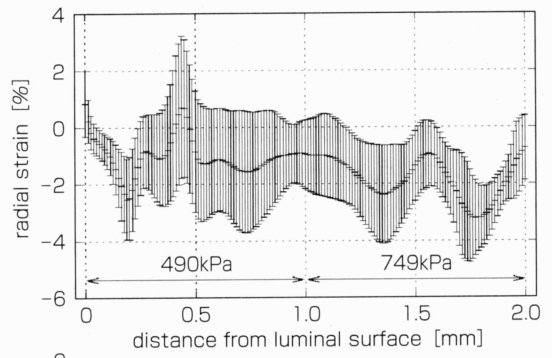
第5図 硬さの均一な一層からなるシリコンゴム管壁のひずみ分布計測結果

した内圧変化をもとに算出したひずみ分布の理論値を第5図(a)(b)中に破線で示す。

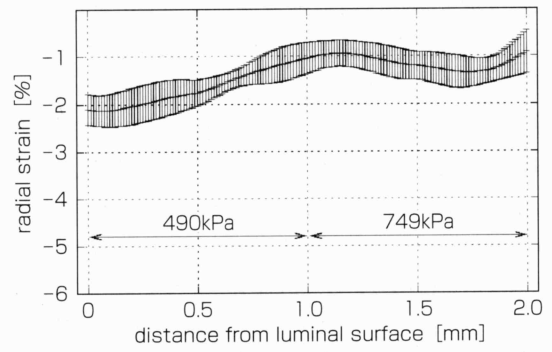
第5図(a)において、従来法により算出したひずみ分布は、平均値は理論値と似たような傾向をとるものの、分散が非常に大きいことが分かる。それに対し、第5図(b)に示す提案手法による推定結果では、平均値が理論値と良く対応するとともに、分散も抑えられていることが分かる。以上の結果より、ひずみに寄与しない、並進運動成分による誤差を抑制することで、ひずみの計測精度を大幅に向上させることができることが示された。

### 3-3 硬さの異なる二層の管の計測結果

次に、硬さの異なる2層からなるシリコンゴム管の計測を行った。内側と外側の層の寸法はそれぞれ、内直径8mm、外直径10mmおよび内直径10mm、外直径12mmである。また、内側および外側の層を構成するシリコンゴムの弾性率はそれぞれ490kPaと749kPaである。第6図(a)は、従来法により推定された壁内のひずみ分布である。内側と外側の層の硬



(a) 従来法



(b) 提案法

第6図 硬さの異なる2層からなるシリコンゴム管壁のひずみ分布計測結果

さは異なるが、推定された各層のひずみ分布に差は見られなかった。また、均一なシリコンゴム管の場合と同様、標準偏差が非常に大きいことが分かる。

第6図(b)は、提案手法により推定された壁内のひずみ分布である。提案手法を用いることにより、従来法に比べひずみの推定結果の分散が大きく低減されている。また、内側の層と外側の層のひずみ分布の間に明確な違いが見られた。

## 4. おわりに

受信超音波の位相変化を用いた変位推定法では、受信超音波の中心周波数を仮定する必要があるため、実際の中心周波数が仮定したものと異なる場合には誤差が生じる。この周波数差は通常僅かであるが、動脈壁の場合、位置変化による変位とひずみによる変位の両方が発生し、位置変化成分が、ひずみ成分に比べ十倍以上程度大きい場合、周波数差により生じる位置変化成分の推定誤差は、ひずみ成分に対し無視できない大きさとなる。本稿では、このような誤差

を低減するために、変位推定時に動脈壁の大きな位置変化を相殺し、位置変化成分による誤差を抑制する手法を提案した。模擬血管を用いた実験を行い、提案手法による精度向上が確認できた。

<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, and A.H.Davies: "The Symptomatic Carotid Plaque", *Stroke*, Vol.31, 774-781, 2000  
 (4) R.T.Lee, A.J.Grodzinsky, E.H.Frank, R.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) A.P.G.Hoeks, C.J.Ruissen, P.Hick, and R.S.Reneman: "Transcutaneous Detection of Relative Changes in Artery Diameter", *Ultrasound Med. Biol.*, Vol.11, 51-59, 1985  
 (8) T.Lanne, H.Stale, H.Bengtsson, D.Gustafsson, D.Bergqvist, B.Sonesson, H.Lecerof, and P.Dahl: "Noninvasive Measurement of Diameter Changes in the Distal Abdominal Aorta in Man", *Ultrasound Med. Biol.*, Vol.18, 451-457, 1992  
 (9) P.J.Brands, A.P.G.Hoeks, M.C.M.Rutten, and R.S.Reneman: "A Noninvasive Method to Estimate Arterial Impedance by Means of Assessment of Local Diameter Change and the Local Center-Line Blood Flow Velocity Using Ultrasound", *Ultrasound Med. Biol.*, Vol.22, 895-905, 1996

(10) H.Kanai, M.Sato, Y.Koiwa, and N.Chubachi: "Transcutaneous Measurement and Spectrum Analysis of Heart Wall Vibrations", *IEEE Trans. UFFC*, Vol.43, 791-810, 1996  
 (11) 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  
 (12) 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  
 (13) H.Kanai, H.Hasegawa, M.Ichiki, F.Tezuka, and Y.Koiwa: "Elasticity Imaging of Atheroma with Transcutaneous Ultrasound", *Circulation*, Vol.107, 3018-3021, 2003

【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 准教授  
 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05  
 TEL: 022-795-7079 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 教授  
 〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉6-6-05  
 TEL: 022-795-7078 FAX: 022-263-9444  
 E-mail: hkanai@ecei.tohoku.ac.jp

日本工業出版(株)ホームページのお知らせ

当社では、ホームページを運営しております。

<http://www.nikko-pb.co.jp/>

月刊技術誌に加え更に広く情報受発進を行い、明日の技術に貢献してまいりたいと存じますので、是非一度アクセスしていただきますようお願い申し上げます。

また、合わせてE-mailによる、当社刊行物へのご意見ご要望もお待ちしております。

E-mail: info@nikko-pb.co.jp (本社)

E-mail: info-n@nikko-pb.co.jp (日本橋事務所)

日本工業出版(株)  
 インターネット係  
 TEL: 03-3944-1181 FAX: 03-3944-6826