

短軸断面における頸動脈壁弾性率断層像の描出

東北大学 中川 望美・長谷川 英之・金井 浩

1. はじめに

動脈硬化症は心筋梗塞や脳梗塞などの循環器疾患の主因の一つであることから、早期診断と生活習慣是正に対する必要性が非常に高まってきている。

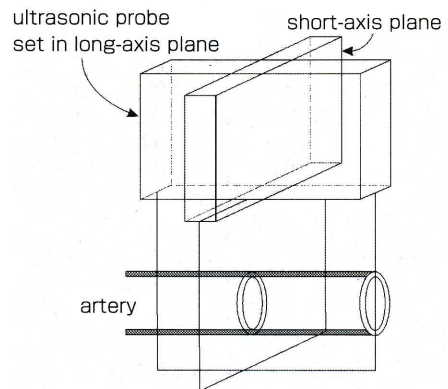
超音波を用いた動脈硬化症の診断は非侵襲的で患者に与える負担が少なく、経時的変化を観る反復診断が可能のため広く臨床の場で用いられている。Bモード画像ではリアルタイムに動脈硬化性プラークの形状や大きさを確認できるが、その組織性状や安定性を定量的に評価することは難しい。動脈硬化はその進展により壁弾性率に変化が生じるため⁽¹⁾、弾性率の計測は動脈硬化症の診断に有用である。そこで本研究グループでは、拍動に伴う数十マイクロンの微小な動脈壁厚変化(ひずみ)を超音波計測し⁽²⁾⁽³⁾、頸動脈の局所弾性特性を算出している⁽⁴⁾⁽⁵⁾。

本計測では、血管壁と超音波ビームの直交性が保たれない場合、血管壁の厚み変化方向とビーム方向が異なることにより計測位置ずれが生じる。超音波ビームと血管壁が直交する範囲を広くするため、従来、本計測ではリニア走査を用いて血管軸と平行にプローブを設置する長軸断面(第1図)で計測が行なわれている。しかし、長軸断面だけでは病変部全体を計測することは困難であるため、長軸断面での計測に加え血管の中心軸と垂直な短軸断面(第1図)での計測が必要となる。

リニア走査で血管短軸断面の計測を行なう場合、血管中心を通る超音波ビームのみが血管壁と直交している。それ以外のビームは、壁の運動方向とビーム方向が異なり、拍動によりビームが計測位置から外れるため壁位置を正確に追跡できない。

本稿では、短軸断面において弾性率断層像を得る

ために、全てのビームが常に血管中心を通り血管拡張方向と一致するように設定した。



第1図 長軸断面と短軸断面

2. 原理

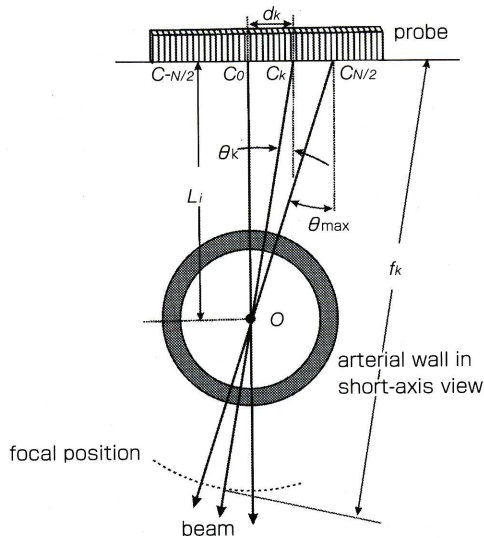
第2図にビーム走査の概略図を示す。本手法では、超音波ビームを N 方向に照射し、それぞれのビームが血管中心 O を通り、常に血管壁に垂直に入射するように走査した。ビーム番号を $k(-N/2, \dots, 0, \dots, N/2)$ 、それぞれのビームの照射中心位置を c_k と表す。 c_0 はプローブの中心である。 c_0 から点 O までの距離を L_i ($L_1 = 8.5, L_2 = 9.5, \dots, L_{13} = 20.5\text{mm}$) とすると、 c_k から c_0 までの距離 d_k 、 k 番目のビームでの鉛直方向からの傾斜角度 θ_k 、各ビームの焦点距離 f_k はそれぞれ次のように設定した。

$$d_k = 0.4 \times k \quad [\text{mm}] \quad \dots(1)$$

$$\theta_k = \arctan \frac{d_k}{L_i} \quad [\text{rad}] \quad \dots(2)$$

$$f_k = \frac{L_i}{\cos \theta_k} + 9 \quad [\text{mm}] \quad \dots(3)$$

(3)式の右辺において、焦点位置を血管後壁後方に定めるため、ビーム照射中心位置 C_k から血管中心 O までの距離に9mmを加えている。これは超音波ビームの焦点位置を壁よりも深い位置に設定することで、ビーム径が大きくなり、血管の位置ずれによる影響を低減できるからである⁽⁶⁾。また、プローブから血管中心 O までの距離 L_i を変えることにより、被験者ごとに血管の深さが異なる場合にも対応できる。

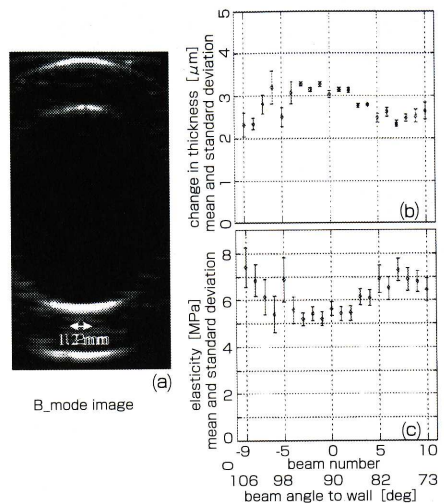


第2図 ビーム走査の概略図

3. 基礎実験

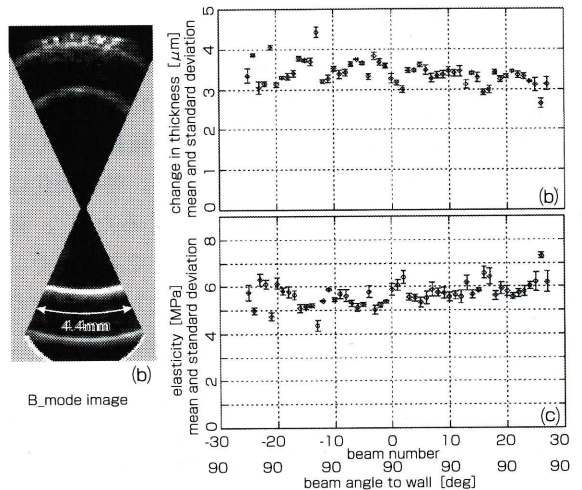
シリコンゴム管（静的弾性率：5.8MPa、音速：992 m/s）を水槽中に設置し、人工心臓により拍動圧を印加した。内圧変化により生じる壁の厚み変化を、短軸断面において、医用超音波診断装置（Aloka社製 SSD-6500）、中心周波数10MHzのリニア型電子スキャンプローブを用いて計測した。通常のリニア走査による計測結果を第3図(1)に、本手法による計測結果を第3図(2)にそれぞれ示す。

第3図(1)-(b)に、通常のリニア走査を行なった時のシリコンゴム管中心軸周囲 $\pm 1.5\text{mm}$ の範囲（ビーム数：20）において計測された5拍分の壁厚変化の最大値の平均値と標準偏差を示す。また、シリコンゴム管内側に設置した、圧力センサにより計測した内圧と、第3図(1)-(b)で示した壁厚変化の最大値から算出した、弾性率の平均値と標準偏差を第3図(1)-(c)に示す。第3図(1)-(b)より、リニア走査において計



(1) 通常のリニア走査による計測結果

- (a) Bモード断層像、(b) 壁厚変化の最大値の平均と標準偏差、
- (c) 弾性率の平均と標準偏差



(2) 本手法による計測結果

- (a) Bモード断層像、(b) 壁厚変化の最大値の平均と標準偏差、
- (c) 弾性率の平均と標準偏差

第3図 基礎実験結果

測された厚み変化の標準偏差が小さく、再現性が高いのは、管中心軸周囲の8ビーム（幅1.2mm）だけである。第3図(1)-(c)より、同8ビームでは弾性率の平均値が別途静的に計測した弾性率5.8MPaに近く、かつ標準偏差が小さい（標準偏差／平均値の範囲は5.1～5.8%）。その他のビーム位置では、超音波ビームと血管壁が直交していないため、拍動によりビームが計測位置から外れ、弾性率の平均値が5.8MPaから大きく異なる。さらに、反射強度の低下によりSN

比が劣化したため、標準偏差が大きく再現性が低いと考えられる。

第3図(2)-(b)には、本ビーム走査により各走査線(ビーム数:53)において計測された5拍分の壁厚変化の最大値の平均値と標準偏差を示す。また、リニア走査の場合と同様に、弾性率の平均値と標準偏差を第3図(2)-(c)に示す。本実験では、 $L_i=11.5\text{mm}$ 、最大ビーム傾斜角度 $\theta_{\max}=24.3^\circ$ とした。第3図(2)-(b)より、厚み変化が全走査線において再現性良く計測されたことが分かる(標準偏差/平均値の範囲は0.28~5.3%)。また、第3図(2)-(c)より、各走査線において弾性率の平均値は別途静的に計測した弾性率5.8MPaに近い値であることが分かる(標準偏差/平均値の範囲は0.70~7.2%)。全走査線の5拍分の弾性率の平均値は5.6MPaだった。以上より、本手法により管壁の弾性率を計測できることが示された。

4. in vivo実験

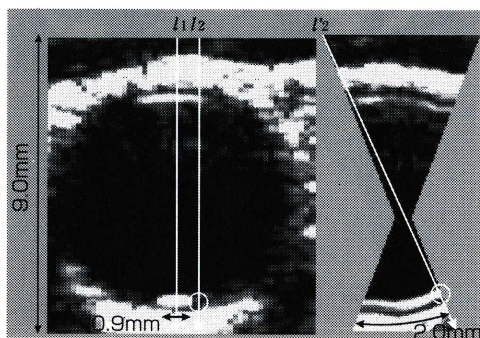
健常者(29才、男性)の頸動脈短軸断面において超音波ビームを走査した各点において厚み変化を計測した。心電図のR波のタイミングで描画した頸動脈のBモード断層像を第4図に示す。第4図(1)は通常のリニア走査によるBモード断層像である。一方、第4図(2)は本ビーム走査法で得られたBモード断層像を示す。本実験では、 $L_i=15.5\text{mm}$ 、 $\theta_{\max}=21.2^\circ$ とした。両者を比較すると、第4図(1)では超音波ビームが血管壁と直交している領域でしか血管内膜は描出されず、丸で囲まれた部分では内膜面はほとんど確認できない。一方、第4図(2)では、全てのビームが壁に垂直に入射するため白丸で囲まれた部分でも

反射強度が低下せず、血管内膜はすべての走査線において明瞭に描出されている。

第4図(1)と第4図(2)に示した計測位置 l_1 、 l_2 、 l'_2 におけるMモード像、後壁の速度波形、厚み変化波形を第5図(1)、第5図(2)、第5図(3)にそれぞれ示す。リニア走査で計測を行なった場合、超音波ビームが血管壁と直交している領域では第5図(1)-(e)に示すように適切な厚み変化が再現性良く計測されているが、第4図(1)において丸で示されているような、超音波ビームと血管壁が直交していないビーム位置 l'_2 では、拍動によりビームが計測位置から外れるため、第5図(2)-(e)のように波形が崩れ、振幅が小さい。また、反射強度の低下によるSN比の劣化により厚み変化が拍間で再現性良く計測されていないことが分かる。本手法では、第5図(3)-(e)に示すように、リニア走査ではビームと壁を直交させることができない l'_2 の位置においても拍動に伴い、血管が広がることにより壁の厚さが減少し、ゆっくりと元の厚さに戻っていく変化が確認され、振幅も l_1 の場合と同様であり再現性も得られている。これらのことから、本手法により超音波ビームと血管壁の直交性が保たれ、厚み変化波形が適切に再現性良く計測されたと考えられる。

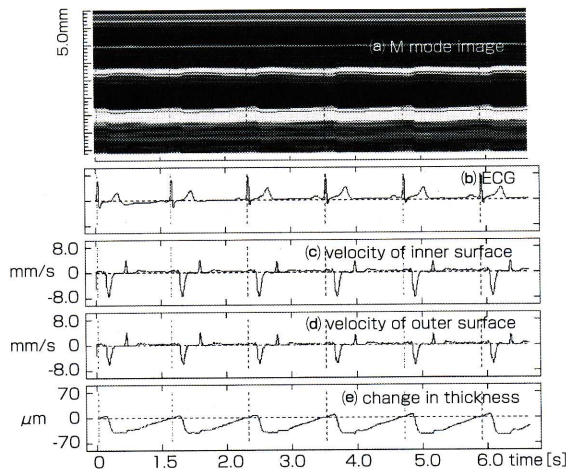
第6図(1)-(a)に、第4図(1)に示したBモード断層像の血管中心軸周囲 $\pm 1.2\text{mm}$ の範囲(ビーム数:16)において計測された6拍分の壁厚変化の最大値の平均値と標準偏差を示す。第6図(2)-(a)には、第4図(2)に示したBモード断層像の全走査線(ビーム数:30)において計測された6拍分の壁厚変化の最大値の平均値と標準偏差を示す。第6図(1)-(b)、第6図(2)-(a)はそれぞれ計測部位のBモード画像である。第6図(1)-(a)より、リニア走査において標準偏差が小さく、計測された血管壁厚変化の再現性が高いのは、血管中心軸周囲の6ビーム(幅0.9mm)だけである(標準偏差/平均値の範囲は2.6~6.4%)。その他のビームでは標準偏差が大きく、再現性が低い。一方、第6図(2)-(a)において、本手法では標準偏差が全体的に小さいことから、厚み変化が全走査線(幅2.0mm)において再現性良く計測されたことが分かる(標準偏差/平均値の範囲は1.5~12.1%)。

頸動脈の同部位を異なる方向から計測した結果を第7図に示す。第7図(a)と第7図(b)に通常のリニア走査で得られたBモード断層像を示す。第7図(c)と第7

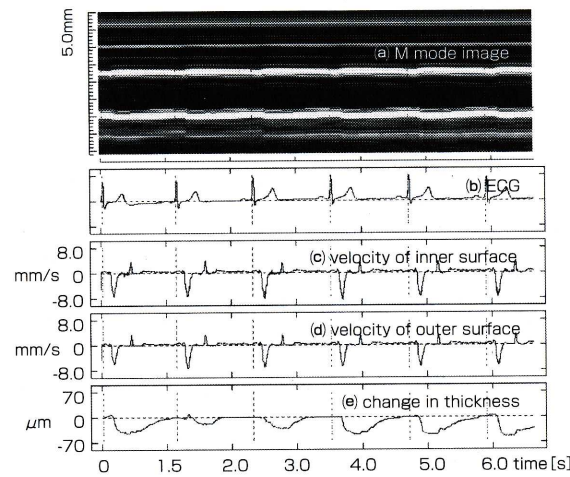


(1) 通常のリニア走査 (2) 本手法で得られたBモード像

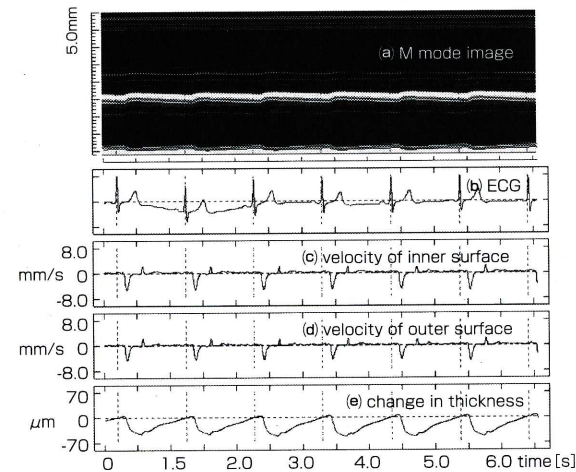
第4図 ヒト頸動脈短軸断面の計測結果



(1) 通常のリニア走査による計測結果(ビーム位置 l_1)



(2) (ビーム位置 l_2)

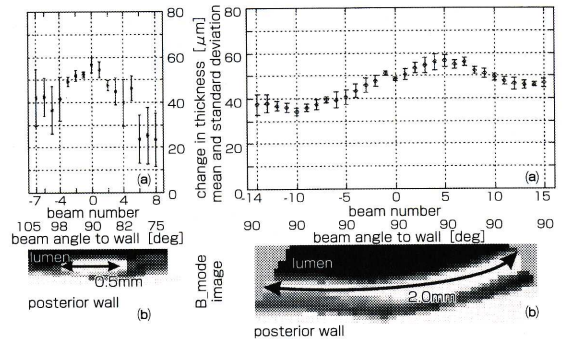


(3) 本手法による計測結果(ビーム位置 l_2)

第5図 血管壁厚み変化の算出結果

図(d)は、それぞれ第7図(a)と第7図(b)に示した白破線間の領域を本手法で計測した弾性率断層像である。

第7図(a)に示した白破線間の領域を計測し、次にプローブを頸部に沿って約20°移動させ、第7図(b)に示した白破線間の領域を計測した。第7図(c)と第7図(d)における白破線間の領域は同じ部位であるが、弾性率像がほぼ一致していることが分かる。第7図(c)と第7図(d)で示された弾性率の平均値と標準偏差は、それぞれ $0.18 \pm 0.14\text{MPa}$ と $0.2 \pm 0.15\text{MPa}$ である。

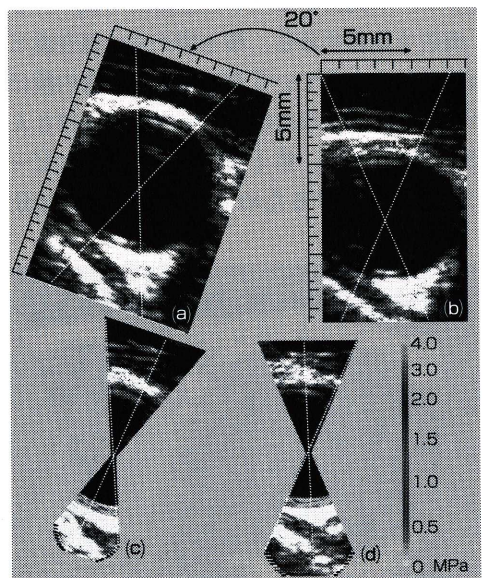


(1) 通常のリニア走査での結果

(2) 本手法で得られた結果

第6図

(a) 壁厚変化の最大値の平均値と標準偏差、(b) Bモード像



第7図

(a) : (b)リニア走査によるヒト頸動脈短軸断面のBモード断層像

(c) : (a)における白破線間領域で計測された弾性率断層像

(d) : (b)における白破線間領域で計測された弾性率断層像

5. おわりに

本稿では、血管短軸断面において弾性率像を得るために、超音波ビームが血管壁と直交するようにビーム走査を行なった。シリコンゴム管を用いた基礎実験では、本手法により全走査線において壁厚変化が再現性良く計測でき、得られた弾性率は静的実験により算出された弾性率と良く一致した。*in vivo* 実験では、通常のリニア走査の場合、動脈の内膜面が確認できない領域では、厚み変化が適切に計測できないが、本手法による計測では全走査線において内膜面が明瞭に確認でき、適切な厚み変化波形が再現性良く計測できることが確認された。

<参考文献>

- (1) L.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, pp.1764-1777, 1991.
- (2) H.Kanai, M.Sato, Y.Koiwa and N.Chubashi : Transcutaneous Measurement and Spectrum Analysis of Heart Wall Vibrations, *IEEE Trans. Ultrason., Ferroelect., and Freq. Contr.*, Vol.43, pp. 791-810, 1996.
- (3) H.Hasegawa, H.Kanai and Y.Koiwa : Modified Phased Tracking Method for Measurement of Change in Thickness of Arterial Wall, *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol.41, pp.3563-3571, 2002.
- (4) 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, pp.J3-J13, 2001.
- (5) H.Kanai, H.Hasegawa, M.Ichiki, F.Tetuka and Y.Koiwa : Elasticity Imaging of Atheroma with Transcutaneous Ultrasound—Preliminary Study—, *Circulation*, Vol.107, pp.3018-3021, 2003.
- (6) M.Watanabe and H.Kanai : Optimization of Focal Position of Ultrasonic Beam in Measurement of Small Change in Arterial Wall Thickness, *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol.40, pp.3918-3921, 2001.

【筆者紹介】

中川 望美

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻
修士2年 (現在、東海旅客鉄道株)

長谷川 英之

東北大学 大学院 工学研究科 電子工学専攻 助手
〒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 教授
〒980-8579 仙台市青葉区荒巻字青葉05
TEL : 022-217-7078 FAX : 022-263-9444
E-mail : hkanai@ecei.tohoku.ac.jp

書 評

「海洋音響の基礎と応用」

海洋は生命発生の場であり、莫大な鉱物資源・生命資源を擁する場でもある。この海を知り、守り、利用するには、海洋音響技術が必要不可欠である。しかし、海洋音響全体を扱った専門書籍は、海外に数冊あるだけでわが国には海洋音響学会が1984年に発刊した「海洋音響—基礎と応用」だけであった。この間の海洋音響技術関連の進歩は著しく、このたび海洋音響学会の創立30周年事業の一環として「海洋音響—基礎と応用」の内容を刷新し全面的に書き換えた「海洋音響の基礎と応用」を発刊した。

本書は、「I 序論」、「II 基礎編」、「III 応用編」の三編で構成され、序論では海洋音響技術の必要性和発展の経緯が述べられ、基礎編では音波の基礎理論から海洋音響で必要となる基本事項を述べてある。また応用編では現時点での海洋音響の応用技術がほぼ全て網羅されている。

海洋音響の 基礎と応用

海洋音響学会 編

成山堂書店

著者：海洋音響学会編
発行：(株)成山堂書店
定価：5,200円(税別)