

修士学位論文要約 (平成16年 3月)

短軸断面における頸動脈壁弾性率断層像の画像化に関する研究

中川望美, 長谷川英之, 金井 浩

Study on Cross-Sectional Elasticity Imaging of Carotid Arterial Wall in Short-Axis Plane

Nozomi NAKAGAWA, Hideyuki HASEGAWA and Hiroshi KANAI

We have developed the *phased tracking method*^{1,2)} for measuring minute change in thickness during one heartbeat and the elasticity of the arterial wall with transcutaneous ultrasound. When this method is applied to a plane perpendicular to the axis of the artery (short-axis plane) using a linear-type probe, only an ultrasonic beam which passes through the center of the artery coincides with the direction of the change in thickness. At other beam positions, the wall motion cannot be accurately tracked because the direction of wall expansion slips off the beam. To obtain the cross-sectional image of elasticity in the short-axis plane using transcutaneous ultrasound, in this paper, the directions of ultrasonic beams are designed so that each beam always passes through the center of the artery; thus, they always coincide with the direction of the wall expansion. In basic experiments, the accuracy in elasticity measurement was evaluated using a silicone rubber tube. In *in vitro* experiments, the collagen-rich region and the smooth-muscle-rich region had similar elastic moduli with those reported in the literature³⁾. In *in vivo* experiments, the minute change in wall thickness was measured along each ultrasonic beam, and the cross-sectional image of elasticity was obtained in the short-axis plane with transcutaneous ultrasound for the first time.

1. はじめに

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を超音波を用いて非侵襲的に計測し、壁の弾性特性を評価する手法を開発している^{1,2)}。短軸断面での計測にリニア走査を適用した場合、血管中心を通る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、壁の拍動による運動や厚み変化の方向とビーム方向が異なり、拍動によりビームが設定した計測位置から外れるため壁位置を正確にトラッキングができない。

本報告では、短軸断面において弾性率断層像を得るために、全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、シリコンゴム管を用いて基礎実験による精度評価を行なう。また、摘出された腸骨動脈を用いて実験を行ない、描出された弾性率断層像と計測部位の病理組織標本との比較を行なう。さらにヒト頸動脈において、微小な壁厚変化を計測することにより、血管短軸断面における弾性率断層像を描出する。

2. ビーム偏向の原理

図1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 を通るように設計し、常に超音波ビームが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 ($k = -N/2, \dots, 0, N/2$) とし、それぞれのビーム照射中心位置を c_k と表す。 c_0 はプローブ

の中心である。プローブから点 O までの距離を L_i ($L_1 = 8.5, L_2 = 9.5, \dots, L_{13} = 20.5$ mm) とおくと、ビーム照射中心位置 c_k からプローブ中心 c_0 までの距離 d_k 、ビーム番号 k での垂直方向からのビーム傾斜角度 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。

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

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

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

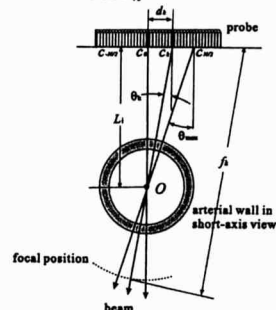


図1: ビーム走査の概略図。

3. 水槽基礎実験による評価

人工心臓の拍動圧により生じるシリコンゴム管の壁厚変化を、短軸断面において計測した。図2にシリコンゴム管中心軸周囲 ± 2.2 mm の範囲において計測された5拍分の弾性率の平均値と標準偏差 (a)、計測部位のBモード断層像 (b) を示す。図

2(1)は通常のリニア走査(ビーム数: 20)により得られた結果, 図2(2)は本ビーム走査法(ビーム数: 53, $\theta_{max} = 24.3^\circ$)により得られた結果である。

図2(1-a)より, 弾性率の平均値が別途静的に計測した弾性率 5.8 MPa に近く, かつ標準偏差が小さいのは管中心軸周囲の 8 ビーム(幅 1.2 mm)のみである(標準偏差/平均値の範囲は 5.1 - 5.8 %).

一方, 図2(2-a)では, 各走査線において弾性率の平均値が 5.8 MPa に近い値であることがわかる(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 5.6 MPa であった。以上より, 算出された弾性率は, 静的実験により算出されたシリコーンゴム管の弾性率にほぼ一致しており, 本手法により短軸断面において管壁の弾性率を算出できることが示された。

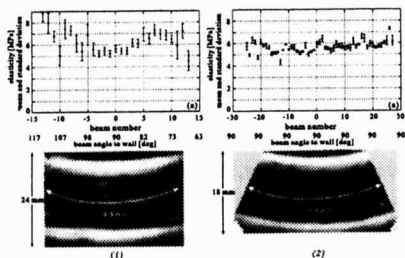


図 2: 弾性率の平均値と標準偏差。

4. ヒト摘出血管に関する短軸断面での *in vitro* 実験

本計測法により, ヒトから摘出した腸骨動脈を用いて *in vitro* 実験を行った。図3(a)に, 本ビーム走査法により描出された摘出血管の弾性率断層像を示す。図3(b), 3(c)は弾性率断層像を描出した部位の病理標本である。病理標本では膠原線維を青緑色, 平滑筋を赤色に染色されている。

図3(c-4)の領域は図3(a)より, 描出された弾性率断層像で弾性率が小さい部位であることが確認でき, その値は 0.47 ± 0.10 MPa である。また, 図3(c-4)に示す領域は, 病理標本より平滑筋が多いことが確認できる。平滑筋の弾性率の文献値³⁾は 0.51 MPa ± 0.22 MPa であり, 計測された弾性率の値は文献値と良く一致している。図3(b-1)の領域では, 弾性率の値は 2.7 ± 1.7 MPa である。また, その領域は, 病理標本より膠原線維が多いことが確認できる。線維組織の弾性率の文献値は 0.91 ± 0.23 MPa であり, 平滑筋に比べ高い。本手法でも, 平滑筋の多い図3(c-4)の領域で計測された値より線維組織の弾性率が高い値をとる。また, 図3(b-3), 図3(c-5)の領域についても図(b-1)と同様の傾向がみられた。よって計測された弾性率は文献値と同様の傾向であったと言える。

これらの結果から, 本ビーム走査法により描出された弾性率断層像は, 病理組織を反映していることが示された。

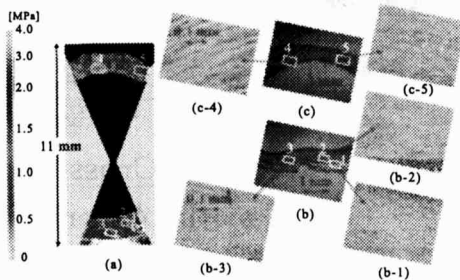


図 3: 摘出血管計測結果。

5. ヒト頸動脈における *in vivo* 計測

首に沿ってプローブを動かし, 頸動脈の同部位を異なる方向から計測した結果を図4に示す。図4(a), 4(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。図4(c)と図4(d)は, それぞれ図4(a), 4(b)に示した黄破線, 赤破線間の領域を本手法で計測した弾性率断層像である。

図4(c)と図4(d)で示された緑破線間の領域の弾性率像が, ほぼ一致していることが分かる。図4(c)と図4(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 ± 0.14 MPa と 0.2 ± 0.15 MPa である。

本ビーム走査法によりヒト頸動脈短軸断面の弾性率を広範囲にわたり計測できることを示した。

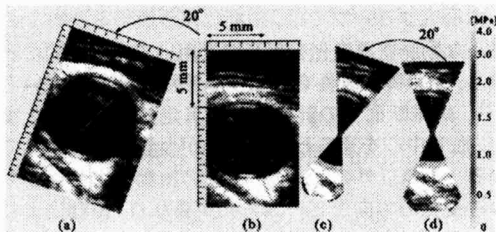


図 4: ヒト頸動脈弾性率断層像。

6. 結論

本論文では, 血管短軸断面において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。シリコーンゴム管を用いた基礎実験では, 全走査線において壁厚変化が再現性良く計測でき, 得られた弾性率は別途静的実験により算出された弾性率とよく一致した。*in vitro* 実験では, 描出された弾性率断層像と計測部位の病理組織標本との比較を行った結果, 弾性率断層像は病理を良く反映していることが示された。*in vivo* 実験では, 基礎実験と同様に, 血管短軸断面においてヒト頸動脈壁厚変化を計測し, 広範囲の弾性率断層像が得られた。

文献

1) H. Kanai, et. al.: *IEEE Trans. UFFC*, **43**, pp. 791-810, 1996. 2) H. Hasegawa, et. al.: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **41**, pp. 3563-3571, 2002. 3) R. T. Lee, et. al.: *Circulation*, **83**, pp. 1764-1777, 1991.