

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。

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

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

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

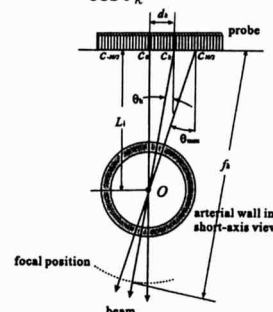


図1: ビーム走査の概略図。

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

