

血管壁の長軸方向変位を利用した 頸動脈壁内膜表面粗さの高精度超音波計測に関する研究

北村 浩典

指導教員：金井 浩， 研究指導教員：長谷川英之

Study on Accurate Ultrasonic Measurement of Luminal Surface Roughness of Carotid Arterial Wall Using Arterial Longitudinal Motion

Kosuke KITAMURA

Supervisor: Hiroshi KANAI, Research Advisor: Hideyuki HASEGAWA

It would be useful to measure minute surface roughness of the carotid arterial wall for early stage of atherosclerosis. In conventional ultrasonography, the axial resolution of a B-mode image depends on the ultrasonic wavelength of 150 μm at 10 MHz because a B-mode image is constructed using the amplitude of the RF echo. Therefore, the surface roughness caused by atherosclerosis in an early stage cannot be measured by conventional B-mode ultrasonic images because the roughness is 10-20 μm corresponding to sizes of endothelial cells. We have realized to transcutaneously estimate such minute surface profile accurately using lateral motion of the carotid arterial wall which is estimated by block matching based on correlation between received ultrasonic RF echoes. However, the width of the region, where the surface profile is estimated, depends on the magnitude of the lateral displacement of the carotid arterial wall (*i.e.*, if the lateral displacement of arterial wall is 1 mm, the surface profile is estimated in a region of 1 mm in width). In this study, the width was increased by combining surface profiles estimated at several ultrasonic beams. In the present study, we first measured a fine wire, whose diameter was 13 μm , using ultrasonic equipment to obtain ultrasonic beam profile for determination of the optimal kernel size for block matching. Second, we estimated lateral displacement and surface profile of a phantom which had saw teeth profile on its surface and compared it with the surface roughness measured by a laser profilometer. This result proved to measure such surface profile (10 μm) using the proposed method. Finally, we estimated lateral displacement and surface roughnesses of carotid arterial walls of three healthy subjects (24, 23, and 23-year-old males) using the proposed method. These results of *in vivo* measurements showed that the proposed method is applicable.

1. はじめに

動脈硬化症の極早期段階において、頸動脈壁内膜表面粗さの計測を行うことは有用である。従来の超音波診断装置では、Bモード断層像は超音波 RF エコーの振幅を用いて構成されるため、中心周波数 10 MHz の場合、Bモード断層像の超音波ビーム方向の空間分解能は超音波の波長(150 μm)程度である。動脈硬化症の極早期段階で生じる表面粗さは 10-20 μm であるため^{1,2)}、従来の B モード断層像による超音波診断法を用いて計測することはできない。そこで、超音波 RF エコー間の相関関数に基づくブロックマッチング³⁾により推定した頸動脈壁の長軸方向変位を利用して、そのような微小な表面形状の高精度超音波計測を実現する⁴⁾。しかし、表面形状の計測範囲は頸動脈壁の長軸方向変位量に依存する(血管壁の長軸方向変位量が 1 mm の場合、表面形状の計測範囲は 1 mm となる)。そこで本研究では、

複数の超音波ビームにおいて推定された表面形状を結合させることにより、表面形状の計測範囲を拡張した。

2. 頸動脈壁内膜表面粗さ高精度計測の原理

位相差トラッキング法⁵⁾により、ある超音波ビーム位置 x_m, n フレームにおける超音波ビーム方向変位 $d(m, n)$

$$\hat{d}(m, n) = \frac{c}{2\omega_0} \sum_{n=0}^{n-1} \Delta \hat{\theta}(m, n) \quad (1)$$

n)は次式のように表される。

ここで、 c は生体中の音速 (1540 m/s)、および $\omega_0 (= 2\pi f_0)$ は超音波の中心角周波数 (中心周波数 $f_0 = 10$ MHz)である。

推定された変位 $\hat{d}(m, n)$ は血管壁の拍動により生じる変位 $d_g(n)$ と表面形状 (粗さ) により生じる変位 $d_s(m, n)$ を含んでおり、次式のように表される。

$$\hat{d}(m, n) = d_g(n) + d_s(m, n) \quad (2)$$

脈波の波長は1 m程度（脈波伝搬速度は数m/s, 主な周波数成分は数Hz）であるため, 計測範囲（血管長軸の数mmの範囲）よりも十分に長い. そのため, ラテラル方向位置 $\{x_m\}$ において拍動により生じる超音波ビーム方向変位 $\{d_g(m+i, n)\}$ ($i=0, 1, 2, \dots, M-1$)は, 超音波ビーム位置によらず一定と仮定することができる. 拍動により生じる超音波ビーム方向変位 $\{d_g(n)\}$ は, 位相差トラッキング法を用いて複数のビームにおいて推定された超音波ビーム方向変位 $\{\hat{d}(m, n)\}$ を平均することにより, 次式のように得られる.

$$\hat{d}_g(n) = \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} \hat{d}(m, n) \quad (3)$$

ここで, M は超音波ビームの本数, $d(m, n)$ は m 番目の超音波ビームの位置における超音波ビーム方向変位, $\hat{d}_g(n)$ は第0フレームから第 n フレームの間において拍動により生じる超音波ビーム方向変位である. これより, m 番目の超音波ビームにおいて推定される表面形状 $z_m(x; z_{m0})$ は次式のように表すことができる.

$$\begin{aligned} \hat{z}_m(x; z_{m0}) &= \hat{z}_m(x_m + \hat{l}(m, n); z_{m0}) \\ &= z_{m0} + \hat{d}(m, n) - \hat{d}_g(n) \end{aligned} \quad (4)$$

ここで, z_{m0} は初期高さ(m 番目の超音波ビームでの第0フレームにおける表面高さ)であり, $\hat{l}(m, n)$ は推定された血管壁のラテラル方向変位である.

また, 複数の超音波ビームにより計測された表面形状の計測範囲の重なりを利用し, 計測範囲を血管壁のラテラル方向変位量(約1mm)からBモード断層画像の幅(約8mm)へと拡張する.

3. シリコン板を用いた基礎実験

表面にノコギリ刃形状を持つシリコン板をラテラル方向へ変位させ, 図1のように表面形状を3回計測した. その際, 皮膚と血管壁の間の音速不均一媒質を模擬するために, 豚肉片を超音波プローブと対象物の間に挟んだ. レーザ変位計により計測した表面形状と比較することにより, 提案手法を用いて10 μ m程度の表面形状を計測できることを示した.

4. ヒト頸動脈壁内膜表面の *in vivo* 計測

3被験者(24, 23, 23歳健康常男性)の頸動脈壁の長軸方向変位および表面形状を *in vivo* において計測し, 図2のように微小な表面形状を再現性良く計測することができた.

5. まとめ

本研究を通じて提案手法により頸動脈内膜表面粗さの高精度超音波計測が行えることを示した. 今後, 動脈硬化症の極早期段階における頸動脈内膜表面粗さの超音波診断という形で, 本研究の提案手法が応用されることが期待される.

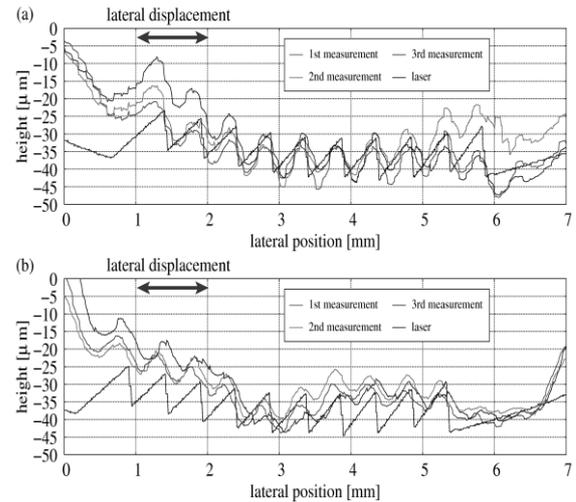


図1 3回の計測において推定されたシリコン板の表面形状とレーザにより計測された表面形状. 矢印は対象物のラテラル方向変位量を示している. (a) 超音波プローブとシリコン板の間が水のみの場合. (b) 超音波プローブとシリコン板の間に肉片を挟んだ場合.

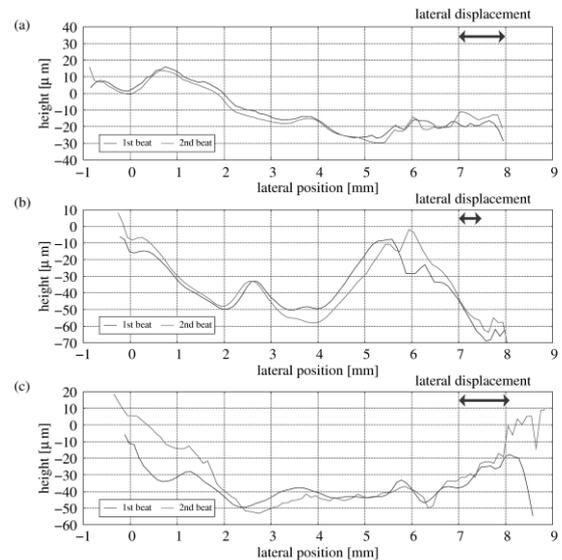


図2 各被験者について計測した頸動脈壁の表面形状. 矢印は血管壁のラテラル方向変位量を示している. (a) 被験者A. (b) 被験者B. (c) 被験者C.

文献

- 1) E. Sho, M. Sho, T. M. Singh, H. Nanjo, M. Komatsu, C. Xu, H. Masuda, and C. K. Zarins, *Exp. Mol. Pathol.*, **73** (2002) 142.
- 2) Y. Uehara, I. Saito, T. Kushiro, and F. Nakamura, *Vascular Disorders at a Glance*, MEDSi, Tokyo, (1995) 16.
- 3) S. Golemati, A. Sassano, M. J. Lever, A. A. Bharath, A. Dhanjil and A. N. Nicolaidis, *Ultrasound Med. Biol.*, **29**(3) (2003) 387.
- 4) M. Cinthio, H. Hasegawa, and H. Kanai, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **58**(4) (2011) 853.
- 5) H. Kanai, M. Sato, Y. Koiwa and N. Chubachi, *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control*, **43**(5) (1996) 791.