

修士学位論文要約 (平成18年 3月)

## 超音波を用いた生体器官表面粗さの高精度計測に関する研究

有原千尋, 長谷川英之, 金井 浩

## A Study on Accurate Ultrasonic Measurement of Surface Profile of Biological Organ

Chihiro ARIHARA, Hideyuki HASEGAWA and Hiroshi KANAI

In an early stage of atherosclerosis, the luminal surface of the arterial wall becomes rough due to the injury of endothelium [R. Ross: N. Engl. J. Med., 340 (2004) 115]. Conventional ultrasonic diagnostic equipments cannot detect such a roughness in order of micrometer because of their low spatial resolution. In this study, for accurate detection of the surface roughness, the surface profile can be assessed by estimating the phase shift of echoes obtained during the scanning of the ultrasonic beam. Furthermore, the lateral resolution, which is deteriorated by a finite diameter of the ultrasound beam, was improved by an inverse filter. Using the proposed method, the surface profiles of a phantom, which had surface roughness in micrometer order, and of a porcine aorta were detected, and the estimated surface profiles became more precise by applying the inverse filter.

## 1. はじめに

動脈硬化早期段階では、動脈内腔表面を覆う内皮に障害が生じている<sup>1)</sup>が、その様子は従来の超音波診断装置のBモード断層像の分解能では確認できない。本研究では、受信波の位相を用いることにより、超音波の半波長以下のオーダーでのビーム方向の凹凸計測を実現し、対象物表面粗さをミクロンオーダーの精度で計測する。また、超音波計測において、ビーム径により方位分解能が劣化した表面形状を尖鋭化するために、逆フィルタを用い、真の表面形状を推定する。

## 2. 計測原理

超音波ビームと垂直な方向に隣り合う2つの計測点  $x$  と  $x + \Delta x$  での検波信号の位相差を  $\Delta\phi(x)$  とすると、表面形状  $g(x)$  は以下の式で算出される (音速を  $c_0$  とする)<sup>2)</sup>。

$$g(x) = \int_0^x \frac{c_0 \Delta\phi(x')}{4\pi f_0} dx' \quad (1)$$

本研究では、超音波プローブを速度  $v_{stg}$  で  $x$  方向に移動しながら計測することで、計測間隔  $\Delta x$  を  $5 \mu\text{m}$  とし、エイリアシングが起らないようにした。

超音波計測では、超音波ビーム径が有限の大きさを持つため、計測された表面形状の方位分解能は劣化している。実験で得られた表面形状  $g(x)$ 、対象物の表面形状の真値  $f(x)$ 、点拡がり関数  $h(x)$ 、雑音  $n(x)$  をそれぞれ空間的フーリエ変換したものを  $G(u)$ 、 $F(u)$ 、 $H(u)$ 、 $N(u)$  とすると、畳み込みの定理から以下の式が成り立つ。

$$G(u) = H(u) \cdot F(u) + N(u) \quad (2)$$

ここで、 $u$  は空間周波数である。使用する逆フィルタ  $M(u)$  は、 $f(x)$  と  $\hat{f}(x)$  の二乗平均誤差を最小にする復元フィルタで、以下のように求められる<sup>3)</sup>。

$$M(u) = \frac{1}{H(u)} \frac{|H(u)|^2}{|H(u)|^2 + P_n(u)/P_f(u)} \quad (3)$$

ここで、 $P_n(u)$  と  $P_f(u)$  は雑音と真の表面形状の平均パワースペクトルである。表面形状の推定値  $\hat{f}(x)$  は  $\hat{F}(u) = G(u) \cdot M(u)$  のフーリエ逆変換により得られる。

## 3. 基礎実験

まず、超音波ビームの音圧分布  $h'(x)$  を計測した。無雑音の時、点拡がり関数はガウス分布になると仮定できるので、実験により得られた  $h'(x)$  との相関が最大となるガウス分布  $p(x)$  を点拡がり関数  $h(x)$  とする。また、受信超音波の位相情報も含んだ音圧分布を点拡がり関数  $h_{ph}(x)$  とする。この2つの点拡がり関数を用い、比較検討を行った。同条件の下、計測対象物の表面形状  $g(x)$  を同計測部位で複数回 (10回) 取得し、加算平均を行って得られた  $\bar{g}(x)$  のパワースペクトルを真値表面形状のパワー  $P_f(u)$  として使用した。また、ノイズは、平面板を複数回 (10回) 取得し、その平均との差をとることで定義される。  $|H(u)|$  と  $|H_{ph}(u)|$  それぞれについて  $M(u)$  を算出した結果を図1(a)と1(b)にそれぞれ示す。

超音波診断装置 (Aloka SSD-6500, 中心周波数  $f_0=10 \text{ MHz}$ ) のリニア型プローブは、超音波ビームを  $L=100 \mu\text{m}$  の間隔で走査する。超音波プローブを速度  $v_{stg}=50 \mu\text{m/s}$  で2秒間機械的に、ビーム間隔に等しい  $L=100 \mu\text{m}$  だけ  $x$  方向に移動させながら、FR=10 フレーム/秒で超音波 RF 信号を計測する。

基礎実験に用いる計測対象物は、図2(a)の表面形状を有するシリコン板を使用した。図2(c)は2(b)の超音波Bモード断層像中の白いROI部分の $g(x)$ と $\hat{f}(x)$ を示し( $H(u)$ を使用)、図2(d)は、それらのパワースペクトルである。図2(e)は $H_{ph}(u)$ を用いた場合の $g(x)$ と $\hat{f}(x)$ を示し、図2(f)は、それらのパワースペクトルである。図2(c)、図2(e)では、図2(b)で検出することができなかった表面形状を容易に認識することができるようになり、深さ方向に高分解能な計測ができたといえる。また、逆フィルタにより、点拡がり関数の影響で抑圧された空間周波数 $2\text{ mm}^{-1}$ 以下のパワースペクトルが大きくなり、立ち上り・立ち下がりが尖鋭化された。

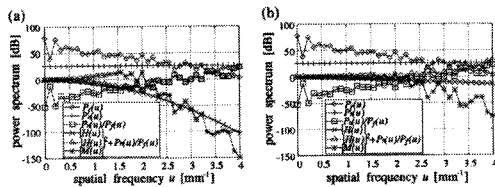


図1: (a)  $H(u)$ を用いた場合のフィルタ特性. (b)  $H_{ph}(u)$ を用いた場合のフィルタ特性.

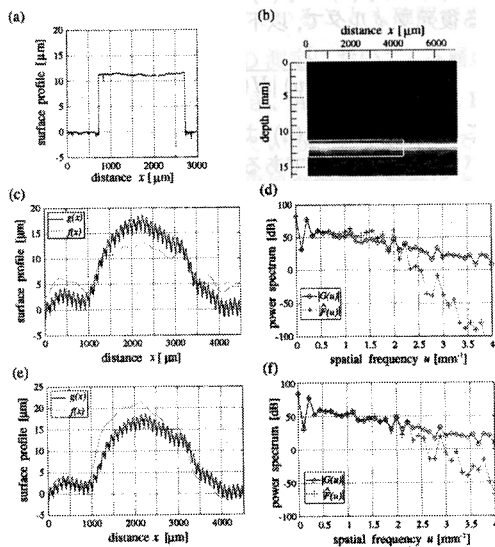


図2: (a) シリコン板の真の表面形状  $f(x)$ . (b) 超音波Bモード断層像. (c)  $H(u)$ を用いた場合のフィルタ処理前後  $g(x)$  および  $\hat{f}(x)$ . (d) (c) のパワースペクトル  $|G(u)|$ ,  $|\hat{F}(u)|$ . (e)  $H_{ph}(u)$ を用いた場合のフィルタ処理前後  $g(x)$  および  $\hat{f}(x)$ . (f) (e) のパワースペクトル  $|G(u)|$ ,  $|\hat{F}(u)|$ .

#### 4. ブタ大動脈に関する *in vitro* 実験

基礎実験と同様の実験システムにより、ブタ大動脈前壁外側表面の計測を行った。図3(a)は超音波Bモード断層像、図3(b)は図3(a)の白いROI部分の $g(x)$ と $\hat{f}(x)$ を示し( $H(u)$ を使用)、図3(c)は

それらのパワースペクトルである。また、図3(d)は $H_{ph}(u)$ を用いた場合の $g(x)$ と $\hat{f}(x)$ を示し、図3(e)はそれらのパワースペクトルである。図3(a)では認識できないブタ大動脈前壁表面形状が、図3(b)、図3(d)では計測されている。図3(c)、図3(e)に見られるように、逆フィルタを掛けることで、空間周波数 $1\sim 2\text{ mm}^{-1}$ のパワースペクトルが大きくなった結果、有限のビーム径により方位分解能が劣化した表面形状 $g(x)$ は尖鋭化され、表面形状の推定値 $\hat{f}(x)$ は図3(b)および図3(d)のように改善された。

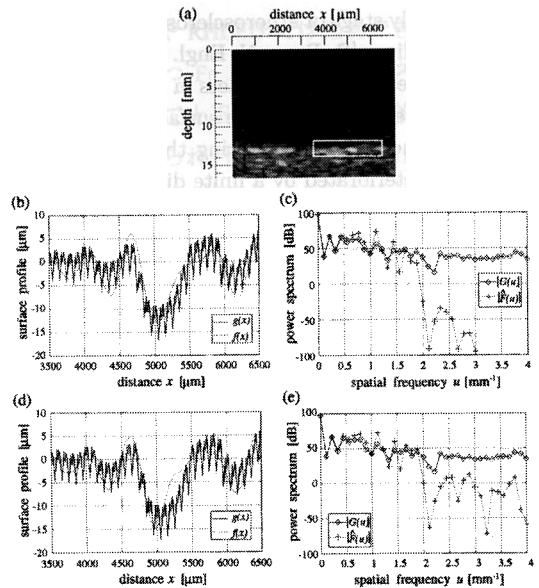


図3: (a) ブタ大動脈の超音波Bモード断層像. (b)  $H(u)$ を用いた場合のフィルタ処理前後  $g(x)$  および  $\hat{f}(x)$ . (c) (b) のパワースペクトル  $|G(u)|$ ,  $|\hat{F}(u)|$ . (d)  $H_{ph}(u)$ を用いた場合のフィルタ処理前後  $g(x)$  および  $\hat{f}(x)$ . (e) (d) のパワースペクトル  $|G(u)|$ ,  $|\hat{F}(u)|$ .

#### 5. 結論

本論文では、表面形状計測における深さ方向の高分解能化のために、反射超音波位相を用いる方法を提案した。シリコン板表面とブタ大動脈表面の計測を行った結果、Bモード断層像では検出できなかったマイクロオーダーの表面形状を検出できた。また、逆フィルタにより、計測された表面形状の方位分解能が改善されることを示した。

#### 文献

- 1) R. Ross, *N. Engl. J. Med.*, Vol. 340, No. 2, pp. 115-126, 1999.
- 2) C. Arihara, H. Hasegawa and H. Kanai, *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. 45, No. 5B, 2006 (in press).
- 3) H. C. Andrews and B. R. Hunt, *Digital Image Restoration*, Prentice-Hall, Inc., New Jersey, 1997.