

修士学位論文要約 (平成18年 3月)

## 生体イメージングの高精度化を目指した 超音波ビーム偏向の自動設計法に関する研究

増山 堯, 長谷川英之, 金井 浩

### A Study on Designing Beam Steering for Accurate Medical Imaging

Takashi MASHIYAMA, Hideyuki HASEGAWA and Hiroshi KANAI

The carotid sinus is a site that is easily affected by atherosclerosis [C. K. Zarins *et al.*: *Circ. Res.* **53** (1983) 502]; therefore, the diagnosis of this disease at this site is indispensable. However, it is difficult to accurately diagnose atherosclerosis in the carotid sinus in the long-axis plane, which is parallel to the axis of the vessel, using conventional linear scanning because the carotid sinus is not flat along the axis of the vessel, and the ultrasonic beams used in linear scanning are perpendicular to the arterial wall in a limited region. Echoes from regions that are not perpendicular to the ultrasonic beams are very weak and the arterial wall in such regions is hardly recognized in a conventional B-mode image. In this study, the position of the arterial wall was predetermined on the basis of the B-mode image obtained by conventional linear scanning, then ultrasonic beams were transmitted again so that all beams were almost perpendicular to the arterial wall. In basic experiments, a nonflat object made of silicone rubber was measured and it was shown that it is possible to image a nonflat object over the entire scanned area using the proposed beam steering method. Furthermore, in *in vivo* experiments, the intima-media complex was imaged over the entire scanned area at the carotid sinus.

#### 1. はじめに

近年, 日本における循環器疾患による死亡者数は, 悪性新生物について2番目である。動脈硬化症はこれらの疾患の主因であるため, 動脈硬化症の早期診断がますます重要になってきている。動脈の分岐部である頸動脈洞は動脈硬化症の好発部位であり, この部位における診断が重要である<sup>1)</sup>。しかしながら, 頸動脈洞における血管壁は血管軸に対して平坦ではなく, リニアスキャンの超音波ビームは血管壁の限られた領域でしか直交しないため, 従来の超音波検査では, 血管の軸に対して平行である長軸平面におけるこの部位での高精度な診断は困難である。超音波ビームが血管壁に直交しない領域からの反射エコーは非常に弱く, このような領域の血管壁は, Bモード断層像においてほとんど認識できない。そこで, 本論文では, 従来のリニアスキャンで得たBモード断層像においておおよその血管壁位置を検出し, 血管壁に超音波ビームが直交するように再度照射する方法を提案する<sup>2)</sup>。

#### 2. ビーム偏向の自動設計法の原理

図1はビーム偏向の設計法の模式図を示す。超音波ビームは従来のリニアスキャンで $x$ 軸方向に沿って $M$ 点で走査される。従来のリニアスキャンで得られたBモード断層像においてそれぞれの超音波ビームの中心位置 $x_i$  ( $i = 1, 2, \dots, M$ )における血管

壁深さ $y_i$  ( $i = 1, 2, \dots, M$ )が手動で検出される。超音波ビームの間隔 $\Delta x = x_{i+1} - x_i$ は0.2 mmである。 $i$ 番目の超音波ビームの位置 $(x_i, y_i)$ に関して, プローブ表面に対する血管壁の傾き $a_{w,i}$ が, 隣接する $\pm N$ 本の超音波ビームを用いて最小二乗法によって算出される。算出された傾き $a_{w,i}$ から血管壁の位置 $(x_i, y_i)$ に直交するビームの傾き $a_i$ と偏向角度 $\theta_i$ を算出する。

$$a_i = -\frac{1}{a_{w,i}} \quad (1)$$

$$\theta_i = \tan^{-1} a_i \quad [\text{rad}] \quad (2)$$

算出したビームの偏向角度 $\theta_i$ と血管壁の位置 $(x_i, y_i)$ から, 位置 $(x_i, y_i)$ へ超音波ビームを照射するための開口の中心位置 $b_i$ が算出される。

$$b_i = x_i - \frac{y_i}{\tan \theta_i} = x_i - \frac{y_i}{a_i} \quad [\text{mm}] \quad (3)$$

本実験で使用した診断装置では, ビームの偏向角度 $\theta_i$ およびビームを照射する開口の中心 $b_i$ は離散値である。ビームの偏向角度 $\theta_i$ は設定した照射角度間隔に依存し, ビームを照射する開口の中心 $b_i$ はエレメントピッチである0.2 mm間隔である。超音波ビームを血管壁に直交させることが目的であるため, まず, 角度 $\theta_i$ に最も近い離散的なビーム角度 $\theta'_i$ を選択する。開口の中心 $b_i$ は離散的なビームの角度

$\theta'_i$  を用いて再度算出される。開口の中心  $b_i$  もまた離散値であるので、角度  $\theta'_i$  と同様に、開口の中心位置  $b_i$  に最も近い離散値  $b'_i$  が選択される。このようにして、超音波ビームが血管壁の位置  $(x_i, y_i)$  付近にできるだけ直交するように照射される。

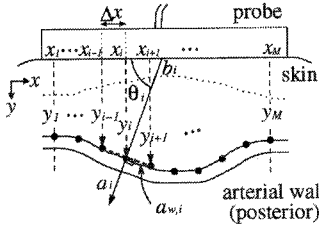


図 1: ビーム設計の模式図 ( $N = 1$  の場合)。

### 3. ファントムを用いた水槽基礎実験

シリコンゴムで作製したファントムの形は、頸動脈洞の血管壁を模擬しており、くぼみを持っている。くぼみの幅は 15 mm、深さは 2.5 mm である。ファントムは水槽の中に固定され、10 MHz のリニア型超音波プローブ (Aloka SSD-6500) を用いて測定を行った。105 本の超音波ビームが、偏向角度  $\theta'_i$  を  $70^\circ$  から  $110^\circ$  まで  $2^\circ$  間隔でフレーム毎に変更し、フレームレート 110 Hz で照射され、超音波 RF データがサンプリング周波数 40 MHz で取得される。

図 2(a) は、従来のリニアスキャンにより得られた B モード断層像であり、105 本の超音波ビーム ( $\theta'_{i1} = 90^\circ$ ) で構成される。105 個のファントム表面  $\{(x_i, y_i)\}$  ( $i = 1, 2, \dots, 105$ ) が B モード断層像において設定される (図 2(a) 中の白線)。2 章の原理に基づいて、表面位置  $\{(x_i, y_i)\}$  を用いて、ファントム表面に直交するビームの偏向角度  $\theta_i$  と照射位置  $b_i$  が決定される。図 2(b) 中の白線は、設計された最適なビームを示している。次に、離散的なビームの偏向角度  $\theta'_i$  と照射位置  $b'_i$  が選択される。図 2(c) は設計されたビーム  $\{(\theta'_i, b'_i)\}$  によって構成された B モード断層像を示す。図 2(d) は、ファントム断面を示している。図 2(a) 中の丸で囲まれた領域が示すように、従来のリニアスキャンではファントム表面を全領域で描出できなかった。一方、本手法を用いることでこのような領域からも強い反射エコーが得られ、図 2(c) が示すようにスキャンエリア全体にわたりファントムが描出された。

### 4. ヒト頸動脈洞における *in vivo* 計測

健常者 (25 才, 男性) の頸動脈洞長軸断面において測定を行った。RF データの取得時間を減らすため、偏向角度  $\theta'_i$  を  $70^\circ$  から  $110^\circ$  まで  $5^\circ$  間隔でフレーム毎に変更し照射している。RF データは心電図の R 波の前のタイミングで 9 フレーム (82 ms) 取得した。図 3(a) は、従来のリニアスキャンで得られた B モード断層像を示しており、105 本の超音波ビーム

( $\theta'_i = 90^\circ$ ) で構成される。図 3(b) は、設計したビーム  $\{(\theta'_i, b'_i)\}$  によって構成された B モード断層像を示す。本手法を用いることでスキャンエリアのほぼ全体にわたり内膜中膜複合体が描出された。

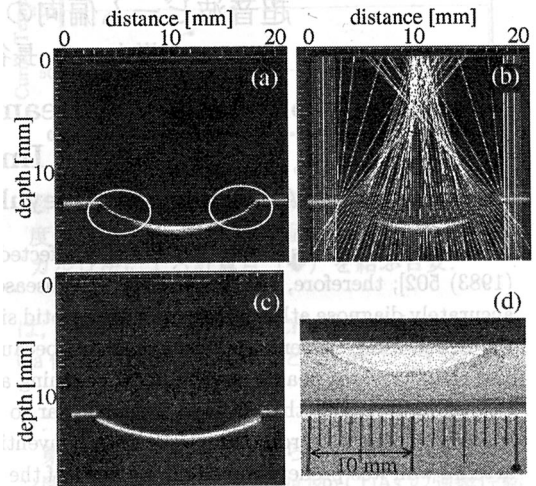


図 2: (a) 従来のリニアスキャンで得た B モード断層像と設定したファントム表面 (白線)。 (b) 設計したビーム (白線)。 (c) 本手法によって得られた B モード断層像。 (d) ファントム断面。

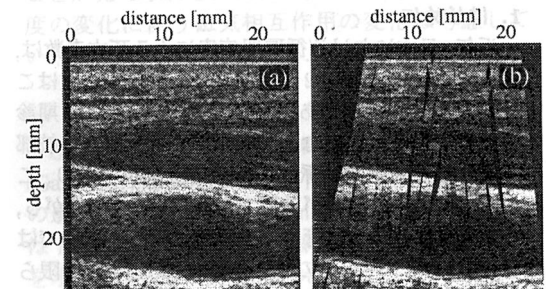


図 3: 頸動脈洞の B モード断層像。 (a) 従来のリニアスキャン。 (b) 本手法。

### 5. 結論

本論文では、血管壁に超音波ビームを直交させるための設計法を提案した。基礎実験では、本手法を用いることでスキャンエリア全体にわたり平坦でない対象物を描出できることを示した。さらに、*in vivo* 計測では、スキャンエリア全体にわたり頸動脈洞の内膜中膜複合体を描出できることを示した。

### 文献

- 1) C. K. Zarins, D. P. Giddens, B. K. Bharadvaj, V. S. Sottiurai, R. F. Mabon and S. Glagov, *Circ. Res.*, Vol. **53**, pp. 502-514, 1983.
- 2) T. Mashiyama, H. Hasegawa and H. Kanai, *Jpn. J. Appl. Phys.*, Vol. **45**, No. 5B, 2006 (in press).