

修士学位論文要約 (平成17年 3 月)

動脈壁弾性率断層像計測における信頼性向上に関する研究

湯 江, 長谷川英之, 金井 浩

Study on Improvement of Reliability in Measurement of Cross-Sectional Elasticity Image of Arterial Wall

Jiang TANG, Hideyuki HASEGAWA and Hiroshi KANAI

For assessment of elasticity of the arterial wall, we have developed the *phased tracking method* [H. Kanai, et al., *IEEE Trans. Ultrason. Ferroelect. Freq. Contr.* **43** (1996) 791] for measuring the minute change in thickness due to heartbeat and the elasticity of the arterial wall with transcutaneous ultrasound. However, especially in a hard region, the change in thickness becomes several microns, and the measurement of such a minute change in thickness may be influenced by noise. Though the elastic modulus of the wall is obtained from the maximum value of the change in thickness, the maximum value estimation is easily influenced by noise. In this paper, by employing a model waveform of the change in wall thickness, a matching method is proposed to evaluate the reliability of the elasticity image. The model waveform was fitted to the measured waveform using the least-squares method to obtain the matched model waveform. The maximum deformation of the wall was obtained from the amplitude of the matched model waveform to reduce the influence of noise. Furthermore, the reproducibility among the measured waveforms of succeeding heartbeats will be useful for evaluation of the reliability.

1. はじめに

近年、動脈硬化症の早期診断に関する必要性が非常に高まってきている。動脈硬化症の伸展により壁の肥厚や壁弾性率の変化が生じるため [1], 壁厚や壁弾性率の計測は動脈硬化症診断に有用であると考えられる。本研究グループでは、拍動に伴う頸動脈壁の数十マイクロンという微小な厚み変化を非侵襲的に計測し、壁の弾性特性を評価する手法を開発している [2,3]。本手法では厚み変化最大値から弾性率が算出されるが、硬い領域では厚み変化がわずか数マイクロン程度であり、このような微小な厚み変化の最大値検出はノイズの影響を受けやすくなる。本報告では、モデル波形を用いることによって、弾性率算出における信頼性を向上又は評価するための新しい整合方法を提案した。モデル波形を計測波形と最小二乗法で整合させる。厚み変化最大値は、この整合されたモデル波形から算出することによってノイズの影響を低減させる。

2. 計測された厚み変化波形とモデル波形の整合処理

本報告では、中心周波数 7.5 MHz の超音波プローブを用いて、頸動脈壁に向かって垂直に 60 本のビームを走査する。次に、これらのビーム各々に沿って壁内に 75 μm の間隔で点を設定する。ビーム方向に 375 μm 離れた 2 点間の微小な厚み変化を本研究グループが開発した位相差トラッキング法 [2] により算出する。算出した厚み変化波形に対して、用意したモデル波形を整合させる。整合を行なう前に、数

拍分の厚み変化波形 $y_i(n)$ を平均し、平均波形 $\bar{y}(n)$ を得る。また、モデル波形と平均波形の時間長を合わせた後、時間方向に線形補間を行なう。

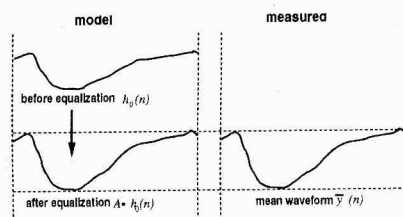


図 1: 振幅正規化.

次に、図 1 に示すように振幅正規化を行なう。計測波形とモデル波形の間の誤差を最小化するため、モデル波形をデータ波形に合わせて振幅方向に伸縮する必要がある。補間したモデル波形の振幅 $h_0(n)$ に倍数 A をかけ、平均波形 $\bar{y}(n)$ との誤差 α を次式で定義する。

$$\alpha = \sqrt{\sum_{n=1}^N |Ah_0(n) - \bar{y}(n)|^2}, \quad (1)$$

ここで、 A はモデル波形の振幅の伸縮倍数である。 N は 1 心周期分の標本点の数である。 α^2 を最小化する ($\partial\alpha^2/\partial A = 0$) ことによって定数 \hat{A} は次のように決定される。

$$\hat{A} = \frac{\sum_{n=1}^N h_0(n) \cdot \bar{y}(n)}{\sum_{n=1}^N |h_0(n)|^2} \quad (2)$$

\hat{A} を誤差 α の式に代入することにより、誤差の最小値 α_{min} が求められる。この最小値を平均波形 $\bar{y}(n)$ の 1 心周期内の平均パワーで正規化したものをバイアス誤差 b と定義する。これは、平均厚み変化波形の 1 拍内平均パワーに対して、モデル波形と平均厚み変化波形の最小誤差が占める割合を意味する。また、各拍の厚み変化波形と平均波形の平均誤差を平均波形の平均パワーで正規化したものをランダム誤差 r と定義する。

3. ヒト頸動脈における計測結果

図 2(a) の従来の弾性率断層像に示した s_1, s_2, s_3 はそれぞれ後壁の中膜、内膜、内腔側に設定した点である。また、他の計測データの内、中、外膜領域の波形を 3 つのモデル波形として用意した。 s_2 の内膜では厚み変化波形がわずか数マイクロンという小さな振幅で、図 2(c) の平均波形と各拍波形の差分波形から算出したランダム誤差と図 2(f)~(h) で整合したモデルのうち最も良く整合したモデルとのバイアス誤差がいずれも大きい。それに対して s_1 の中膜は柔らかいので、厚み変化振幅は数十マイクロン程度であり、ランダム誤差とバイアス誤差が内膜より小さい。つまり内膜のような硬い部位では弾性率の信頼性が中膜のような柔らかい部位より低いということが分かる。また、本来収縮期には血管が膨らみ、血管壁が薄くなるはずが、内腔側に設定した点では厚み変化が厚くなっている。このような場合、定数 A が負になるため、その部位は自動的に弾性率の計算から除かれる。今後ランダム誤差、バイアス誤差値に閾値を設定し、誤差の大きい部位を削除することによって弾性率断層像の信頼性がさらに向上すると考えられる。

4. 結論

本論文では、頸動脈の弾性率断層像の計測における整合方法を提案した。整合することで、内腔側の厚み変化が正になった部位を弾性率の算出から除くことができた。また、内膜のような硬い部位では、ランダムノイズの影響が大きいいため、本手法により計測波形に最も良く整合するモデル波形の振幅を用いることで、ノイズからの影響を減らすことができた。

文献

[1] 高久史麿, 大内尉義, 山田信博, 動脈硬化症 update, 中外医学社, 東京 (1993). [2] H. Kanai, et al.: *IEEE Trans. UFFC*, **43**, pp. 791-810, 1996. [3] H. Hasegawa, et al.: *Jpn. J. Appl. Phys.*, **41**, pp.

3563-3571, 2002.

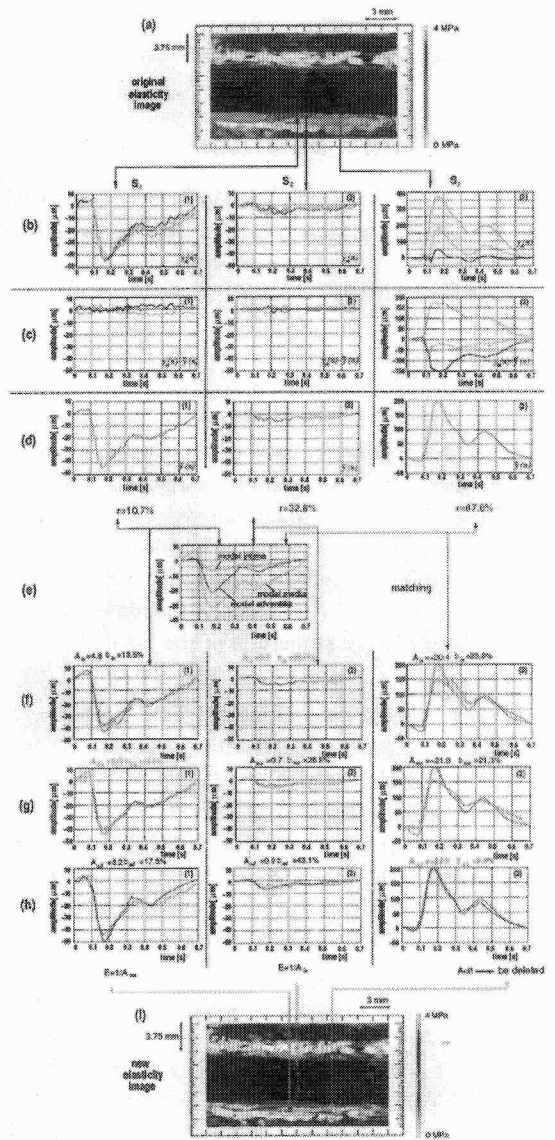


図 2: 本手法による弾性率計算の流れ。(a) 従来方法で算出した弾性率断層像。(b) 各心拍において計測された厚み変化波形。(c) 平均波形と各拍波形の差分。(d) 計測平均波形。(e) (a) の破線部位において各層(内膜、中膜、外膜)の平均化した波形(モデル波形)。(f) モデル内膜との整合結果。(g) モデル中膜との整合結果。(h) モデル内膜との整合結果。(i) 本手法で算出した弾性率断層像。