

超音波動画を用いた頸動脈の多点同時動き追跡法による硬化度推定

Estimation of carotid stiffness by simultaneous multipoint tracking using ultrasonic dynamic images

横田 康成 (岐阜大) 〇 河村 洋子 (岐阜大) 正 野方 文雄 (岐阜大)
森田 浩之 (岐阜大) 宇野 嘉弘 (岐阜大)

Yasunari YOKOTA, Yoko KAWAMURA, Fumio NOGATA, Hiroyuki MORITA and Yoshihiro UNO
Gifu University, 1-1 Yanagido, Gifu-shi, Gifu

Keywords: Simultaneous multipoint tracking, Optical Flow, Ultrasonic dynamic images, Carotid stiffness, Arteriosclerosis

1. はじめに

動脈硬化症は、生活習慣の不摂生が危険因子となる生活習慣病の一つであり、自覚症状がないまま若年層から進行し、放っておくと脳梗塞、心筋梗塞、狭心症などに発展する可能性がある。動脈硬化症は治療が困難であるため、早期に動脈硬化の兆候をとらえて患者に生活習慣の改善を促し、病気の進行を遅らせることが重要である。

動脈硬化の初期の兆候をとらえるため、頸動脈超音波エコーを用いて頸動脈の心拍動に伴う直径変化から、頸動脈の弾力性(stiffness)を評価する手法が提案されている[1]-[8]。その多くは、最高最低血圧差を頸動脈内径での直径変化率で規格化する尺度を用いており、血圧差に対して径の変化率が小さければ、大きな弾力性をもつ、つまり硬いと評価する。

本稿では、超音波 B モード動画を用いて、頸動脈縦断面の心拍動に伴う動きを多点同時に追跡する手法を提案する。頸動脈壁の位置によるわずかな硬化度の差異は、局所的な動脈硬化の兆候の検査に利用可能である。

2. 頸動脈の位置・形状の推定と動きの推定

取得された超音波 B モード画像列を $I(x, y, t)$, $x = 1, \dots, N_x$, $y = 1, \dots, N_y$, $t = 1, \dots, N_t$ とする。ここで、 x, y, t は、それぞれ水平方向の画素番号、垂直方向の画素番号、フレーム番号を表す。ただし、 N_x, N_y, N_t は、それぞれ水平方向の画素総数、垂直方向の画素総数、フレーム総数を表す。一枚の超音波画像に着目する場合には、単に $I(x, y)$, $x = 1, \dots, N_x$, $y = 1, \dots, N_y$ と書く。

頸動脈の前壁と後壁の垂直方向の位置 y を水平方向画素番号 $x = 1, \dots, N_x$ の関数として、それぞれ $f_u(x)$, $f_l(x)$ で表わす。本稿では、超音波画像の横幅 40(mm) 程度では、前壁と後壁の形状が 2 次関数で表現できるとする。そこで、前壁、後壁の内壁の形状をそれぞれ、

$$\begin{aligned} f_u(x) &= a_{u0} + a_{u1}x + a_{u2}x^2, \quad 1 \leq x \leq N_x \\ f_l(x) &= a_{l0} + a_{l1}x + a_{l2}x^2, \quad 1 \leq x \leq N_x \end{aligned}$$

で表わす。これらの 2 次関数の係数をまとめて頸動脈パラメータ $\theta = (a_{u0}, a_{u1}, a_{u2}, a_{l0}, a_{l1}, a_{l2})$ として表わす。超音波画像列を扱う場合には、各フレームで頸動脈パラメータ θ の値は変化するため、フレーム番号 t の関数として $\theta(t)$ により表す。

前壁、および後壁の幅をともに W であるとすれば、超音波画像中の頸動脈前壁と後壁を表す画素 (x, y) の集合は、それぞれ次式で表わされる。

$$\begin{aligned} B_u &= \{(x, y) \mid f_u(x) - W \leq y \leq f_u(x), 1 \leq x \leq N_x\} \\ B_l &= \{(x, y) \mid f_l(x) \leq y \leq f_l(x) + W, 1 \leq x \leq N_x\} \end{aligned}$$

したがって、頸動脈壁全体は、 $B = \{B_u, B_l\}$ と表わされる。また、頸動脈内腔を表す画素 (x, y) の集合を

$$T = \{(x, y) \mid f_u(x) < y < f_l(x), 1 \leq x \leq N_x\}$$

と表す。

一般に、超音波画像において、頸動脈壁は強いエコーのため白く、頸動脈内腔はエコーが弱いので黒く描かれる。そこで、位置・形状を与える頸動脈パラメータ θ に対し、それが頸動脈であるらしさを表す以下の評価関数を導入する。

$$\begin{aligned} E(\theta) &= \frac{1}{|B|} \sum_{(x,y) \in B} I(x, y) - \alpha \frac{1}{|T|} \sum_{(x,y) \in T} I(x, y) \\ &\quad - \beta g(D; D_{min}, D_{max}) \end{aligned} \quad (1)$$

ただし、 α, β は、いずれも正値の定数であり、 $|\cdot|$ は、集合 \cdot の要素数を表す。右辺第一項は、頸動脈壁の想定する位置で画素値が大きい、つまり白いほど大きな値を取り、第二項は、頸動脈内腔と想定される位置で画素値が小さい、つまり黒いほど大きな値をとる。第三項において、 $g(D; D_{min}, D_{max})$ は次式で表わされる関数である。

$$g(D; D_{min}, D_{max}) = \begin{cases} (D - D_{min})^2, & D < D_{min} \\ 0, & D_{min} \leq D \leq D_{max} \\ (D - D_{max})^2, & D > D_{max} \end{cases}$$

D_{min}, D_{max} は、それぞれヒト頸動脈直径の考えうる最小値、最大値であり、第三項は、その範囲を外れた場合のペナルティを表す。本稿では、これまでに収集した超音波画像サンプルから $D_{min} = 5(\text{mm})$, $D_{max} = 12(\text{mm})$ に設定した。また、 β は、計算機において丸め誤差が生じない程度に十分大きな正数を選択すればよい。式 (1) において、 α は、頸動脈壁と頸動脈内腔でのエコーの強さの比、超音波検査装置の画像出力部などの仕様に依存するが、予備実験により $\alpha = 2.0$ 程度を選択すればよいことがわかっている。

推定された最初のフレームでの頸動脈前壁、後壁を表す曲線を $f_u(x), f_l(x)$ とし、曲線 $f_u(x), f_l(x)$ 上に x 軸で等間隔に K 個の点 $p_{u,k}, p_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$ とする。動脈前壁、後壁の動きの追跡は、点 $p_{u,k}, p_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$ の動きを勾配法 [9] を用いて追跡することにより行う。

動画において、フレーム t , 座標 (x, y) での輝度の値を $I(x, y, t)$ で表わす。フレーム $t+1$ で、この座標 (x, y) の組織がベクトル (u, v) で示される方向に動いたものとする、動きベクトル (u, v) の推定値は、

$$\begin{pmatrix} u \\ v \end{pmatrix} = R^{-1}r$$

で与えられる。ただし、

$$R = \begin{pmatrix} E[I_x^2(x, y, t)] & E[I_x(x, y, t)I_y(x, y, t)] \\ E[I_x(x, y, t)I_y(x, y, t)] & E[I_y^2(x, y, t)] \end{pmatrix}$$

$$r = \begin{pmatrix} E[I_x(x, y, t)I_t(x, y, t)] \\ E[I_y(x, y, t)I_t(x, y, t)] \end{pmatrix}$$

であり、 $E[\cdot]$ をこの局所領域での平均を表わすものとする。

最初のフレーム $I(x, y, 1)$ における追跡点 $p_{u,k}, p_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$ の、2 番目のフレーム $I(x, y, 2)$ における位置をひとまず $p'_{u,k}, p'_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$ とおく。曲線との距離を最小にする意味でもっともよく点 $p'_{u,k}, p'_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$ を近似する曲線 $f_u(x), f_l(x)$ を求める。この曲線を第 2 フレームでの $f_u(x), f_l(x)$ とする。第 2 フレームでの $f_u(x), f_l(x)$ において、同様に、追跡点 $p_{u,k}, p_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$ を定める。こうした操作を最後の N_t フレームまで行う。これにより、追跡点 $p_{u,k}, p_{l,k}, k = 1, 2, \dots, K$, および動脈前壁形状を表す曲線 $f_u(x)$, 後壁形状を表す曲線 $f_l(x)$ のすべてのフレーム $t = 1, 2, \dots, N_t$ での変化、つまり心拍変動が求められる。

3. 動脈硬化度の推定

被験者は、独立行政法人労働者健康福祉機構、中部労災病院(名古屋市中)または、岐阜大学付属病院(岐阜市)を受診され、超音波エコー検査を受けられ同意を得られた一部の患者である。152 名(男性 84 名、女性 68 名)について、合計 350 個の頸動

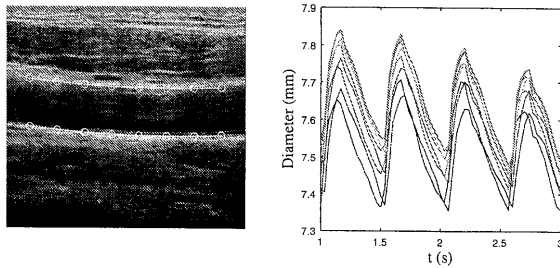


Fig.1: (a) An exemplary estimation of the carotid wall with first position. (b) Estimation of the carotid diameter at each position.

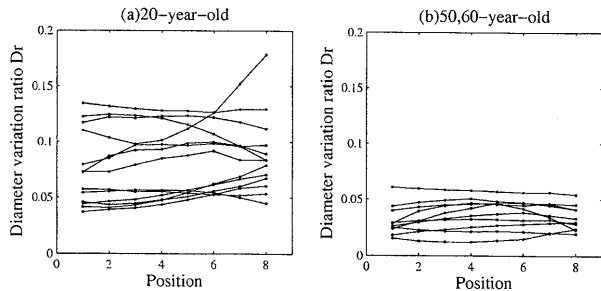


Fig.2: Comparison of the carotid diameter of healthy men at each position.

脈長軸断面像を含む超音波 B モード画像列を毎秒 30 フレームで 3.4 秒間動画として記録した。

提案法により、画像列 1 枚目の頸動脈の位置を推定した結果の一例を Fig.1(a) に示す。図中、実線で示したところが、推定された頸動脈の前壁と後壁の内壁であり、実線上の記号 \circ が追跡点である。追跡点で動きベクトルを推定して求めた直径変化を Fig.1(b) に示す。横軸は、時刻 (s) を表わす。心拍に伴う直径変化は、規則的に変動し、この例については、追跡点によって大きな違いがないことがわかる。

動脈硬化の指標として、心拍動に伴う頸動脈の直径変化から動脈の硬さを与える尺度がいくつか提案されている。それらの尺度で共通して使われる直径変化率 $D_r = (D_s - D_d)/D_d$ (以下、変化率) を用いる。ただし、 D_s , D_d は、それぞれ収縮期頸動脈径 (最大直径)、拡張期頸動脈径 (最小直径) である。

20 才台と 50, 60 才台健康者の追跡点での変化率 D_r を Fig.2(a)(b) に示す。横軸は、心臓側から頭部側の頸動脈の追跡点 8 箇所を表し、縦軸は変化率 D_r を表す。被験者は、脳梗塞、心筋梗塞、高血圧、脂質異常症、糖尿病の疾患はなく、喫煙もされない健康者である。明らかに、20 才より 50, 60 才の方が、変化率 D_r が小さく、頸動脈の柔らかさが失われていることがわかる。しかし、年齢に係らず、頸動脈の場所による変化率には大きなばらつきがなく、ほぼ一定である。

糖尿病や脳梗塞の疾患がある被験者の各追跡点での変化率 D_r を Fig.3 に示す。左より、84 才女性、71 才男性、74 才女性被験者の図である。図中、右頸動脈を記号 \circ 、左頸動脈を記号 Δ で示す。左右の変化率 D_r の違いが顕著であり、片方の変化率 D_r は、局所的に大きく変動している。このように、局所的な動脈硬化度を推定することは、重篤な動脈硬化に発展する予防に役立てられると考えられる。

すべての被験者に対して、追跡した 8 点の変化率を平均し、年齢と平均変化率 D_r の関係を Fig.4 に示す。横軸年齢、縦軸平均変化率 D_r である。図中、記号 \bullet が全てのサンプルを表し、疾患がない健康者は記号 \circ を重ねて示した。確率モデル [10] における 95% 区間を図中、2 本の実線で示した。この確率モデルは、122 名 (男性 94 名、女性 28 名) の学生がほとんどを占める健康な被験者から算出されたが、このような疾患のない健康な患者サンプルにも当てはまることが示された。

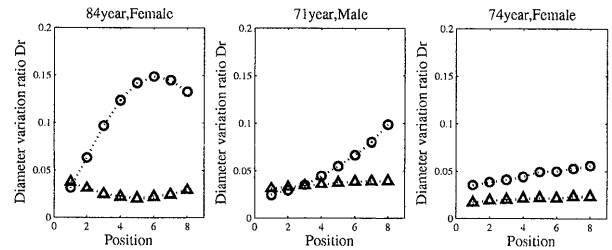


Fig.3: Local diameter variation ratio D_r of patients.

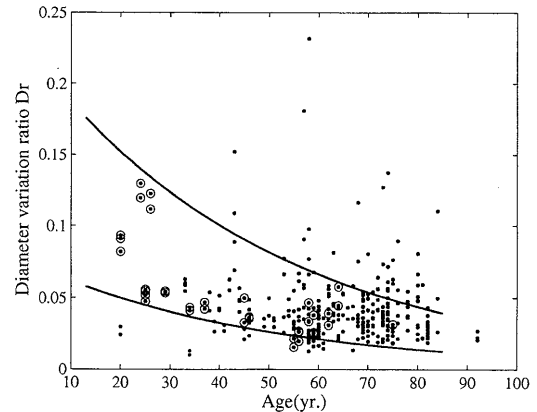


Fig.4: Relationship between age and mean variation ratio D_r of the carotid diameter.

4. おわりに

本稿では、超音波 B モード動画から、心拍動に伴う頸動脈壁縦断面の動きを多点同時に追跡する手法を提案した。152 名の被験者に対して、健康者の場合には、多点の平均値を利用することにより、安定した動脈硬化度の算出が可能である。一方、左右の違いが顕著な被験者は、局所的な動脈硬化度が疑われ、重篤な動脈硬化に発展する前兆と考えられ、その予防に利用可能である。提案法による頸動脈の動きの追跡は、動脈硬化の初期の兆候をとらえるために利用可能であることが示された。

謝辞

臨床試験において、中部労災病院の河村孝彦医師ならびに検査技師、岐阜大学付属病院の検査技師に深謝致します。

本研究は、平成 17-20 年文部科学省知的クラスター創成事業 (岐阜・大垣地域) の支援により行われた。

参考文献

- [1] L.H.Peterson et al., Mechanical properties of arteries in vivo, *Circ. Res.*, **8**, pp. 622-639 (1960)
- [2] K.Hayashi et al., Parametric description of mechanical behavior of arterial walls, 日本バイオレオロジー学会論文集, **3**, pp. 75-78 (1980)
- [3] K.Hayashi et al., Stiffness and elastic behavior of human intracranial and extracranial arteries, *J. Biomech.*, **13**, pp. 175-184 (1980)
- [4] T.Kawasaki et al., Non-invasive assessment of the age related changes in stiffness of major branches of the human arteries, *Cardiovasc. Res.*, **21**(9), pp. 678-687 (1987)
- [5] T.Hirai et al., Stiffness of systemic arteries in patients with myocardial infarction. A noninvasive method to predict severity of coronary atherosclerosis, *Circulation*, **80**(1), pp. 78-86 (1989)
- [6] 野方文雄, 日本国特許第 3882084 号 (2006)
- [7] 横田康成ら, 動脈硬化度評価のための超音波動画を用いた頸動脈の硬さの推定, 第 23 回生体・生理工学シンポジウム論文集, pp. 349-352 (2008)
- [8] Y. Yokota et al., Estimation of carotid stiffness using ultrasonic dynamic images for Evaluating the degree of arteriosclerosis, *IFMBE Proceedings* 22, pp. 856-860 (2008)
- [9] G.Mailloux et al., Computer Analysis of Heart Motion from Two-Dimensional Echocardiograms, *IEEE Trans. Biomedical Engineering*, **BME-34**(5), pp. 356-364 (1987)
- [10] 横田康成ら, 日本国特許出願 2007-239198 (2007)