

超音波プローブ押圧下における橈骨動脈の粘弾性特性推定における血管形状計測に関する検討

◎石川 諒¹, 森 翔平¹, 荒川元孝¹, 大庭茂男¹, 小林和人², 金井 浩¹
(¹東北大, ²本多電子)

1. はじめに

動脈硬化症の早期段階には内皮機能障害が起こることから、動脈硬化症の早期診断には内皮機能評価が必要とされる。現在臨床では、内皮機能の評価手法に血流依存性血管拡張反応(FMD)計測が用いられている。

本研究グループでは、血圧と血管径の変化を同時に計測できる超音波プローブを開発し^[1], FMD中の橈骨動脈における弾性率の変化の計測を試みた。このとき、血圧を計測するために超音波プローブを押し当てる必要があり、橈骨動脈は押圧によって変形する^[2]。

先行研究では、血管断面を楕円とした弾性率推定式を提案した^[2]。血管短径 b_0 に関しては、位相差トラッキング法^[3]を用い、1心拍中での変化を推定した。一方、血管長径 a_0 に関しては、最大血圧時と最小血圧時の2点のみでしか血管形状を推定していなかった。また、長径 a_0 の推定においては、血管中心付近を通る軸上でラテラル方向に沿って超音波の輝度の変化をもとに決定していたため、推定誤差が生じやすい。そこで本報告では、楕円全体の輝度を用い、最小二乗法を適用して楕円形状のパラメータを推定することで、 a_0, b_0 の拍内の時間変化を求める方法を提案する。

2. 原理

橈骨動脈壁の弾性率推定において、超音波プローブを当てたとき、プローブの押圧によ

って橈骨動脈は楕円に変形する。そのため、その変形を考慮して弾性率推定を行う必要がある。このとき、弾性率推定に用いる血管断面形状を示すパラメータは、図1に示すように血管の中心座標 (x_0, z_0) 、血管短径 b_0 、血管長径 a_0 である。ここで、楕円のプローブに対する血管の傾きは無視できるものとし、血管中心座標 (x_0, z_0) と、血管短径 b_0 は、血管中心を通るビーム方向のRF信号包絡線から決定できるものとする。以下では、血管長径 a_0 を推定する方法を示す。

①仮想的な血管長径 a_0 を持つ血管モデルの平均輝度算出

図2に示される血管中心座標 (x_0, y_0) 、血管短径 b_0 、血管に仮想的に設定した長径を a_0 とし、血管内腔輝度を B_{in} 、血管外の輝度を B_{out} とした血管モデルを用いる。血管

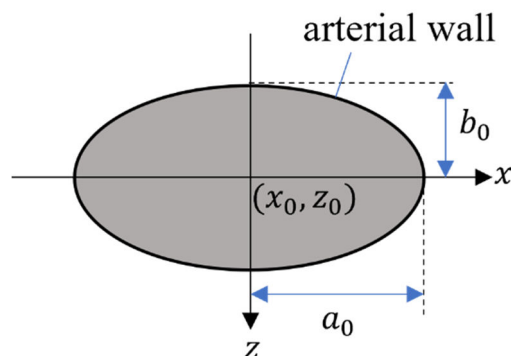


図1: 提案法で推定する血管のパラメータ(長径 a_0)

$$\begin{cases} I(a; a_0, B_{in}, B_{out}) = \frac{1}{\pi a b_0} (\pi a b_0 B_{in}) \\ \quad = B_{in} & (a < a_0) \\ I(a; a_0, B_{in}, B_{out}) = \frac{1}{\pi a b_0} \{ \pi a_0 b_0 B_{in} + (\pi a b_0 - \pi a_0 b_0) B_{out} \} \\ \quad = \frac{a_0}{a} B_{in} + \left(1 - \frac{a_0}{a}\right) B_{out} & (a_0 \leq a \leq a_{max}) \end{cases} \quad (1)$$

Measurement of vessel shape parameters for estimation of viscoelastic properties of radial artery under ultrasound probe pressure, by ISHIKAWA, Ryo¹, MORI, Shohei¹, ARAKAWA, Mototaka¹, OHBA, Shigeo¹, KOBAYASHI, Kazuto², KANAI, Hiroshi¹ (¹Tohoku University, ²Honda Electric Co., Ltd.)

モデルに対して, 中心座標 (x_0, z_0) , 短径 b_0 , 長径 a の楕円領域内の平均輝度 $I(a; a_0, B_{in}, B_{out})$ を式(1)で算出する. ここで, 長径 a の範囲を $a < a_{max}$ とし, その範囲内で平均輝度 $I(a; a_0, B_{in}, B_{out})$ を算出する.

②長径 a の楕円領域内部の平均輝度 $I_{real}(a)$ の算出

B モード像上で位置 (x, z) における輝度を $Env(x, z)$ とし, 長径 a の楕円領域内部を表す集合 $A = \left\{ (x, z) \mid \frac{(x-x_0)^2}{a^2} + \frac{(z-z_0)^2}{b_0^2} \leq 1 \right\}$ として, 長径 a の楕円領域内部の平均輝度 $I_{real}(a)$ は式(2)のように書ける.

$$I_{real}(a) = \underset{(x,z) \in A}{E} [Env(x, z)] \quad (2)$$

ここで $E[\cdot]$ は平均操作である.

③ $I_{real}(a)$ と $I(a; a_0, B_{in}, B_{out})$ の差の二乗平均を考えることによる血管長径 \widehat{a}_0 の推定

$I_{real}(a)$ と $I(a; a_0, B_{in}, B_{out})$ の差の二乗平均 $\alpha(a_0, B_{in}, B_{out})$ は式(3)で表される.

$$\alpha(a_0, B_{in}, B_{out}) = E_a [|I_{real}(a) - I(a; a_0, B_{in}, B_{out})|^2] \quad (3)$$

ここで, $\alpha(a_0, B_{in}, B_{out})$ を最小化するために, $\partial\alpha/\partial a_0 = 0, \partial\alpha/\partial B_{in} = 0, \partial\alpha/\partial B_{out} = 0$ を同時に満たすような $\widehat{a}_0, \widehat{B}_{in}, \widehat{B}_{out}$ を求めたいが, 線形演算で決定することができない. そこでまず, B_{in} を a_0 ごとに決める. 血管内腔において輝度は一定値 $B_{in}(a_0)$ とモデル化していることから, $B_{in}(a_0)$ は $a < a_0$ の平均輝度として, 式(4)で表す.

$$B_{in}(\widehat{a}_0) = \underset{a < a_0}{E} [I_{real}(a)] \quad (4)$$

式(4)において $B_{in}(a_0)$ は a_0 によって定まる

値となり, α の未知数は a_0 と B_{out} の 2 つとなり, 式(3)は式(5)のように書き換えることができる. ただし, B_{out} は a_0 の関数となる. $\alpha(a_0, B_{out}(a_0))$

$$= E_a \left[|I_{real}(a) - I(a; a_0, B_{out}(a_0))|^2 \right] \quad (5)$$

式(5)を 2 で除し, $B_{out}(a_0)$ で偏微分したものを 0 とおくと式(6)となり, さらに式(4)の $B_{in}(\widehat{a}_0)$ を代入すると, 式(7)が得られ, そのグラフを図 3 に示す. 式(7)によって, a_0 ごとに B_{out} の最適値 $\widehat{B}_{out}(\widehat{a}_0)$ が求められる. a_0 を走査し, 式(5)の $\alpha(a_0, \widehat{B}_{out}(a_0))$ が最小値となる \widehat{a}_0 を血管長径と決定する. ここで, 日本

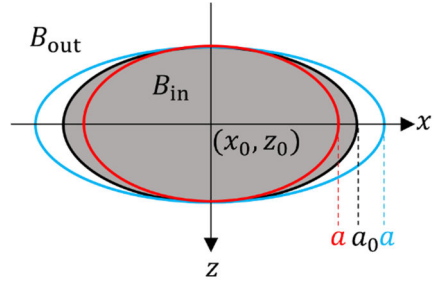


図 2: 血管の仮想的長径が a_0 のときの血管モデルに対し, 長径 a の楕円領域内の平均輝度を求める (赤色が $a < a_0$, 青色が $a_0 \leq a \leq a_{max}$)

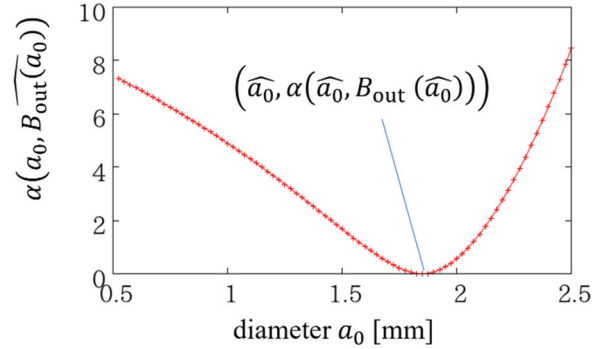


図 3: $\alpha(a_0, \widehat{B}_{out}(a_0))$ から \widehat{a}_0 を求める様子

$$\begin{aligned} & \frac{1}{2} \frac{\partial \alpha(a_0, B_{out}(a_0))}{\partial B_{out}(a_0)} \\ &= B_{out}(a_0) \underset{a_0 \leq a \leq a_{max}}{E} \left[\left(1 - \frac{a_0}{a}\right)^2 \right] - \underset{a_0 \leq a \leq a_{max}}{E} \left[\left(1 - \frac{a_0}{a}\right) I_{real}(a) \right] \\ &+ B_{in}(\widehat{a}_0) \underset{a_0 \leq a \leq a_{max}}{E} \left[\frac{a_0}{a} \left(1 - \frac{a_0}{a}\right) \right] \\ &= 0 \end{aligned} \quad (6)$$

$$\widehat{B}_{out}(\widehat{a}_0) = \frac{\underset{a_0 \leq a \leq a_{max}}{E} \left[\left(1 - \frac{a_0}{a}\right) I_{real}(a) \right] - \underset{a < a_0}{E} [I_{real}(a)] \underset{a_0 \leq a \leq a_{max}}{E} \left[\frac{a_0}{a} \left(1 - \frac{a_0}{a}\right) \right]}{\underset{a_0 \leq a \leq a_{max}}{E} \left[\left(1 - \frac{a_0}{a}\right)^2 \right]} \quad (7)$$

人男性の橈骨動脈径が $3.00 \pm 0.35 \text{ mm}$ であることから^[4], a_0 を走査する範囲は $0.5 \text{ mm} \leq a_0 \leq 2.5 \text{ mm}$ とする ($a_{\min} = 0.5 \text{ mm}$, $a_{\max} = 2.5 \text{ mm}$).

3. 実験

3.1 シミュレーション実験による提案法の原理確認

図1のような血管を考え, $a_0 = 1.85 \text{ mm}$, $b_0 = 1.00 \text{ mm}$, $B_{\text{in}} = 0.1$, $B_{\text{out}} = 1.0$ とパラメータを与えて提案法を適用し, 与えたパラメータどおりの推定値を得られるか確認した. 輝度に(a)ノイズがない場合と(b)平均0, 標準偏差0.02の白色雑音を与えた場合の2通りでそれぞれ推定した. (a)輝度にノイズがない場合の $I_{\text{real}}(a)$ と $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$ を図4(a-1)と図4(a-2), (b)輝度にノイズがある場合の $I_{\text{real}}(a)$ と $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$ を図4(b-1)と図4(b-2)に示す. ノイズの有無にかかわらず, $\widehat{a}_0 = 1.85 \text{ mm}$ となり, 提案法を用いて血管長径 \widehat{a}_0 を推定できることがわかる.

3.2 in vivo 実験

23歳健康男性に対して, 橈骨動脈の *in vivo* 計測を行った. 計測は ALOKA 社製超音波診断装置 Prosound-F75 を使用し, 我々が開発したプローブ^[1]を用いて計測した. 送信周波数, 標準化周波数をそれぞれ 7.5 MHz, 40 MHz とし, フレームレートを 252 Hz とした. 3心拍分計測し, その中で, 1心拍目の最大血圧時, 最小血圧時で推定した様子と, 各フレームに提案法を適用して, 3心拍間で血管長径の変化を推定した様子を示す.

最大血圧時の $I_{\text{real}}(a)$ を図5(a), $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$ を図5(b), 推定された楕円をBモード断層像にあてはめたものを図5(c)に示す. 最小血圧時の $I_{\text{real}}(a)$ を図6(a), $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$ を図6(b), 推定された楕円をBモード断層像にあてはめたものを図6(c)に示す. 最大血圧時の血管長径 \widehat{a}_0 は 2.03 mm, 最小血圧時の血管長径 \widehat{a}_0 は 1.90 mm であった. また, 3心拍間の血管長径の変化を図7(a), 血管短径の変化を図7(b)に示す. 最大血圧時と最小血圧時で血管長径をそれぞれ推定でき, 3心拍で血管短径にあわせて血管長径が変化する様子を確認できた一方で, 血管長径は実際の血管径の変化と関係なく推定値が変化し

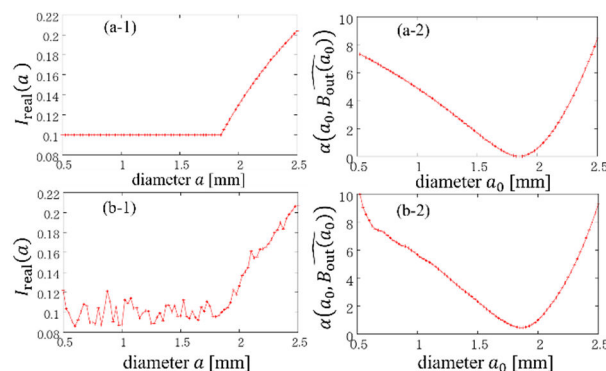


図4: シミュレーション結果
(a-1)ノイズなし $I_{\text{real}}(a)$, (a-2)ノイズなし $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$, (b-1)ノイズあり $I_{\text{real}}(a)$, (b-2)ノイズあり $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$

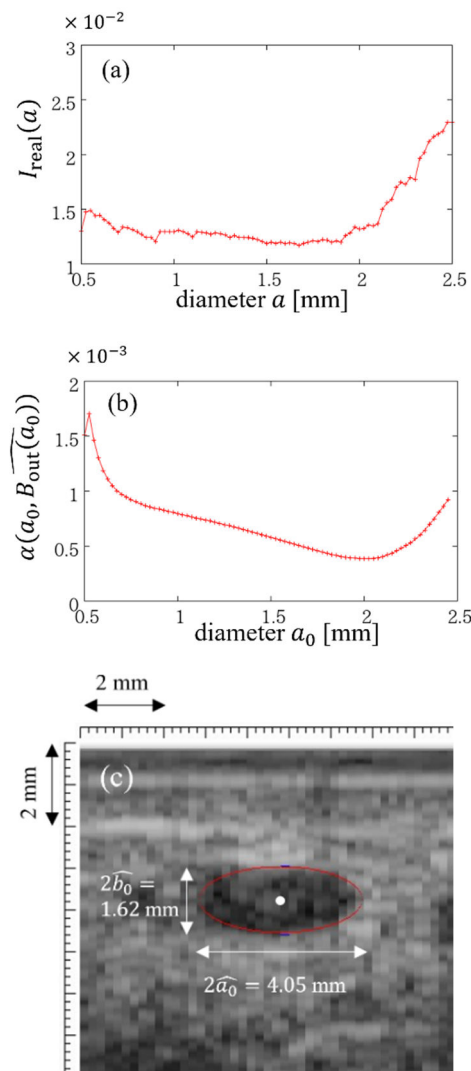


図5: 最大血圧時における(a) $I_{\text{real}}(a)$, (b) $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$, (c) Bモード断層像と楕円をフィッティングしたもの

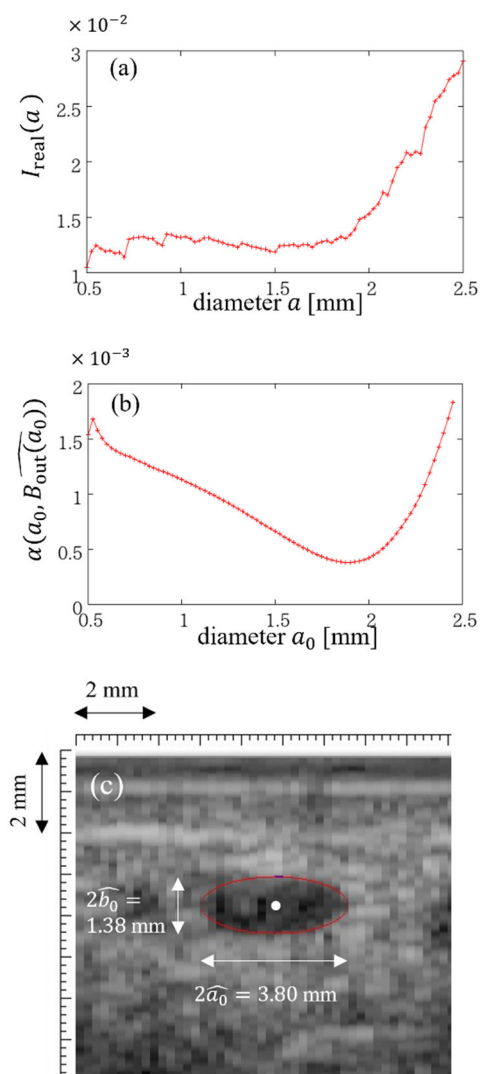


図 6 : 最小血圧時における (a) $I_{\text{real}}(a)$, (b) $\alpha(a_0, B_{\text{out}}(\widehat{a}_0))$, (c) B モード断層像と楕円をフィッティングしたもの

ていると考えられる部分がある。この原因として、今回の実験では、推定時における楕円長径 a の間隔 $\Delta a = 25 \mu\text{m}$ に対して、ビーム幅が $200 \mu\text{m}$ と広いためだと考える。この問題を解決するためには、sinc 関数などを用いて超音波の輝度を補間することが有用であると考えている。

4. 結論

本報告では、楕円全体の輝度に最小二乗法を適用することで、血管長径の推定誤差を減らす方法を提案した。模擬実験を行ったあと、提案法を *in vivo* データに適用することで血管長径・短径の3拍内での時間変化を推定した。今後、推定精度のさらなる向上に努める予定である。

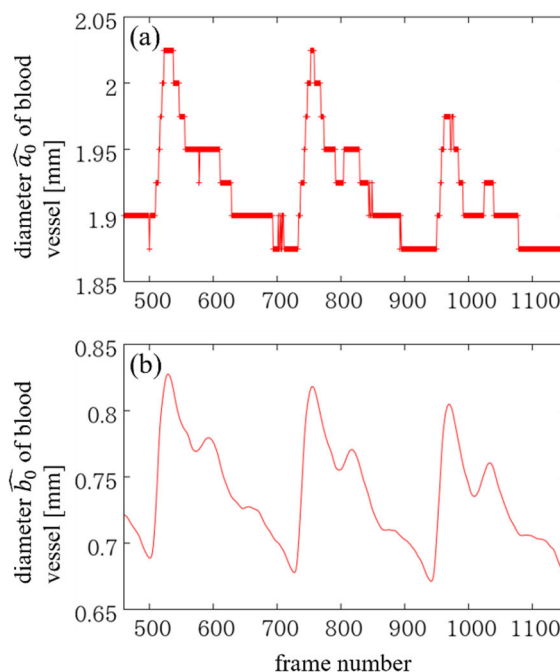


図 7 : 血管径の時間変化
(a)血管長径 \widehat{a}_0 について
(b)血管短径 \widehat{b}_0 について

参考文献

- [1] M. Arakawa *et al*, Sens. Actuator A: Phys. 297, 111487 (2019).
- [2] Y. Shoji *et al*, *Jpn. J. Appl. Phys.* 60 SDDE03(2021).
- [3] H. Kanai *et al*, IEEE Trans. Ultrason. Ferroelectr. Freq. Control, **43**, pp. 791-810 (1996).
- [4] 小川淳一他, 脳血管治療医のための経橈骨動脈治療テクニカルガイド, 高陽堂書店, 2021.