

804 頸動脈血管画像化と血流シミュレーション

An imaging system for *in vivo* carotid artery using ultrasounds and blood flow simulation

正 ○野方文雄 (岐阜大・工), 横田康成 (岐阜大・工),
河村洋子 (岐阜大・工), 村川敬祥 (岐阜大学・院)

Fumio NOGATA, Department of Human and Information Systems, Faculty of Engineering, Gifu University
Yasunari YOKOTA, Department of Information Science, Faculty of Engineering, Gifu University
Yoko KAWAMURA, Researcher of Faculty of Engineering, Gifu University
Takayuki MURAKAWA Graduate Student, Department of Human and Information Systems, Gifu University

Blood circulatory system is very complicated and its shape depend on individual, which might affect cardiac and/or cerebrovascular diseases in near future. This report presents prototype imaging system for *in vivo* carotid artery using ultrasound B-mode images. Then, we try to simulate blood flow about mathematical model and real carotid artery shaped model with branched flow. One of a final goal is to establish a new imaging system for examination of existence or nonexistence about plaque and infarction including its shape at inner wall of blood vessel, furthermore to establish simulation technique for real artery shape with heartbeat.

Key words: Imaging system, *In vivo* carotid artery, Ultrasounds, Blood flow simulation

1. 緒言

死因の約 30%は脳血管疾患や心疾患であり⁽¹⁾, 主要原因の一つである動脈硬化は要介護人口増, 国民総医療費増に関連している. 動脈硬化症の特徴は動脈壁内中膜が全体的, 局所的に厚くなり血管変形能が低下する. また, 内壁性状や局所的狭窄は血流に大きく影響を与え, 流速, 乱流域の非定常性が大となる. 流れの非定常性は, 長期にわたると血栓やプラーク⁽²⁾の初生や増大を促進すると考えられている. 一方, 2001 年度より労働者災害補償制度において高血圧, 糖尿病, 肥満, 高脂血症の全てを有する症例に対して二次検査として頸動脈エコー検査を受診指導する制度が導入された. これは, 血管内壁性状を詳細に調べ IMT (内中膜複合厚), 狭窄率⁽³⁾, 頸動脈と頸椎動脈の血流速度を計測するもので左右頸動脈検査に 20~30 分必要である. したがって, 簡易に血管内壁性状可視化ができる手法の確立は血管系疾患予防に必須な技術となる.

本研究は, 超音波装置を用い頸動脈の 4 次元血管形状画像化システムを試作し, 計測血管の力学特性⁽⁴⁾, 計測血管形状に対する血流評価技術の確立を最終目標としている.

2. 実験方法

1) 頸動脈血管画像化

血管横断面計測を半自動化した報告⁽⁵⁾もあるが, 本研究では, 縦断面形状を画像化した. Fig. 1 は試作器のブロック図を示し, 超音波 Probe を電動アクチュエータ, 測長ユニットと一体化する事により, 画像と座標が高精度に計測できる設計 (制御精度 0.01mm) とした. 計測は, 頸部深さ 10~20mm に焦点を合わせられるリニア型 Probe

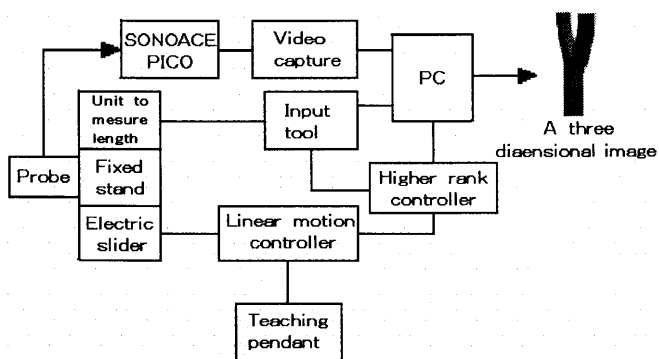


Fig.1 Block diagram of a new imaging system for carotid artery

(7.5MHz, PICO, Medison) を用いた. 横断面画像を B モードを用い一定間隔ごとに取得した (Fig. 2(a)). 呼吸による血管微振動の影響を最小とするため画像取得中は息を止めてもらった. 血管軸上長さ 60mm, 2mm 断面毎に 2 秒間の動画像 (30 コマ/秒) を記録した. ここでは, 血管全体形状 3 次元画像を得る為に, 血管領域を抽出して 2 値化した画像 (Fig. 2 (b)) を, 位置情報を基に MATLAB を用いた. 内壁性状を含めた画像とする場合は, B モード像をそのまま画像化する必要がある.

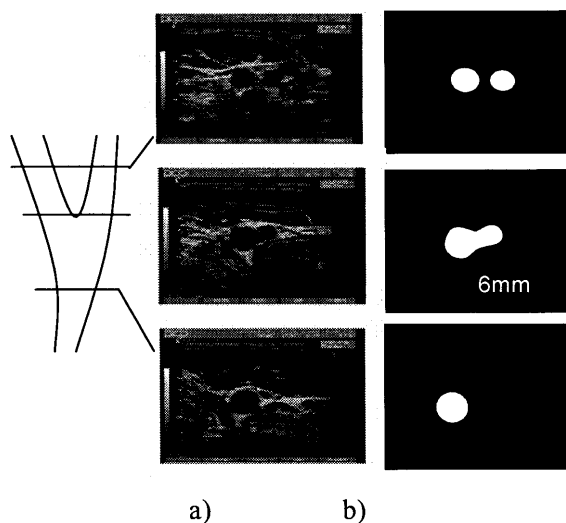


Fig.2 Bright-mode images at some transverse cross-section (a), and its binary images (b).

2) 血流シミュレーション

頸動脈形状はひとり一人異なるので形状計測と血流シミュレーションを組み合わせた手法の確立を目的とし, エコー検査で見つけ難い plaque 有無の存在を流れ挙動の視点から検査支援, 実測血流速度に基づく計算結果による壁面せん断力分布解析, 近未来の plaque 初生と成長などについての診断データとして供す事ができよう.

血流シミュレーションは以下の手順による. 血液流入条件は, プラークの有無により異なる血流波形について検討した. Fig. 3(a) はドップラー法で計測された速度~時間関係で plaque の大きさ増大により狭窄し最大流速 A_0 , 最小流速が変化するので 4 種の波形モデルを

仮定した (Fig. 3(b)). 血液密度 $\rho = 1.0 \times 10^3 \text{ kg/m}^3$, 動粘性係数 $\nu = 4.0 \times 10^{-6} \text{ m}^2/\text{s}$ を用いた. Plaque 形状は数式表示による形状 (Fig. 3(c); 計測データがある場合は実測形状), 拍動に伴う血管径の時間変化は, 例えば Fig. 3(d) のように任意断面におけるデータを用いる. ここでは, 時間変化を含む 4 次元形モデルである.

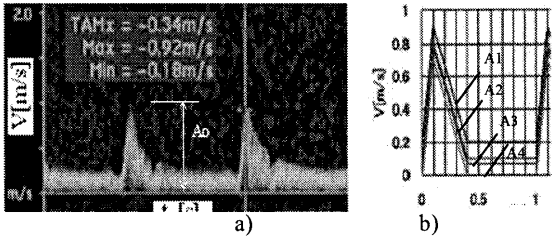
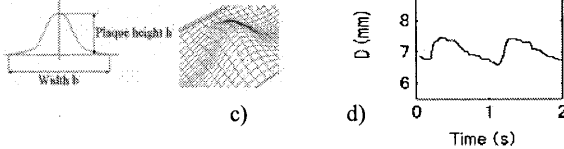


Fig.3 a) Blood flow velocity, b) modified flow curves for calculation, c) mathematical plaque model, d) artery diameter change with time (recorded systolic image at #18-position for 2-second).



3. 結果および考察

1) 頸動脈血管画像化

測定は被験者の右頸動脈 (22 歳男性) で, Fig. 4 は収縮時, 拡張時の血管である. 測定時の probe のブレにより左右に偏心しているが, 分岐部, 内外頸動脈の形状が確認できる. これはエコー検査における IMT, plaque 有無, 狭窄, 血流計測において有用な情報となる. 現在は, 検査技師が想定しながら計測している, 高齢になると形状も変化するので形状が簡単に計測できる装置の開発が急がれる. なお, 内壁性状データは 2 値化処理のない内壁画像を残した 3 次元化手法の確立が必要である.

2) 血流シミュレーション

計測形状モデルによる解析は未完成であるので, ここでは plaque を有する分岐モデル (剛体) について報告する. 流入側血流パターン $A_1 \sim A_4$ と順次減少させた場合の結果を Fig. 6 に示す (流路は固定分岐モデル). Plaque の成長は血流変動 (A_1 から A_4 へ) も伴うので, A_4 は局所的逆流の発生が顕著である. 拍動中, 頸動脈内に局所逆流現象が現れることはエコー検査時にも認められている. エコー検査でプラーク発見は, 逆流の場所とその広がりであるので, 流れとプラーク, 形状, 場所は貴重な因子である.

4. 結言

超音波プローブと電動アクチュエータを一体化した頸動脈画像システムを試作した. 拍動に伴う血管径変化を数秒間記録し, 1~2mm 毎に間欠的移動して同様に記録する. これにより 4 次元血管形状画像が記録され, 選択的画像処理により内壁性状, 全体形状, 径の時間変化などを自由に取得可能である. Plaque や狭窄の有無, 形状とサイズ計測される頸動脈エコー検査が一般化され, また血管像の血流シミュレーションと組み合わせると一連の手法として確立すれば血管系疾患予防に適用できると考えている. 本研究では, 仮定した分岐モデルについてシミュレーションした. 課題として, 探触子と皮膚, 血管までの軟組織の距離

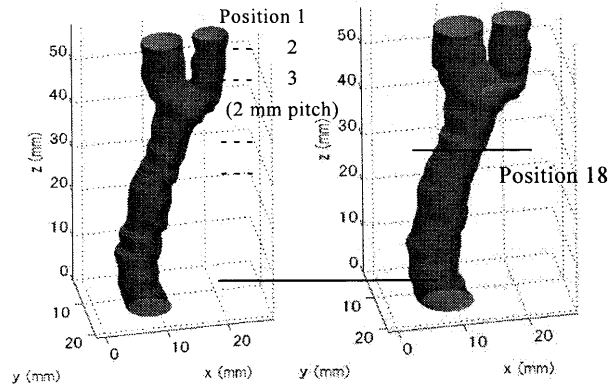


Fig.4 In vivo 3D image of CCA; 22-year, male
a) the most deflated inner shape of blood vessel,
b) the most dilated inner shape of blood vessel.

がプローブ当て方 (力) の微小変動により画像に影響を及ぼすので, 10~100 μm が正確に計測できる工夫, およびトータルな計測時間短縮などがある.

本研究の一部は平成 17~19 年度文部科学省「知的クラスター創成事業 (岐阜・大垣地域)」により遂行しました. また, 被験者として協力頂いた院生に謝辞を表します.

参考文献

- 厚生労働省大臣官房統計情報部, 平成 16 年度人口動態統計
- 早期動脈硬化研究会, 臨床のための頸動脈エコー測定法, 日本医事新報社, (2005)
- 古橋 博編著, 頸動脈エコー, ベクトル・コア(2004)
- 加藤隆之, 伊藤恵史, 加藤温子, 野方文雄, 根本哲也, 頸動脈エコー像による血管の力学的健全性評価について, 第 37 回応力ひずみ測定シンポジウム講演論文集, (2006), 177-180.
- Kudo, Kazuki, et al., "In proved imaging of the carotid artery in the short-axis plane by a mechanical scanning ultrasonic probe ", J. Med. Ultrasonics, pp.23-27, (2007)

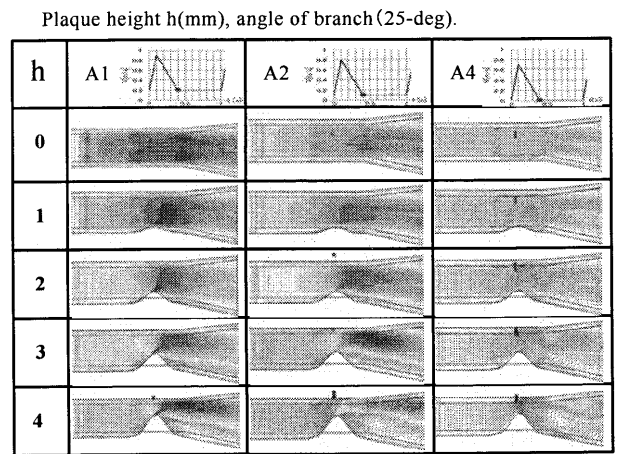


Fig. 5 Flow pattern of branch region of blood vessel model with a plaque and angle of 25-degree, which show partly turbulent and inverse flowing regions.