

有限要素法に基づく大動脈弓モデル構築と硬さ提示能力の評価

桑 直人¹ 中尾 恵¹ 黒田 知宏² 小山 博史² 小森 優³

京都大学大学院情報学研究科¹ 京都大学医学部附属病院医療情報部² 滋賀医科大学生命情報学³

1. はじめに

近年の医療技術の複雑・高度化に伴い、医療技術の経験的習得の困難さが指摘されている。この問題を解決する手法の一つとして、人工現実感（バーチャルリアリティ：VR）を用いることで医療技術の習得を助ける研究が行われている。VRとシミュレーションを駆使した仮想人体を用いて医師や医学生が手術の訓練、リハーサルを行うことが部分的に可能になりつつある⁽¹⁾⁽²⁾。仮想人体は模型や献体とは違い、生体の物理的、生理的な特性をシミュレートできる、安価に繰り返し手技の練習ができる、という利点を持つ。

心臓血管外科手術では、開胸時の動脈硬化の診断、手術部位の選定に大動脈の触診は不可欠である。大動脈瘤手術では、体外循環をもちいて瘤部位の血流を遮断し、人工心肺から血液を流して脳や心臓を守った後、処理を行うという完全体外循環法⁽³⁾の手順をとる。心臓血管外科医は、血流を遮断する前に触診により硬化病変部位を特定し、硬化部位を避けて遮断する必要がある。遮断部位下に血栓があると遮断操作によって血栓が血流にのって脳へ達し、脳血栓を引き起こす危険があるためである。

このように大動脈瘤手術の場合、大動脈の直接触診は手術を進める上で非常に重要である。しかし、これまで触診手技を習得するには実際に手術を行い経験を積むしかなかった。動脈の硬さを体験でき、触診による硬化部位の特定が行える触診シミュレーションシステムの開発が期待される。

最近では、力覚提示装置（ハプティックデバイス）を用いた医用ハプティックシミュレーションシステムの研究開発が行われている⁽⁴⁾。システムの実現には、トレードオフの関係にある触覚応答の忠実な再現、臓器変形の忠実な再現、リアルタイム処理の三つを満たす力学計算モデルが必要

である。しかし、標準的なPCでこの条件を満たすモデルは少ない。また、既存のモデルは静的な臓器のみを対象としており、触診に必要な拍動臓器を表現できる力学計算モデルは報告されていない。

本研究では、有限要素法に基づく変形・反力提示を実時間で可能とし、拍動を表現できる動脈硬化病変のモデル化を行う。また、構築したモデルを評価するために触診シミュレーションシステムを構築し、硬さ提示能力の評価実験を行った結果を報告する。

2. 大動脈弓モデルの概要

実際の血管外科手術における動脈触診を想定し、力学計算モデルで以下の三要因を考慮する。

- (1) 血管壁の厚みと形状：血管壁の厚みを増減させて症例を表現する。
- (2) 血管壁の硬さ：血管壁の硬さを変化させて正常大動脈と硬化病変大動脈を表現する。
- (3) 大動脈圧：血管内壁に内圧を時系列的に変化させつつ与え拍動を表現する。

計算モデルの概念図を図1に示す。MRIやCTデータから3D形状をモデル化する。血管壁は圧の変化と共に(a)から(b)へ変化する。(b)の状態で大動脈外壁を圧迫すると(c)のように変形する。

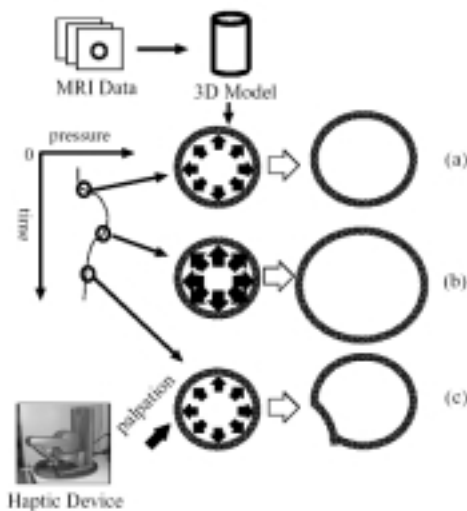


図1 力学計算モデルの概念図

Fig.1 A concept of a beating aorta model

「Construction of a Finit Element Based Aortic Arch Model and Evaluation of Haptic Display」

†Naoto KUME*, Megumi NAKAO*, Tomohiro KURODA**, Hiroshi OYAMA**, Masaru KOMORI***,

*) Graduate School Informatics, Kyoto University

***) Dept. of Medical Informatics, Kyoto University Hospital

****) Shiga University of Medical Science

3. 提案手法

3.1 大動脈弓形状と硬化病変モデリング

大動脈弓形状モデルには、MRI や CT から得られた二次元断層画像データ群から抽出した大動脈弓を、微小な四面体要素の集合で表現した三次元有限要素モデルを用いる。

提案モデルは、形状モデルの任意の領域ごとに領域を構成する四面体要素に対して任意の弾性率を設定できる機能を持つ。これにより大動脈弓の部分硬化を近似的に表現できる。

3.2 変形・反力計算手法

三次元的に再構築した大動脈弓形状モデルに対して有限要素法を適用し、血管の変形および血管外壁における指先の接触に対する臓器の変形・反力計算を行う手順について述べる。

粘性による時間の遅れは無いものと仮定すると、三次元生体組織モデルに対して成り立つ剛性方程式は、フックの法則を用いて式(1)のように表現できる⁽⁶⁾。

$$f = Ku \quad (1)$$

ここで f 、 u はそれぞれ要素の各頂点ノードにおける反力ベクトルおよび変位であり、 K は剛性マトリクスである。剛性マトリクス K は、コンデンセーション手法等を用いて、最終的に表面自由ノードのみで構成される剛性マトリクスに変換できる⁽⁷⁾。このようにして得られた剛性マトリクスの逆行列を L とすると、式(1)は式(2)のようになる。

$$u = Lf \quad (2)$$

ただし、 f および u は表面自由ノードのみから構成されるベクトルである。次に血管の内壁部分の表面自由ノードを添え字 i で表し、外壁ノードの表面自由ノードにおいて指と接触状態にあるノードを添え字 c 、それ以外を添え字 o で表すと式(2)は式(3)のように書き直せる。

$$\begin{pmatrix} u_i \\ u_o \\ u_c \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} L_{ii} & L_{io} & L_{ic} \\ L_{oi} & L_{oo} & L_{oc} \\ L_{ci} & L_{co} & L_{cc} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} F_i \\ F_o \\ F_c \end{pmatrix} \quad (3)$$

式(3)において、 f_i は血管内壁にかかる作用力、つまり大動脈圧であり、血管外壁における接触によって生じた変位が u_c である。

接触点以外の外壁表面自由ノードに作用する力は0であるから、 $f_o = 0$ を考慮すると式(4)、

式(5)が得られる。

$$u_c = L_{ci}f_i + L_{cc}f_c \quad (4)$$

$$F_c = L_{cc}^{-1}(u_c - L_{ci}F_i) \quad (5)$$

式(5)の f_c が指先からの作用力となり、なおかつ指先への反力となる。さらに式(5)で得られた結果を式(3)に代入して計算を行うことにより、モデルを構成する各表面自由ノードの変位を算出できる。

4. 評価実験と結果

次に、提案手法を適用した触診シミュレーションシステムを構築し、硬さ提示に関する幾つかの実験を行った。本章ではその内容と結果を述べる。

4.1 実験システムの構成

構築した触診シミュレーションシステムを図 2 にしめす。

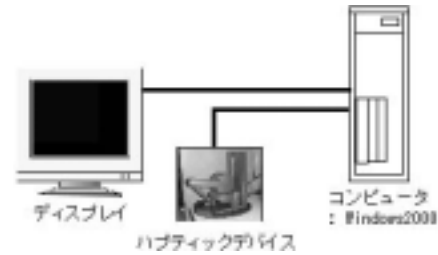


図2 ハードウェア構成

Fig.2 Hardware Configuration

本システムはハプティックデバイス、PC、ディスプレイからなる。大動脈弓形状データは Visible Human Dataset⁽⁹⁾から四面体オブジェクトを作成したものを利用した。

一般にシステム応答遅延が利用者の触覚・視覚に不自然さを感じさせないためには、実行の1サイクルに要する計算時間は、反力算出には 4msec 以下、変形算出には 33msec 以下でなければならないといわれる⁽⁸⁾。本システムでは、約 2000 ノードで十分に詳細な大動脈弓を表現でき、かつ反力計算時間が 210 μ sec、変位算出時間が 4msec 以下であり⁽⁵⁾この条件を満たしているといえる。

4.2 医師による絶対な硬さの設定

構築した触診シミュレーションシステムを心臓血管外科分野で臨床経験のある医師八名に試用してもらい、血管の硬さのパラメータを設定してもらった。その結果、熟練医のほぼ全員が、正常時の血管はヤング率 1.0MPa、ポアソン比 0.5、動脈硬化時の血管はヤング率 3.2MPa、ポアソン比

0.5 を指定した．この値を正常・硬化大動脈の絶対的な硬さとして用いる．

4.3 硬さ提示能力の評価実験

実習で献体の大動脈のみを触った経験を持つ医学生 28 人を対象に，提案モデルの硬さ提示能力に関する評価実験二つを行った．また同時に簡単なアンケートをとった．

なお，本実験では大動脈圧は 0 とする．以下に実験の内容と結果を示す．

4.3.1 実験 1：均一硬さモデルの評価

本実験の目的は，以下の二点の検証である．

- 提案モデルは被験者によらず高い再現性があり，特定の硬さのある特定の数値をもって表出できるといえるか．
- 正常・硬化大動脈の硬さ教示において，従来の口頭による教示と本システムによる教示を比較し，本システムの利用が有用であるといえるか．

実験では，被験者に生体の正常大動脈と判断すべき硬さ，硬化と判断すべき硬さが表出されるモデルの硬さ(ヤング率)を決定してもらった．なお，実験は以下の手順で行った．

- (1) 知識無し： 被験者のこれまでの知識のみを元に，硬さを指定してもらう．
- (2) 口頭教示： 従来の口頭教示による知識を与え，硬さを指定してもらう．
- (3) システム教示： 本システムで絶対的な硬さを与え，硬さを覚えた意思表示があったから記憶した硬さを指定してもらう．

口頭教示では，正常と判断すべき硬さの場合は，心臓外科で実際に教育時に用いられる「正常大動脈の硬さは，中空の水用ゴムホースの側面よりやや柔らかい程度」という知識を与えた．硬化と判断すべき硬さの場合は，「硬化の始まりは，500ml 入り角柱ペットボトル下部側面を押したとき程度の硬さ以上からである．」という知識を与えた．

実験の結果，正常・硬化それぞれの場合においてシステム教示により指定された硬さごとの人数分布を図 4，図 5 に示す．図 4，5 より，被験者によらず，システムがある特定の数値をもって表出した硬さを指定していることがわかる．

帰無仮説を口頭教示とシステム教示に差はないとして誤差検定を行った結果を表 1 に示す．表 1 より，有意水準 5% で，両方の場合ともシステ

ム教示が有意であることがわかる．

表 1 口頭教示とシステム教示の検定結果
Table.1 Rejection rate of a authorization result

| | 正常大動脈 | | 硬化大動脈 | |
|------------|--------|--------|--------|--------|
| | 口頭教示 | システム教示 | 口頭教示 | システム教示 |
| 正しい値 [MPa] | 1.0 | | 3.2 | |
| 平均値 [MPa] | 1.4 | 1.2 | 2.8 | 3.1 |
| 分散 | 0.6 | 0.16 | 0.6 | 0.43 |
| 棄却率[%] | 0.0082 | | 0.0115 | |

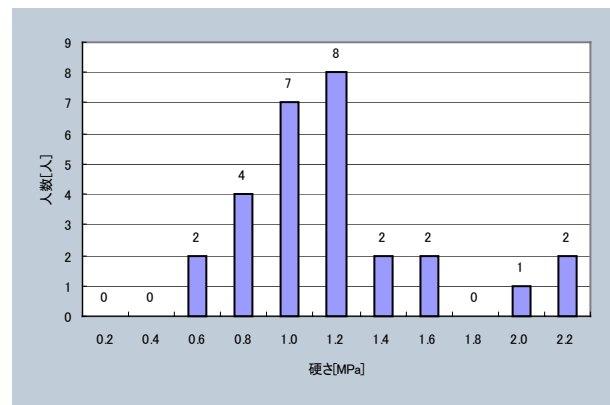


図 4 システム教示により指定された硬さごとの人数分布(正常大動脈)

Fig.4 Stiffness specification (normal aorta model)

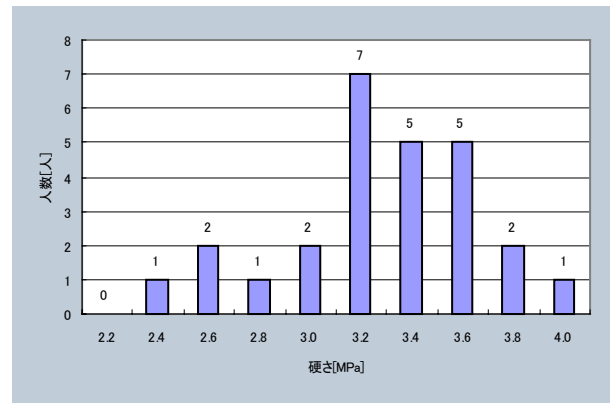


図 5 システム教示により指定された硬さごとの人数分布(硬化大動脈)

Fig.5 Stiffness specification (sclerosis aorta model)

4.3.2 実験 2： 部分硬化モデルの評価

本実験の目的は，以下の点の検証である．

- 本システムが提示する大動脈の正常部位の硬さと部分硬化部位の硬さの違いを識別できるか．

正常大動脈弓の一箇所だけを硬化させたモデルを三例用意し，被験者ごとに一つのモデルをランダムに抽出して触診してもらう．その際，硬化

部位は視覚的に正常部位と同様に提示される。

- (1) 被験者に、触診によって大動脈弓の動脈硬化部位を発見してもらう。
- (2) 被験者に、発見した硬化部位を避けて硬化部位の境界左側を血流遮断位置と想定して指定してもらう。

用意した硬化モデル三例の遮断位置指定点の結果と硬化設定領域を図6 (a)(b)(c)にしめす。

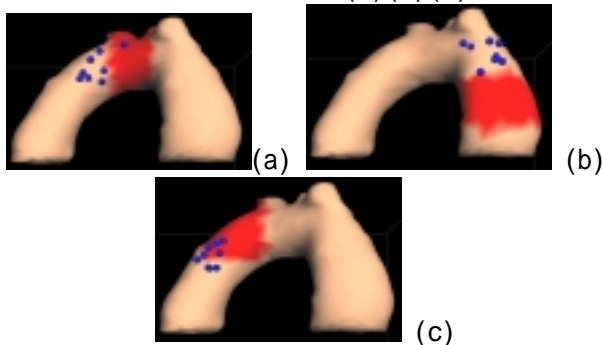


図6 部分硬化大動脈弓モデルと遮断位置指定点
Fig.6 Sclerosis Aortic arch model and clipping points

以上の結果から、硬化場所を認識し、かつある程度硬化部位の境界を指定できていることが分かる。

5. 考察

図4, 5より、システムがある特定の数値をもって表出した硬さは、特定の硬さを再現性を持って表現できているといえる。

表1の結果から、正常動脈の場合、硬化動脈の場合ともにシステム教示は口頭教示よりも分散が小さく、誤差検定の結果は有意である。したがってシステム教示が有用であるといえる。図6の結果には、いくつか硬化部位を指定している点があるので、正常・硬化領域境界の識別は十分ではないといえる。アンケートでは、本実験環境下では動脈をつまめない、接触点にひっかかりを感じ、なでることができない為に境界識別の精度が劣るのではないかという意見が得られた。これは実験環境の改善、接触判定アルゴリズムの改善によって対応できるものと考えられる。

6. おわりに

本稿では、有限要素法に基づくリアルタイム変形・反力計算手法を用いた拍動を表現できる部分硬化大動脈弓モデルを提案した。提案モデルを適用した触診シミュレーションシステムの構築とその評価実験について述べた。評価実験の結果、本モデルは絶対的な硬さの教示に有用であるこ

とを確認し、システムの利用が従来の口頭による正常・硬化大動脈弓の硬さ教示に比べ有効であることを示した。また提案モデルは、人が境界部分を正しく識別できる程度に硬さの違いを表出できることがわかった。

以上より、提案モデルの適用によって大動脈弓触診シミュレーションシステム構築に必要な絶対的な硬さ認識と部分硬化を表現できることが示せた。

提案モデルを用いた触診シミュレーションシステムによって、今まで手術でしか体験できなかった生体大動脈触診訓練が可能となり、医師、医学生の医療技術の高度化につながることを期待される。

謝辞

本研究の一部は、平成14年度科学研究費補助金基盤研究(C)により行われた。また、平成14年度IPA未踏ソフトウェア創造事業による支援を受けた。ここに感謝の意を表します。

参考文献

- [1] P.Gorman T.Krummel, R.Webster, M.Smith, D.Hutchens, "A prototype Haptic Lumbar Puncture Simulator", Proc. the Medicine Meets Virtual Reality 2000, Vol.70, pp106-109(2000).
- [2] C.Bruyns, K.Montgomery, S.Wildermuth, "A virtual Environment for Simulated Rat Dissection", Medicine Meets Virtual Reality 2001, pp.75-81(2001).
- [3] 草間悟, 和田達雄, 三枝正裕, "外科 MOOK 動脈瘤-最新の治療-", 金原出版, pp.111-113(1990).
- [4] J.Berkley, S.Weghorst, H.Gladstone, Graugi, D.Berg, M.Genter, "Banded Matrix Approach to Finit Element Modelling For Soft Tissue Simulation", Virtual Reality Research Development and Application, Vol.4, pp.203-212(1999).
- [5] 山本恭弘, 中尾恵, 黒田知宏, 小山博史, 小森優, 松田哲也, 高橋隆, "心臓血管外科における拍動を伴う大動脈触診シミュレーションシステム", Trans.IEE Japan, Vol.121-A, No.3, (2003).
- [6] 鷲津久一郎, 宮本博, 山田嘉昭, 山本善之, 川井忠彦, "有限要素法ハンドブックI基礎編", pp.10-13(1996).
- [7] M.Bro-Nielsen, "Finite Element Modeling in Surgery Simulation", Proc. the IEEE, Vol.86, No.3, pp490-503(1998).
- [8] 吉田隆太, 亀山敦之, 小森優, 松田哲也, 高橋隆, 菅幹生, 湊小太郎, "医用 Haptic 環境に要求される通信特性に関する研究", 電子情報通信学会技術報告書, Vol.99, (1999).
- [9] Visible Human Project, <http://www.umin.ac.jp/vhp/indexjpn.htm>.