

実時間力学計算手法のライブラリ化と 手術シミュレータの開発

Providing a Real Time Physics-Based Simulation Library and Development of a Surgical Simulator

中尾 恵¹⁾ 黒田 嘉宏²⁾
Megumi NAKAO Yoshihiro KURODA

- 1) 京都大学大学院 医学研究科 (〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町 54 京都大学医学部附属病院 医療情報部, E-mail: meg@kuhp.kyoto-u.ac.jp)
2) 京都大学大学院 情報学研究科 (〒606-8507 京都市左京区聖護院川原町 54 京都大学医学部附属病院 医療情報部, E-mail: ykuroda@kuhp.kyoto-u.ac.jp)

ABSTRACT. This project proposes physics-based methods that enable VR simulation of soft organs with autonomous motion like a beating heart or an aorta. The developed model simulates real-time deformation and force feedback during surgical palpation based on finite element methods. We provide a C++ library of the model and prepare pre-processing software for finite element modeling. Applying the software to a standard PC with force feedback devices provides a palpation simulator of aortas. The evaluation with cardiovascular surgeons and medical students confirms the developed system is useful for learning not only surgical procedures but also stiffness of in-vivo organs.

1. 背景

近年の外科分野では、小切開創による低侵襲手術やロボットを用いたマイクロ手術などの手術の高度化が注目されているが、当該手術の安全な遂行には数百例以上の従来の開腹手術を経験しなければならないとの見解が一般的である[1]。すなわち、新しい手術手技や手術アプローチに対して、外科医のスキルをいかに効率的に向上させ、一定の水準に到達させるかが大きな課題となっている。このような現状に対し、解剖の熟知と手術手技のトレーニングによって、手術初回から術中の措置に関する知識が豊富で、かつ高度な技術を要する外科医を創出することは、より精密かつ安全な手術を実現し、患者の Quality of Life の向上へと繋がる。しかし、最近の様々な社会運動の結果、動物実験を行うことは年々困難となってきており、外科手術の訓練環境や習熟の機会乏しい。さらに、動物や献体はヒトの生体を持つ特長や病態を十分に再現しておらず、希少な症例や緊急時の処置等を学ぶことも難しい。

上記の要求と課題に対し、人体組織の力学や生理をモデル化した仮想臓器、さらには人体が持つ機能などを統合した仮想人体（デジタル・ヒューマン）を用いて、手術のシミュレーションを行うことが考えられる。すでに国内外において数例の医用 VR シミュレータ[2, 3, 4] が報告されているが、高度なスキルが必要とされ、かつシステムに対する要求も高い心臓外科手術を対象としたシミュレータの報告例は少ない。この要因の一つとして、心臓外科手術のシミュレーションには、心臓の自律的な運動（心拍動）を考慮に入れつつ、医師の操作に対して対話的に視覚的かつ力覚的な応答を返す機構が求められることが挙げられる。

これまでに実時間でのシミュレーションを目的として、計算力学において報告されてきたばね質点モデルや有限要素法などの力学モデル[2, 3] はすべて静的な物体のみを対象としている。心臓力学の分野では、これらのモデルに

心筋繊維モデルや電気刺激の伝導モデルなどを組み合わせた大規模な数値シミュレーション[5, 6] が報告されているが、当該アプローチは計算コストが莫大で力覚提示に要求されるリアルタイム性の達成は難しい。そこで、本プロジェクトでは心臓や大動脈などの自律的な運動を伴う臓器を対象として、高精度かつ対話的な応答を返す VR シミュレーションを目的とした力学計算手法の開発を行い、力覚提示デバイスを備えた標準的な PC へと適用することによって、手術手技のトレーニングを行えるシステムの開発を目指す。

また、本プロジェクトでは、開発した力学計算手法をライブラリ化してインターネットを介して配布することも目的の一つとしている。現状において、力学計算を行える環境は応力解析などを目的とした既成の製品として入手することはできるが、システム開発の際に有益となるプログラムや汎用ライブラリの形では取得できず、開発者は手法を記述した文献を元に、プログラムを一から記述しなければならない場合が多い。このように、力学シミュレーション機能の追加のためにその都度基礎力学の習熟が必要となる現状は、医用 VR アプリケーション開発に大きなハードルとなっている。実時間で変形・反力計算が可能な汎用ライブラリはデジタル・ヒューマン構築に関する研究や医用 VR におけるアプリケーション開発の促進に貢献が見込める。

2. 目的と概要

本章では、プロジェクトの目的と内容を概説する。1 章で述べたように、人体組織の物理的な振る舞いをリアルタイムに再現する力学シミュレーションはデジタル・ヒューマンの実現に必要な中心的な要素技術の一つである。本プロジェクトでは、PC 上に表現される仮想人体や仮想臓器形状に対して行われる、押し込みや引っ張りなどの操作に対し、実時間での変形・反力計算を可能とする有限要素計算モデルを開発し、計算手法のライブラリ化を行う。

また、開発したライブラリを用いて大動脈触診の際の血管壁のリアルタイムな振る舞いをシミュレートし、心臓外科手術における重要な手技の1つである正常・病変部位の判別を目的とした手技トレーニング及び術前プランニングを可能とするシステムの開発を目指す。

開発した有限要素計算モデルは心臓や大動脈のような内腔を持つ拍動臓器を対象とし、内壁に対して時系列的に圧を適用できる機構を持つ。血流による内壁への圧とユーザからの押し込みによる外壁の変位が入力として与えられると、変形結果とユーザの手に返す反力が高速に計算される。本稿では、開発モデルが 3000 ノードから構成される詳細な仮想オブジェクトに対し、汎用 PC 上でも対話的なシミュレーション結果を提示するために十分な機能を持つことを計算時間の測定によって確認する。開発した有限要素計算モデルは C++ にインクルードできる汎用ライブラリとしてまとめ、インターネットを介して配信することを目指す。開発モデルとライブラリ化の詳細は 3 章で記述する。

次に、様々な病態や症例を対象とした手術シミュレーションを提供するためには、生体の力学特性を反映した臓器モデルを作成する機構が必要となる。本プロジェクトでは人体組織の弾性率や物理的な拘束条件を有限要素モデル上に任意に設定する作業をサポートし、設定された条件に基づいてシミュレーションに要する剛性マトリクスを導出することができる前処理ツールの開発を行った。本ツールは、四面体メッシュ化された仮想臓器の三次元形状を GUI を通じて参照しながら、対話的にパラメータの付与を行うことができ、部分的な硬化病変を持つ臓器モデルなどを容易にモデリングすることができる。前処理ツールとモデリングの流れについては 4 章において述べる。

最後に、有限要素計算モデルと前処理ツールを実装した汎用 PC と 2 台の力覚提示デバイス、CRT ディスプレイを用いて大動脈の触診トレーニングシステムの構築を行い、その機能と有用性の検証を行った。本システムは、CT あるいは MRI データから抽出してモデリングされた大動脈弓領域の四面体メッシュを対象として、触診操作の際に大動脈壁に生じる変形をリアルタイムにシミュレートし、力覚提示デバイスのマニピュレータを通してユーザの指に反力を提示する。力覚提示デバイスには PHANTOM (SensAble Technologies Inc.) を採用する。大動脈壁の弾性率は心臓血管外科に所属する熟練医による試用実験の結果に基づいて決定し、部分的に高い弾性率を持つ数例の硬化病変モデルの作成も行った。また、作成した大動脈モデルを用いて医学生に対する評価実験を行い、本システムが正常大動脈の硬さや硬化と診断すべき硬さの認識、触診のトレーニングに有用であることの確認を行った。構築システムと実験内容の詳細は 5 章及び 6 章において紹介する。

3. 拍動臓器に対する実時間力学計算ライブラリの開発

初めに、提案する拍動臓器に対する力学計算モデルの詳細とその機能を紹介する。提案モデルは、心臓や大動脈などの内腔を持つ拍動臓器を VR 空間内に仮想臓器として表現し、ユーザが押し込んだりつまんだりした際に生じる臓器の変形とユーザが感じる反力を力学的にシミュレートする。本モデルを開発するにあたって考慮した要件を下記に挙げる。VR シミュレーションを目的とするにあたって実時間性は必須であり、この制約の中でより高精度な拍動表現、変形・反力計算を行うことが重要である。

- ・ 有限要素法に基づいた高精度な変形・反力計算
- ・ 仮想臓器内壁への時系列的な圧の適用による自律的な拍動の表現
- ・ 実時間性（変形計算に 30Hz, 反力計算に 1000Hz のリフレッシュレートを満たすこと）

3.1 提案する力学計算モデル

大動脈壁に対する触診は、ユーザの指の動きが反映される操作点と大動脈モデル間の接触判定とモデル内の変形・反力計算によってシミュレートできる。このうち、提案する力学計算モデルが対象とするのは後者の変形・反力計算である。特に、本モデルの特徴として、大動脈の (1) 形状 (2) 弾性率 (3) 血圧 を考慮し、リアルタイムに有限要素法に基づいた計算を行うことが挙げられる。この三つの要素がリアルな拍動感の再現に有効であることは [7] によって明らかになっている。

図 1 に三次元大動脈モデルの断面を示すイラストを用いて、触診の際の変形・反力導出の流れを示す。図 1 の一番左のように、大動脈の内壁に血圧が与えられると、変形計算によって全体が少し拡張した大動脈が得られる。内壁に適用される血圧値が高くなると、さらに拡張が大きくなる。このことによって、大動脈の自律的な拍動を表現する。また、触診によって外部から大動脈壁に変位が与えられた場合は、全体の変形に加えて反力が計算され、力覚提示デバイスを通してユーザの手に伝達される。

触診の際、医師は大動脈壁に大変形が生じるほど強く押し込むことはないため、外圧が血流へ及ぼす影響は小さいと考えられる。このため、本モデルでは大動脈の変形に伴う圧の変化は無視できると考えている。また、大動脈壁に対する圧迫は、大動脈壁を示す三次元形状表面に対して点が接触するものと仮定し、各構成ノードに変位を与えることによって表現する。

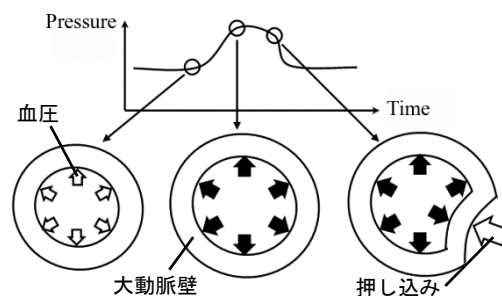


図 1 拍動臓器に対する力学計算モデルの概念図

3.2 有限要素法に基づく反力・変形計算手法

次に、変形・反力提示を行うための力学計算手法の詳細を記述する。各時相における変形・反力は有限要素法に基づいて導出を行うものとする。有限要素法は、計算力学において高精度な解を導出できる計算手法の一つであるが、その計算量が莫大であることが知られている。本プロジェクトでは、医療現場におけるシステムの使用を想定しているため、汎用 PC 上で実時間性を達成しなければならない。そこで、幾つかのソフトウェア高速化手法 [8, 9] を導入することによって、実時間シミュレーションを提供する。弾性体に粘性による時間遅れがないものと仮定すると、三次元生体組織モデルにおいて次の剛性方程式 (1) が成り

立つ。

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

ここで、 f , u はそれぞれ要素を構成する頂点（ノード）にかかる応力及び変位であり、 K は剛性マトリクスである。剛性マトリクス K は Condensation [8] によって物体内部ノードの計算を省略することで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することができる。このようにして得られる縮小された剛性マトリクスの逆行列を L とすると、表面ノードに対する応力・変位に対して 式 (2) が成り立つ。

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

次に、内壁ノードの添え字を i 、接触ノードの添え字を c 、その他のノードの添え字を o とすると、式(2) は 式(3) のように表すことができる。 f は大動脈モデルに与えられる外力、 u は変位である。

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

この結果、ユーザの手に返される反力は 式(4) によって導出することができる。右辺は L と u あるいは f との乗算のみからなるため、あらかじめ L を求めておくことで計算を高速化に行うことが可能である。また 式(4) を 式(3) に代入することによって表面ノードの変位が算出される。

$$f_c = L_{cc}^{-1}(u_c - L_{ci}f_i) \quad (4)$$

以上の手法を、変形計算及び反力計算を行える C++ の関数としてまとめ、ライブラリ化した。ライブラリは ヘッドファイル、LIB ファイル、DLL ファイル から成り、Microsoft Visual C++ などにインクルードすることによって用いることが可能である。

4. 前処理ツールの開発

3 章で紹介した有限要素陽解法に基づいた変形・反力計算には、シミュレート対象となる臓器の三次元形状と弾性率などから定義される剛性マトリクスが必要となる。このため、本プロジェクトでは物理パラメータの設定や剛性マトリクスの計算をサポートする前処理ツールの開発を行う。

4.1 前処理の流れ

図 2 に前処理の基本的な流れを示す。CT や MRI などの二次元画像集合から対象となる臓器が占める領域が三次元的に抽出され、四面体によって充填されることによって四面体メッシュが生成される。(STEP1) この四面体メッシュに対して、人体組織の弾性率や物理的な拘束条件の設定を対話的にサポートし、設定情報に基づいて変形・反力計算に使用する逆剛性マトリクス L を自動的に計算することが求められる。(STEP2) ノードは、そのノードが固定されているかどうか、物体の表面を構成するかどうか、内壁を構成するかどうかによって分類される。このノードの種類はノードに付加される固定フラグ・表面フラグ・内壁フラグによって管理される。コンデンセーション[8] は

物体内部のノードの振る舞いを表面ノードに帰着させる手法であり、表面の変形に関しては通常の計算方法と全く等価な解の導出が可能である。本手法を適用することによって、効果的に剛性マトリクスを縮小させ、変形計算の高速化を図る。

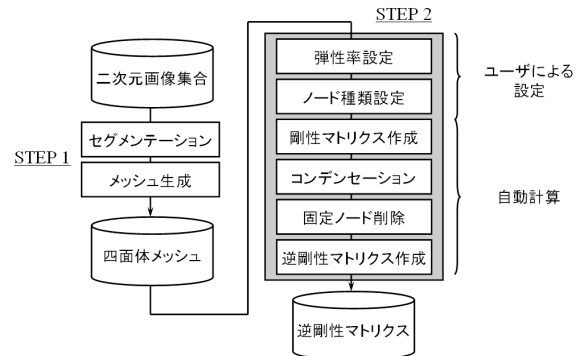


図 2 前処理の流れ

ここで、STEP1 のセグメンテーション及びメッシュ生成に関する処理を行えるソフトウェアは幾つかの製品化例があるが、STEP2 の作業を効率的にサポートするソフトウェアは見られない。そこで、本プロジェクトでは STEP2 の作業をサポートする前処理ツールの開発を行うことにした。開発に当たって、考慮した要件を下記に挙げる。

- ・ 仮想臓器の全体あるいは一部に対して任意の弾性率を設定できること
- ・ 仮想臓器への内壁情報の付加やその他の拘束条件の設定が可能であること
- ・ 設定した弾性率や拘束条件に基づいて剛性マトリクスを自動的に作成できること

4.2 MatrixBuilder

筆者らは、前節で述べた要件を考慮して、弾性率の設定から逆剛性マトリクスの自動計算までをサポートする前処理ツール：MatrixBuilderを開発した。本ソフトウェアは Windows 上で動作するアプリケーションであり、その外観は 2 つのウィンドウから構成される。図 3 にそのユーザインターフェースを示す。

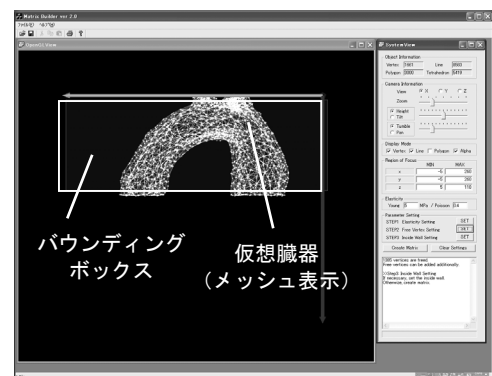


図 3 MatrixBuilder のユーザインターフェース

左のウィンドウは仮想臓器の三次元形状を表示するために用いられ、四面体メッシュを構成するノードが、固定ノード・表面ノード・内壁ノードに色分けされて表示され

る。例えば、描画方法は、ノード・ライン（メッシュ）・ポリゴンなどから自由に選択することができ、ポリゴンを透過して表示することが可能である。また、カメラの移動によって回転や拡大・縮小などの基本的な操作を行うことができる。右のウインドウ内には、入力用のリストボックスやボタン等が配置されている。

MatrixBuilder を用いて、シミュレーションに適用される三次元形状を参照しながら、任意箇所のヤング率・ポワソン比を設定でき、ノードの固定や大動脈の血圧を適用するために必要な内壁ノードの設定を行うことができる。三次元形状を参照しながらのパラメータ設定には直方体のバウンディングボックスを活用し、ボックス内部のノードや四面体に対して、右のウインドウ内に入力された値の設定を行う方式を採用することとした。また、大動脈のような筒状の物体に対して内壁情報を与える場合は、内壁を構成するノードを一つ選択するだけで、連続する内壁のすべてのノードを走査し、自動的に内壁フラグを与えることができる。パラメータの設定後、剛性マトリクスの作成からコンデンセーションなどの高速化手法の適用、逆剛性マトリクスの計算など、一連の処理が自動的に行われる。

5. 大動脈触診シミュレータの開発

次に、3 章及び 4 章で紹介した力学計算ライブラリ及び前処理ソフトウェアを実装した汎用 PC に力覚提示デバイスを統合することによって、VR 環境内で手術手技のトレーニングを行えるシステムの開発を行ったので報告する。心臓血管外科手術中に行われる大動脈触診の指でつまむ動作をサポートし、そのときの血管壁の物理現象をシミュレートすることによって、本システムはこれまで難しかった拍動臓器を対象とした触診のトレーニング、胸部外科における術前プランニングの実現を目指す。

5.1 大動脈触診シミュレータの開発

上記の大動脈触診シミュレータを開発するにあたって必要と考えられる要件を以下に挙げる。

- ・ 開発した有限要素計算モデルのシステムへの統合
- ・ 操作点（マニピュレータ）と仮想臓器間の接触判定アルゴリズムの実装
- ・ 触診の際のつまむ動作をサポートする力覚提示デバイスの実装
- ・ 正常大動脈と部分的な硬化病変を持つ大動脈等のモデリングとパラメータ設定

これらの要件のうち、上の三つを踏まえて設計したシステムの構成図（リアルタイムシミュレーション時）を図 4 に示す。本システムは、接触判定アルゴリズムと大動脈モデルに触れた際の変形・反力計算アルゴリズムの二つを統合したシミュレーションフレームワークを持つ。接触判定部は力覚提示デバイスから得られる操作点の三次元座標と、仮想大動脈の四面体メッシュからユーザの指が大動脈モデルに触れたかどうかの判定を行う。本アルゴリズムは [10, 11] において提案された手法に基づいた。

操作点と仮想臓器との接触が検出されると、接触点と現在の操作点の位置から表面がどれだけ押し込まれたかを示す変位情報が取得できる。この変位が力学計算ライブラリに入力されると、本ライブラリは反力及び変形結果をそ

れぞれ力覚提示デバイス及び描画アルゴリズムへと返す。この処理を反力計算に関しては 1000Hz、変形計算に関しては 30Hz のリフレッシュレートを満たしつつ行うことで、触診の際に生じる大動脈壁の振る舞いと手に返される反力をリアルタイムにシミュレートすることが可能である。

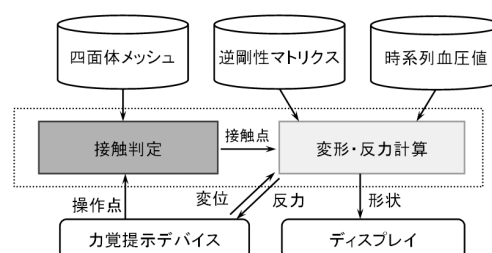


図 4 大動脈触診トレーニングシステムの構成図

5.2 大動脈弓と硬化部位のモデル化

大動脈触診シミュレータに適用する大動脈弓の三次元形状は米国国立図書館（National Library of Medicine）から配布されている Visible Human Male [12] から領域抽出を行って、四面体メッシュ化を行った。作成した四面体メッシュを前処理ツールに適用し、均一な弾性率を持つ正常大動脈を想定して剛性マトリクスの作成を行った。図 5 に前処理ツールによって設定を行った大動脈弓モデルを示す。ソフトウェアの画面上では、固定ノードは赤、内壁ノードは緑、その他のノードは青で表示される。

また、硬化大動脈の症例をモデル化するために、図のように同じ四面体メッシュに対して部分的に高い弾性率を与えることによって大動脈壁の石灰化を表現することとした。正常部位、硬化部位の弾性率は数名の心臓血管外科医によって与えられた平均値を採用した。弾性率の値や設定方法の詳細は、シミュレータ試用結果として 6 章において記述する。

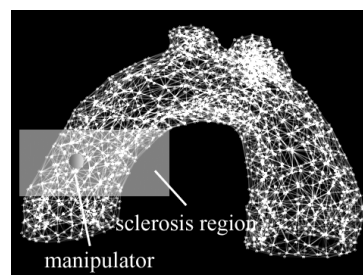


図 5 前処理ツールによって作成された大動脈弓モデル

5.3 実装結果と機能

図 6 (a) に構築した大動脈触診シミュレータのハードウェア構成を示す。開発した力学計算ライブラリ及び接触判定アルゴリズムはシミュレーションフレームワークとして CPU: Pentium 4 Xeon Dual 2.4GHz, Memory: 1024MB を搭載した PC へ実装した。力覚提示デバイスには 2 台の PHANTOM (Sensable Technologies Inc.) を採用した。輪ゴムによって指を PHANTOM のマニピュレータに固定することによって 2 指でのつまむ操作をサポートする。また、行列計算には Intel Math Kernel Library [13] を用いた。

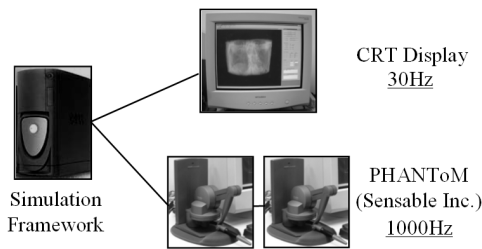


図 6 大動脈触診シミュレータのハードウェア構成

6. 評価と結果

本章では、開発した力学計算ライブラリと前処理ツールに対し、計算時間やモデルの表現能力を定量化することによって、その機能評価を行う。また、構築した大動脈触診シミュレータに関しては、心臓血管外科医や医学生に対して行った試用実験を通して有用性の検証を行う。

6.1 反力・変形計算ライブラリの機能

まず、力学計算ライブラリの機能を検証する。図 7 は提案モデルを用いた際の仮想臓器のノード数と計算時間の関係である。二指でのつまむ動作をサポートするためには 2 点接触の際の変形と反力の計算が必要となるが、図 7 (b) のグラフから 3000 ノード程度の詳細なモデルに対しても変形に関しては 0.5msec、反力に関しては 0.08msec の高速な計算が可能である事が分かる。計測はすべて Pentium III Dual 933MHz, Memory 1024MB 下で行っている。

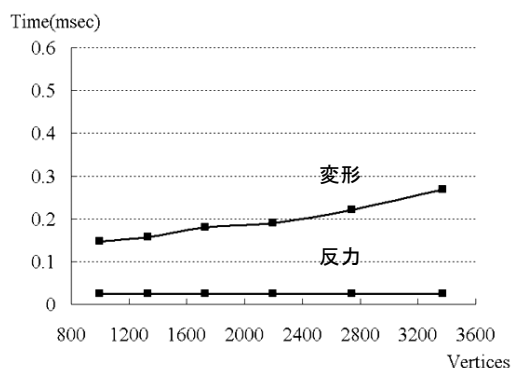


図 7 (a) 変形・反力計算に要する計算時間：1 点接触

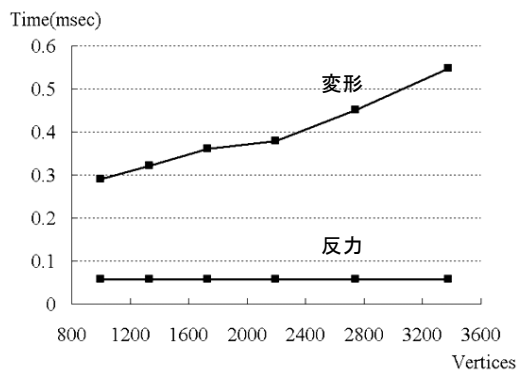


図 7 (b) 変形・反力計算に要する計算時間：2 点接触

次に、提示される反力を定量的に確認するために、作成した正常・硬化大動脈モデルに対して、特定の表面を等し

く変位させることによって触診時の押し込み動作とし、その際に手元に返される反力を測定した。正常部位には 1.0MPa、硬化部位には 3.2MPa の弾性率を与えた。図 8 は測定の結果得られた大動脈圧と反力の関係である。両モデルともに内圧の変化に応じて反力がなめらかに変化し、自律的な拍動が表現されている。硬化部位に対する押し込みでは反力は相対的に増加するが、拍動はあまり伝達されていないことが分かる。また、図 9 は触診のつまむ動作に対して動脈壁がリアルタイムに変形する様子を示している。このように、開発した力学計算ライブラリは拍動感の提示に加えて、二指での操作の結果生じる臓器の力学的な振る舞いを実時間でシミュレートすることができる。

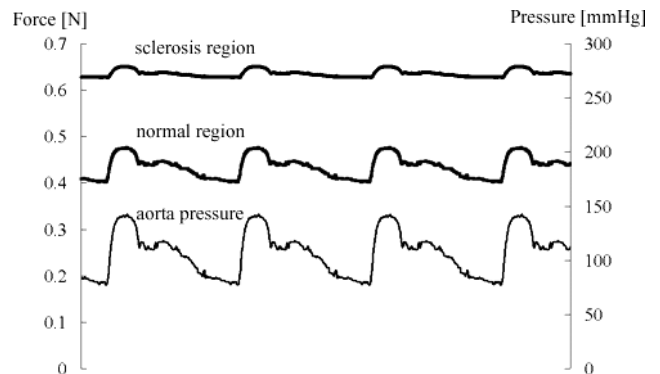


図 8 大動脈圧と反力の関係

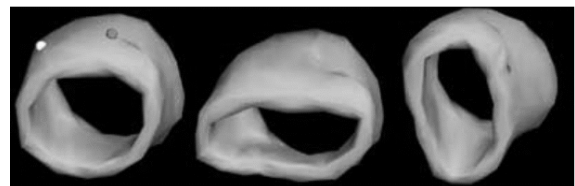


図 9 触診の際に生じる大動脈壁の変形の様子

6.2 前処理ツールの機能

次に、前処理ツールによる逆剛性マトリクス計算に要する時間と記憶量を検証する。図 10 に仮想臓器を構成するノード数と前処理計算に要する(a) 計算時間 と (b) 記憶量の関係を示す。3000 ノード程度の臓器モデルであれば、640MB ほどの記憶量を要し、約 6 分で計算が終了する。これらは十分に実用的な計算時間と記憶量であると考えられる。

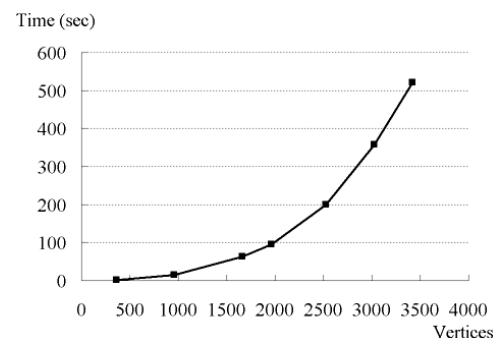


図 10 (a) ノード数と前処理に要する時間との関係

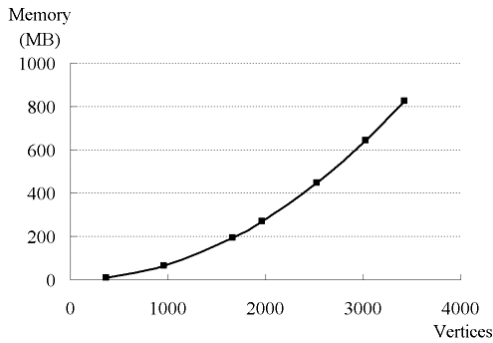


図 10 (b) ノード数と前処理に要する記憶量との関係

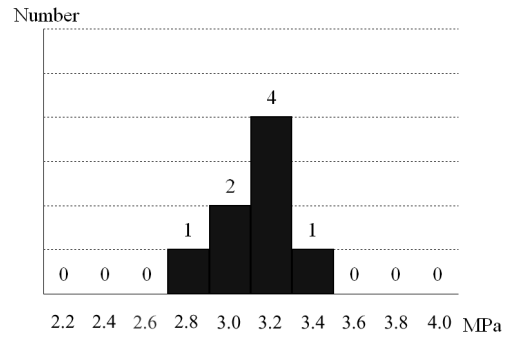


図 11 (b) 硬化と診断すべき硬さの設定結果

6.3 大動脈触診シミュレータの試用評価

最後に、心臓血管外科医と医学生に協力頂いて行った試用実験を紹介し、結果の検証を行う。

心臓血管外科医による硬さの設定

まず、構築した大動脈触診シミュレーションシステムが、パラメータの設定によって生体の大動脈の振る舞いをシミュレートし、触れたときの触感を再現できるかどうかを検証するために、5年以上の触診経験を持つ心臓血管外科医 8 名の参加のもとで、定性的な評価実験を行った。実験では、0.2MPa、0.4MPa、0.6MPa … というように 0.2MPa ごとに 0.2MPa から 4.0 MPa の 20 通りの硬さを設定した同形状の大動脈弓モデルを用意し、医師にモデルに対する触診を通して、最も正常大動脈に近いと思われる硬さを設定してもらった。また、同様に部分硬化モデルも触ってもらい、硬化病変だと診断すべき硬さを閾値として設定してもらった。本実験は拍動なしの条件下で行い、ポワソン比はすべて 0.5 とした。

横軸に硬さを、縦軸に指定した人数をとったグラフを図 11 に示す。図 11 (a) が正常時の硬さ、図 11 (b) が硬化と診断した硬さの閾値の統計である。図 11 (a) から、正常大動脈の硬さとして全員が 1.0MPa もしくは 1.2MPa を指定しているのが分かる。また、医師年数の多い医師ほど 1.0MPa を選択している傾向も見られた。図 11 (b) からは 3.0MPa ~ 3.4MPa あたりが硬化と診断する際のおおよその閾値となっているのが分かる。実験結果から得られる結論は以下の通りである。

- ・ 1.0MPa のヤング率を与えた大動脈モデルは生体の正常大動脈に近い硬さを提示できる
- ・ 3.0MPa 以上の弾性値を部分的に設定することで硬化病変の例をモデル化できる

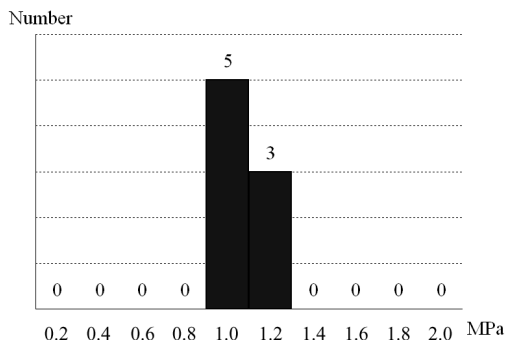


図 11 (a) 正常大動脈の硬さ設定結果

硬さ教示能力に関する評価

次に、生体臓器の触診経験がない医学部 5 回生 18 名に本システムを試用してもらい、正常大動脈・部分硬化大動脈の硬さ教示能力を検証した。実験では、条件 1：硬さを全く教示しない場合（献体の硬さのみ体験）、条件 2：口頭で教示する場合、条件 3：システムを通して教示する場合の 3 条件で正常大動脈の硬さの教示を行い、0.2MPa から 2.0MPa の 10 パターンの大動脈モデルから、記憶した硬さを持つと思われる大動脈モデルを選択してもらう方法を採用した。条件 2 の口頭教示には、心臓血管外科医が触診経験のない研修医へ教示する際に用いられてきた「ゴムホースよりも少し柔らかい程度」という表現を用いた。

横軸に 10 パターンの硬さ、縦軸に選択した人数の統計をとったグラフを図 12 に示す。条件 3 において正常大動脈の硬さ（本システムでは 1.0MPa~1.2MPa）を大部分の学生が指定できており、明らかにシステムによる提示が最も認識率を向上させることが分かる。逆に、献体による硬さの体験や硬さを口頭で伝えることはほとんど意味をなしていない。このように、本システムによる大動脈の硬さの教示は、従来の教示方法よりも触診の習得を効果的に支援できることが分かる。

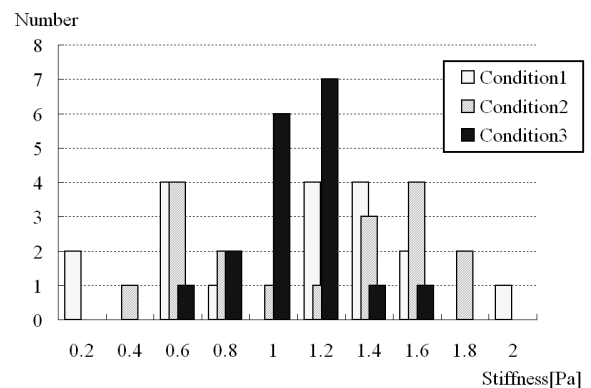


図 12 正常大動脈の硬さ認識結果

最後に、開発したシステムが部分的な硬化を教示できるかどうかを検証する実験を行った。実験に用いる仮想大動脈には、異なる硬化箇所を持つ部分硬化モデルを 3 パターン作成して使用することとした。正常部位の弾性率は 1MPa、硬化部位の弾性率は 5MPa とした。

実験では、大動脈弓全置換術の際の硬化大動脈に対する処置を想定し、触診によって硬化部位を確認し、硬化部位を避けてクリップによる血流遮断を行う状況を再現した。まず、大動脈弓全体を触ることで硬化部位の大体の位置を

特定してもらい、その後に血流遮断の予定箇所として硬化部位と正常部位の境界を大動脈モデル上に指定してもらうこととした。

図 13 に三つの部分硬化モデル上に指定された境界点の分布を示す。部分的に濃い色が塗られている箇所は硬化部位を示しており、周辺の正常部位よりも硬くなっている。分布から医学生の大半は正常部位と硬化部位の硬さの違いを認識できていることが分かる。このように、硬さの違いを提示することによって大動脈硬化の症例に対する触診を体験することができる。一方で、境界の指定には幾分ばらつきが見られる。触診の目的は硬化部位の位置を把握することと、その範囲（境界）を特定することであるが、境界の認識はより難しく練習が必要とされる。本システムにおいても同様の傾向が見られることから、システムの継続的な使用によって反復練習を繰り返すことが境界認識のための触診スキルの習得に重要と考えられる。

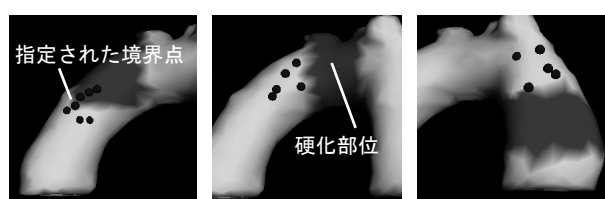


図 13 部分硬化モデル上に指定された血流遮断予定箇所

7 考察と今後の課題

従来の手術手技シミュレータは主に肝臓などの静的な臓器を対象としており、心臓などの自律的に運動する臓器を対話的に扱える環境は実現されていなかった。これに対して、本プロジェクトでは、拍動臓器を対象とした力学計算モデルを提案してライブラリ化を行い、モデリングをサポートする前処理ツールと共に、力覚提示デバイスを備えた標準的な PC へと適用することによって、手術手技のトレーニングを行えるシステムの開発を行った。

一方、計算時間の測定結果から、3000 ノード以上の仮想臓器になると前処理に莫大な時間・記憶量が必要になることが分かった。リアルタイムシミュレーションの計算時間に関しては、さらに詳細な仮想臓器を本ライブラリに適用することも可能と考えられるが、その場合には関数に引き渡すマトリクスの大きさが問題となる。サイズの大きなマトリクスを配列として関数に渡すには 64bit の型を扱える開発環境が必要となり、現状の Windows 環境では実現が難しい。これには開発環境の移行に加えて、変形・反力計算の局所化 [3, 14] などによって対応する必要がある。また、さらなる精度の向上を目指すためには、非線形の有限要素モデル [15] などの採用も考慮に入れなければならない。今後は、本プロジェクトを進めるに当たって得られたこれらの知見を踏まえ、モデルの機能拡張・精度向上を図ることが重要である。

8 おわりに

本プロジェクトでは、心臓や大動脈などの自律的な運動を伴う臓器を対象として、高精度かつ対話的な応答を返す VR シミュレーションを目的とした力学計算手法の開発を行い、C++ の関数としてライブラリ化を行った。開発した力学計算モデルは、大動脈触診の際に血管壁に生じる変形と手元に返される反力を、有限要素法に基づいて高精度か

つリアルタイムにシミュレートすることが可能である。また、仮想臓器のパラメータ設定や剛性マトリクスの計算をサポートする前処理ソフトウェアを開発した。現在は、京都大学医学部附属病院の web サーバ上に web ページを設置し、当該ページを通してユーザがライブラリファイルや開発ソフトウェアの実行ファイルをダウンロードできる環境を提供している。実時間で変形・反力計算が可能な汎用ライブラリはデジタル・ヒューマン構築に関する研究や医用 VR におけるアプリケーション開発の促進などに貢献が見込める。

次に、力覚提示デバイスを備えた標準的な PC へ開発ライブラリを適用することによって、手術手技のトレーニングを行えるシステムの開発を行った。心臓血管外科医によるパラメータ設定によって作成された数例の大動脈モデルを用いて医学生に対する評価実験を行い、本システムが正常大動脈の硬さや硬化と診断すべき硬さの認識、触診のトレーニングに有用であることの確認を行った。

2002 年度より、開発した大動脈触診シミュレータは実験的に医学生の臨床実習へと導入され、情報技術の医療応用の体験を目的とした授業の一部として使用されている。体験コースでは、システム上で仮想大動脈にふれることによって、正常大動脈の硬さと硬化と診断すべき硬さを認識でき、心臓血管外科における血流遮断時の触診を実際の手技に基づいて体験することができる。従来では、生体の臓器に触れる機会は配属後であることがほとんどであったが、臨床実習の中で VR シミュレータを通して配属前に触診のイメージをつかみ、実際の手技を体験することができる。このように、開発成果は体験を通じた早期の適正発掘に有用と考えられる。

デジタル・ヒューマン構築に関する技術は、本プロジェクトで実施してきたような医学教育への用途に加え、綿密な術前計画を支援する用途にも有用と考えられる。今後は力学計算ライブラリの機能拡大と精度向上を図りながら、患者実測データに基づいて手術プロセスを術前にリハーサルできる理想的なシステムの提供を目指す。

謝辞

本プロジェクトを進めるにあたり、多大なる御協力を頂いたカーネギーメロン大学 ワイタカー記念全学教授 金出武雄 PM、京都大学医学部附属病院 医療情報部 黒田知宏講師、ならびに心臓血管外科 米田 正始 教授、坂口元一医員 に深く感謝致します。また、京都大学 高橋 隆名誉教授、東京大学大学院 医学研究科 小山 博史 教授、滋賀医科大学 生命情報学 小森 優 教授 他 皆様にも様々なご指導を頂きました。ここに、感謝の意を述べさせていただきます。

参考文献

- [1] 尾本良三, "低侵襲心臓外科手術", 診断と治療社, ISBN4-7878-1099-5, 2000.
- [2] U. Kuhnappfel, H. K. Cakmak and H. Mass, "Endoscopic Surgery Training Using Virtual Reality and Deformable Tissue Simulation", Computers & Graphics (Elsevier Science), Vol. 24, No. 5, pp. 671-682, 2000.
- [3] J. Berkley, S. Weghorst, H. Gladstone et al, "Banded Matrix Approach to Finite Element Modelling for Soft Tissue Simulation", Virtual Reality Research Development and Application, Vol. 4, pp. 203-212, 1999.
- [4] N. Mukai, M. Harada, K. Muroi, T. Hikichi and A. Yoshida,

- "New Graphics Models for PC Based Ocular Surgery Simulator", Proc. of Medicine Meets Virtual Reality (MMVR), pp. 329-335, 2001
- [5] 徳田 正孝, 関岡 清次, 上野 高廣, 林 哲也, F. Havlicek, "心臓左心室力学的機能評価のための数値シミュレータの構築", 日本機械学会論文集 Vol. 58, No. 551, p.1100-1106, 1992
- [6] Wei-te Lin, Richard A. Robb; "Simulation and interactive multi-dimentional visualization of cardiac dynamics using a patient-specific physics-based model", Proceedings of Computer Assisted Radiology and Surgery, pp.35-40, 2000
- [7] M. Nakao, H. Oyama, M. Komori, T. Matsuda, G. Sakaguchi, M. Komeda and T. Takahashi, "Haptic Reproduction and Real Time Visualization of a Beating Heart for Cardiovascular Surgery Simulation", International Journal of Medical Informatics (Elsevier Science), Vol. 68, Issue 1-3, pp. 155-163, 2002.
- [8] M. Bro-Nielsen and S. Cotin, "Real-time Volumetric Deformable Models for Surgery Simulation Using Finite Elements and Condensation", Eurographics Computer Graphics Forum, Vol. 15, No. 3, pp. 57-66, 1996.
- [9] 広田 光一, 金子 豊久, "柔らかい仮想物体の力覚表現", 情報処理学会論文誌, Vol.39, No.12, pp. 3261-3268, 1998.
- [10] C. B. Zilles and J. K. Salisbury, "A Constraint-based God-object Method for Haptic Display", IROS 95, pp. 141-151, 1995.
- [11] D. Ruspini, K. Kolarov and O. Khatib, "The Haptic Display of Complex Graphical Environments", ACM SIGGRAPH, pp. 345-52, 1997.
- [12] The Visible Human Project,
http://www.nlm.nih.gov/research/visible/visible_human.html
- [13] Intel Math Kernel Library,
<http://www.intel.com/software/products/mkl/mkl52/>
- [14] 中尾 恵, 黒田 知宏, 小山 博史, 小森 優, 松田 哲也, 坂口 元一, 米田 正始, 高橋隆, 適応型物理モデルを用いた手術アプローチ検討支援システム, VR 医学, Vol.1, No.1, pp.49-57, 2002
- [15] G. Picinbono, H. Delingette and N. Ayache, "Non-Linear Anisotropic Elasticity for Real-Time Surgical Simulation", INRIA Yearly Activity Reports, 2000.