

# 臓器および操作器具の数学モデルによる 医学教育用力覚表示システムの開発

Force Display System for Medical Training Using Mathematical Models of Internal Organs and Medical Instruments

本間 達, 若松 秀俊

Satoru HONMA and Hidetoshi WAKAMATSU

東京医科歯科大学 大学院保健衛生学研究科

(〒113-8519 東京都文京区湯島 1-5-45, hommtec@tmd.ac.jp)

**Abstract:** The artificial reality provides a useful training method for experimental handlings of biological organs due to various kinds of technical difficulties and ethical problems. Internal organs and medical instruments are mathematically synthesized as elasto-visco-plastic models, which are rapidly enough calculated for their real-time dynamical description. In this paper, the force display system is designed for the medical training, presenting operational feeling of a syringe needle and an edged tool.

**Key Words:** *Elasto-Visco-Plastic Model, Virtual object, Real-time deformation, Interaction*

## 1. はじめに

人工現実感の研究では、現実の事象を仮想空間内に再現し、これを用いた経験を利用者に提供する。このためには、事象の論理的な解析が必要であるが、解析および再現のいずれも完全に行うのは困難であり、再現すべき特徴を明確にするような観点からの解析が行われる。例えば、人間の視覚および触覚でとらえやすい物体の力学的特性を表現するために古くから物理モデルが検討されてきた。物体のもつ弾性と粘性および質量に注目して固体の動特性を表現するものとして Kelvin-Voigt モデル[1][2]があり、このモデルを用いて仮想物体を構築し表現する手法が検討されている[3][4]。また、物体をあらかじめ個別の大きさに分割し、これらの間の弾性および粘性を考慮してする拡張個別要素法[5]や、一定の大きさの粒子の集合で表現する粒子法[6]が提案されており、破壊された物体の動態や流体の表現に有効であることが示されている。

一方、仮想物体を外部から操作し、その動態を触感として得る力覚表示システムは、仮想空間に再現された現実を操作するのに有用である。この中で特に物体の破壊に注目し、意図的に形状を整えながら破壊を生ずる切離について研究が進められており、ナイフ型・ハサミ型・ノコギリ型の操作器具と連動する仮想器具によって仮想物体を切離するシステム[7]が提案されてきた。また実時間で操作感を提示するために、操作者と仮想空間内の時間を一致する

必要がある。このために、Kelvin-Voigt モデルの弾性を拡張し、弾性限界をこえた場合の動態を塑性と定義して演算時間を削減可能な粘弾塑性体モデル[8]が提案されている。破壊を取り扱うこれらのシステムは、現実では取扱いが危険な事象や、倫理的に問題があるとされる生体組織を用いた実験を模擬するのに有用であり、特に医学教育で期待されている。

ところで多くの力覚表示システムでは、操作器具を剛体として扱うので、現実には無理な操作も可能になる場合もあり、適正な操作を習得するという教育効果の点から改善するのが望ましい。

そこで、本研究では、臓器形状と物性を反映した臓器モデルと器具モデルを粘弾性塑性モデルで構築する。このモデルを用いて採血や手術などの際の操作感覚を経験するための医学教育用システムを開発し、穿刺や切開などの操作感覚を提示する手法について検討する。

## 2. 仮想物体の相互作用に基づいた力覚の提示

### 2.1 破壊を表現可能な物理モデルの構築

生体組織の物理モデル化では、骨のような一部の硬い組織を除けば、多くは粘弾性組織と考えるのが適切である。これらの組織に操作を加えたときに生じる、切離などの非可逆的な変形を表現するには塑性も考慮しなければならない。仮想空間内での変形・破壊を実時間で表現するため

に、物理モデルで仮想物体を構築するが、人間が操作するシミュレータでは、計算機単独のシミュレーションと異なり、演算時間が操作する人間と同一であること、すなわち実時間での演算が必要である。ところで破壊をとまなう場合には運動方程式の再構築が必要であり、実時間でこれを実現するために、本間らは粘弾性固体を表現する Kelvin-Voigt モデルに塑性を組み合わせた粘弾塑性体モデル(以下、バネと表記)を提案している[8]。正四面体構造の各辺にバネを、頂点に質点をそれぞれ配置した基本構造を連続的に接続して任意の形状の物体を構築することが可能である。このモデルでは物体同士の相互作用による変形・破壊も表現できるだけでなく、一般的な PC でも実時間での演算が可能であることが示されており、力覚表示システムへの応用に適している。

## 2.2 任意形状の仮想物体の構成

仮想環境内の物体を、前述のように正四面体を基本構造とする質点とバネで構築する[8]。具体的には、物体の形状と一致する領域を空間内に設定し、基本構造を連続的に配置し、対象領域の内部を充填する。基本構造の一部が領域外にある場合は、該当する質点およびバネが存在しないとする。このために正四面体を連続的に配置した各頂点を格子点と考える[9]。すなわち、領域内に存在する格子点に対応する質点およびそれらを接続するバネによって仮想物体を構築する。格子点は一定間隔の平行な平面上に存在するので、領域を平行面で分割し、各平行面ごとの領域の断面内に存在する質点と隣接する断面内の質点同士をバネで接続する。物体内部の空洞は、領域外と同様に対応する質点もしくはバネが存在しないとして設定する。空洞内部に格子点が該当する場合は、質点とバネ、該当しない場合はバネのみが存在しないとする。

また、複雑な形状を設定する場合は、物体の断面ごとに設定する。図1のように格子点は一定間隔の平行な面上に存在するので、この面ごとに領域を分割し、断面ごとに質点とバネの接続などを設定する。

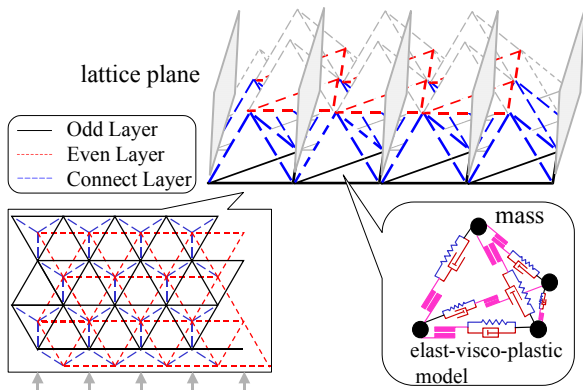


図1 物理モデルの連続配置と格子点の設定

## 2.3 物理モデルの相互作用に基づく力覚の計算

上述のように、操作される物体のみならず、操作する器具もそれぞれ物性の異なる仮想物体として考え、仮想空間内に存在する全ての物体をバネで構築し、器具を構成する要素ごとに質量と速度・加速度を演算する。力覚を表示するために、一般的には力を算出するが、操作デバイスに組み込んだアクチュエータの多くはトルク制御を行う。そこで各軸方向への成分を考慮した質点同士の相互作用が及ぼす力を用いて、力覚を及ぼすモーメントを算出する[10][11]。具体的には、デバイスと仮想器具の姿勢が一致するので、操作デバイスの関節部にあるモータの軸を基準点と考え、器具との相対位置から空間内に設定した仮想の基準点まわりのモーメントを要素ごとに算出し、操作デバイスのモータより出力する。質点に作用する力は $x,y,z$ 軸方向のベクトルに分解するので、これに対応するモーメントの出力が必要である。また、器具のねじりによって生ずる力覚も表現するために4つのモータを利用する。操作者の視点から、操作器具、仮想器具、仮想物体の順に配置し、器具の動作範囲を限定する。このため、 $x,y,z$ 軸方向の力により、それぞれモータ1,2,3の軸まわりのモーメントを生ずる。さらに操作者のねじる動作によってモータ4まわりのモーメントを生ずる。この様子を図2に示す。

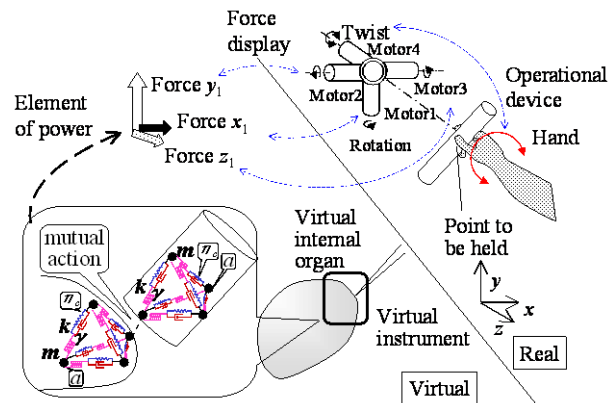


図2 臓器と操作器具間の相互作用に基づく力覚表示の概念

## 3. 操作デバイスの設計

### 3.1 種々の仮想デバイスの開発

採血をはじめとして、多くの医療行為では人体に対する「加工」が必要となる場合が多い。例えば骨の整形では、ノミで砕いたり、ヤスリで削ったりすることもある。これらの点を考慮してこれまでに開発してきたナイフ型・ハサミ型・ノコギリ型の各切離器具型操作デバイス[7]と連動する仮想デバイスを開発する。なお、必要に応じて、仮想デバイスにあわせて操作デバイスの改良もおこなう。

仮想器具の形状と一致する領域を空間内に設定し、その内部に存在する物理モデルを考える。一般的な切離器具の特性を考えて、弾性定数および質点の質量を大きく設定した。図3に示すのは仮想のナイフ様器具と採血シリンジの

穿刺針様器具である。また、図中の球状物体および管状物体はそれぞれ、仮に設定した充実臓器および血管モデルの一例である。

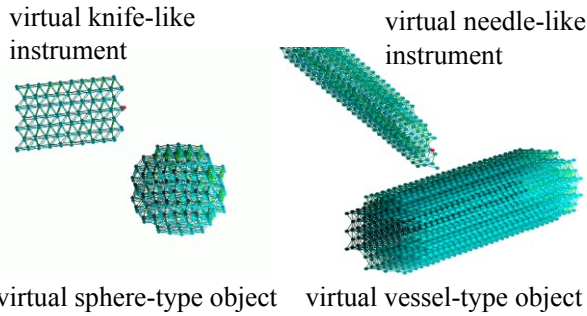


図3 ナイフ型器具と穿刺針型器具

### 3.2 穿刺型操作デバイスの開発

多くの医療従事者が共通して習得する技術の1つに採血がある。この医療行為は比較的簡単な技術であるので、養成校で練習に多くの時間を割くことはない。しかし、これに付随する刺傷行為に慣れるまでは、技術の向上が困難である。学生同士の練習に依存することなく、これを補うための訓練機器[12]は必要であり、これを力覚表示システムとして開発するのは有用である。

一般的な採血では①血管の走行に針の向きを合わせ、②刺す角度を調節しながら③血管内に刺入し、血管内に届いたことが確認されたら④ピストンを引いて血液を吸い上げる。このとき、針の先端が血管内壁に張りつく場合があるので、⑤針を回転して先端の位置をずらす場合がある。

これらの操作を力覚表示システムの操作デバイスで実現するためには、最低5自由度が必要であり、針の先端で任意の血管を選択するためには、空間内の運動を考慮した専用の操作デバイスを開発しなければならない。この概要を図4に示す。上述の仮想穿刺針はこのデバイスと連動して動作する。

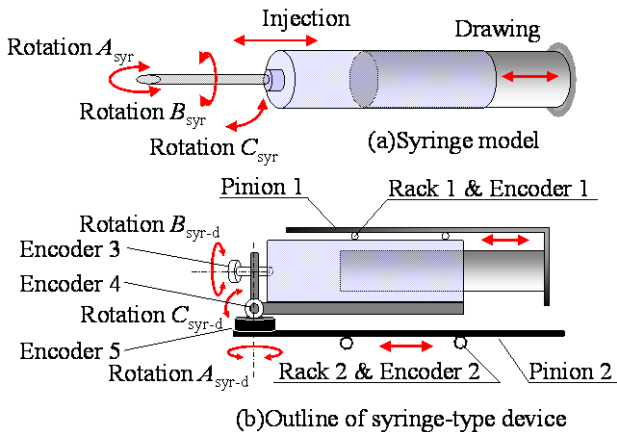


図4 シリンジ型操作デバイスの概要

## 4. 物性を反映した仮想空間の構築手法

### 4.1 MRI データに基づく人工臓器モデルの構築

人体臓器はその形状が複雑であり、また個体差があるの

で正確にモデル化するのは困難である。しかし、上述の理由から、一定間隔の平行面に沿って計測した人体断面画像データを用いれば、比較的正確に領域を設定し、現実の臓器形状を反映した臓器モデル[9]が構築可能である。この観点から、一定間隔で人体を傷害することなく、核磁気共鳴によって内部状態をとらえ、断面像を連続的に提示するMRI画像は、組織の違いが輝度の変化として表わされており、断面画像内での領域の区別が容易である。したがって、人体内部にある臓器をモデル化する場合、この画像を利用するのが有用である。ところで一般的なMRI画像の解像度は $256 \times 256$ 画素であるが、計算機の演算性能を考慮し、臓器モデルを1断面あたり $40 \times 40$ の要素で構築する。

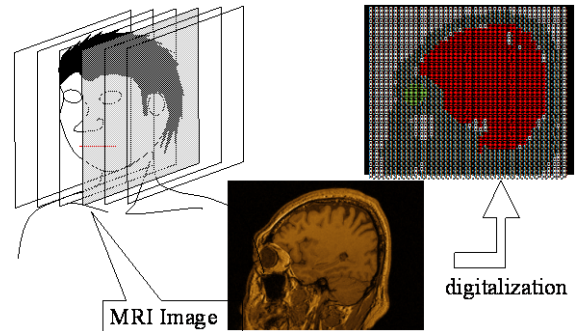


図5 MRI画像に基づく人工臓器モデルの構築

### 4.2 頭部モデルの構築

本研究では、頭部のMRIデータを用いてモデルを構築する。人体頭部は比較的軟らかい脳と硬い頭骨からなり、眼球・筋肉・耳下腺などが付随する。本研究では議論を単純化するために脳と眼球以外の組織について頭骨に付属すると考える。すなわち、図5に示したように脳、頭骨、眼球の3つのモデルのみで人体頭部モデルを構築する。MRI画像上に設定した $40 \times 40$ の格子点の位置が、この3つのいずれに該当するかを判断し、数値化したデータベースを等間隔で撮像した40画像について作成する。この数値データに基づき、同一座標を基準として、脳・頭骨・眼球を仮想空間内に構築し、これらを重ね合わせて頭部モデルとする。この様子を図6に示す。

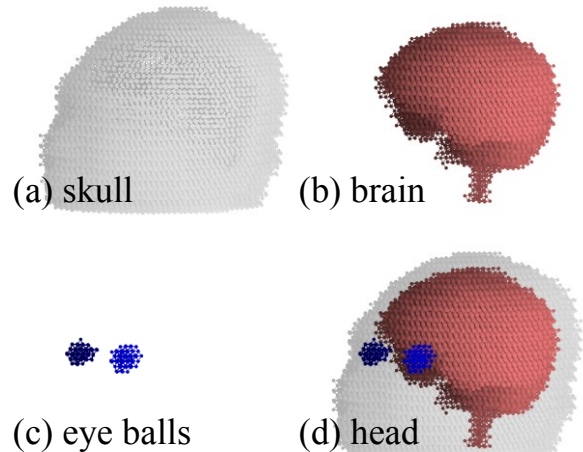


図6 数学モデルで構築した人体頭部の表現

## 5. 考察

仮想物体を構築する物理モデルは、正四面体構造を基本構造とするので、その頂点である格子点ごとに座標軸が傾き、一定周期の連続的な折線座標系となる。要素数の少ない物体を構成する場合、そのズレにより物体の形状がゆがむ場合があるが、本研究のように一定以上要素数で構築する場合、その形状にはほとんど影響を与えない。

本研究で用いた粘弾塑性体モデルは、質点同士の衝突を判定して物体同士の接触を実現している。衝突に関与した各質点をそれぞれ力の作用点と考え、モータの軸や把持点など特定の点までの距離を考慮すれば、各器具に取りつけたモータの軸まわりのトルクが算出可能なので、これを出して力覚の表示が可能になる。なお、実際には操作者がデバイスを把持する点から各モータの軸までの距離により、得られる力覚が変化する。これは、実際に器具を用いて物体を操作するときと同様であると考えられる。

ところで、力覚表示システムの操作デバイスは、これと連動して仮想空間内の器具を操作し、フィードバックされるトルクを出力して操作者に力覚を伝える入出力装置である。その設計には、実際の使用状態における器具の特性を考慮することが必要であり、汎用の力覚提示装置では再現しきれない場合もある。本研究では、これまで研究してきた切離デバイス型操作器具の他に、新たに採血シリンジ型操作器具を提案した。この器具では5自由度を想定しており、実際の採血が十分に再現可能であると考えられる。なお、従来開発してきたナイフ型・ハサミ型・ノコギリ型の切離器具型操作デバイスもそれぞれ利用可能とするが、仮想器具を用いたシミュレーションに基づいて、デバイスの改良も順次行っていく予定である。

器具モデルをバネで構築すると、演算量の増加は避けられない。しかし、無理な操作によって不適切な力が加わると器具が壊れるので、不自然な操作を避けるような操作を習得する。このため、教育用のシステムとしては望ましいと考えられる。

ところで、本研究では人体臓器モデルとして脳を選択し、その周辺のMRIデータを用いて人体頭部モデルを構築した。脳周囲の頭骨モデルで、物理モデルの基本構造が最低2層以上となるようにするために、脳の高さとの比率から1画像につき40×40要素を設定した。この分割を細かくするほど物体の形状は詳細に再現可能だが、演算時間も大きくなるので、力覚表示システムで実時間の表現が困難になる。先行研究[13]により演算時間短縮のための要素削減法などが提案されており、今後の検討課題である。ところで、脳の溝についても、内部の中空部位を除けば反映されていないが、現実の脳が軟膜・クモ膜・硬膜によって包まれていることを考慮すると、動態に与える影響は大きくないと考えられる。なお、脳以外の臓器についても、順次データベースを作製し、ライブラリを増強していく予定であ

る。

なお臓器モデルと器具モデル同士の相互作用では、モデルにあたる物性値だけでなく、その構造も強度に影響する。このため、パラメータについてはモデルの構造も考慮して決定しなければならない。この決定手法については現在検討中であり今後の課題である。

## 6. おわりに

本研究ではバネで構築した臓器モデルと器具モデルをそれぞれ複数用いる医学教育用力覚表示システムの開発について検討した。

臓器モデルとして脳および周辺の組織を人体頭部モデルとして構築し、これを操作する器具モデルとしてナイフ型器具と穿刺針型器具を構築した。現実で利用する器具や臓器は種類は数が多い。今後、ライブラリとして充実する必要があり、パラメータの決定手法とあわせて今後の研究課題である。

## 参考文献

- [1]佐野：連続体の力学，裳華房，2000
- [2]棚橋：連続体の力学(3)—物質の構成方程式—，理工図書，1986
- [3]宮崎，安田，横井，鳥脇：仮想弾性物体の対話操作のためのモデル化と実現，電子情報通信学会論文誌，Vol.J79-A，No.11，pp.1919-1926，1996
- [4]広田，金子：仮想物体の弾性モデルに関する検討，計測自動制御学会論文集，Vol.34，No.3，pp.232-238，1998
- [5]伯野：破壊のシミュレーション—拡張個別要素法で破壊を追う—，森北出版，1997
- [6]越塚：粒子法シミュレーション—物理ベースCG入門，培風館，2008
- [7]本間，若松：仮想物体の変形破壊の研究を振り返って，日本バーチャルリアリティ学会力触覚の提示と計算研究会報告書，Vol.001，No.HDC01，pp.25-28，2009
- [8]本間，若松：粘弾塑性体モデルで表現した物体間の相互作用による破壊，計測自動制御学会論文集，Vol.44，No.7，pp.600-608，2008
- [9]本間，若松：MRI画像に基づく粘弾塑性脳モデルの構築，日本バーチャルリアリティ学会第14回大会論文抄録集，p.56(1C4-1)，2009
- [10]本間，若松：ともに種々の粘弾塑性を備えた仮想臓器と仮想器具間の相互作用による変形，信学技報，Vol.109，No.75，pp.119-122(MVE2009-22)，2009
- [11]本間，若松：構成要素のすべての運動を反映した仮想器具の力覚提示，信学技報，Vol.109，No.82，pp.101-102(HIP2009-67)，2009
- [12]本間，若松：採血時の穿刺による血管変形の表現，生体医工学Vol.47(supple)，p.214(24amO-15-4)，2009
- [13]宮崎，遠藤，山田，長谷川，安田，横井：弾性要素削減モデルにおける切断操作に応じた要素配置の動的再構築，日本バーチャルリアリティ学会論文誌，Vol.8，No.3，pp.255-262，2003