

柔らかい臓器の手術シミュレーション

3 G-2

服部 孝司 高橋 英嗣 廣田 光一 金子 豊久
豊橋技術科学大学情報工学系

1 はじめに

近年、CT・MRIといった人体の3次元形状を測定する技術の進歩が著しく、その表示法についてはほぼ確立している。また、その応用の分野である手術シミュレーションは、事前の演習、研修、患者への説明など様々な用途においての使用が期待され、研究も徐々に進められている[1][2]。我々は既に、柔らかい臓器の手術シミュレーションを行なう目的で臓器のモデリング手法を提案している[3]。

本研究では、CTデータからのシミュレーションモデルの構築とユーザーインターフェースを含む一連のプロセスにおいて検討を行なった。CTデータによって得られたボクセルデータからモデルを構築するためにバネなどの物理モデルを用いることで、臓器のモデルに適した方法を考案した。また全体を周辺の臓器と変形が予想される臓器と分けることでより高速動作を可能とする。

2 シミュレーションの概要

我々のシミュレーションシステムは大きく3段階に分けられる(図1)。第1段階は、CT等から得られたボクセルデータの認識による臓器ごと、場所ごとのパート化である。これによって臓器毎の選択が容易になる。第2段階は、臓器のモデルの構築である。すべての臓器に対して臓器のモデルを適応し、変形の計算を行なうと処理時間がかかり過ぎる。そこで、手術する際に変形が予想されるパートに対してのみ柔らかい臓器のモデルを適応し、それ以外は表示するためのポリゴンを用意する。このような区別を行なうことで、計算時間の短縮ができる。第3段階は、それらの表示と変形の計算である。表示はZ-Buffer法を用い、ユーザーインターフェースからの入力とモデル自体の変形の特性に従って、臓器を変形させる。

Surgical Simulation of Elastic Organs
Takashi Hattori, Eiji Takahashi, Koichi Hirota, Toyohisa Kaneko
Toyohashi University of Technology
1-1 Hibarigaoka, Tenpaku, Toyohashi, Aichi, Japan

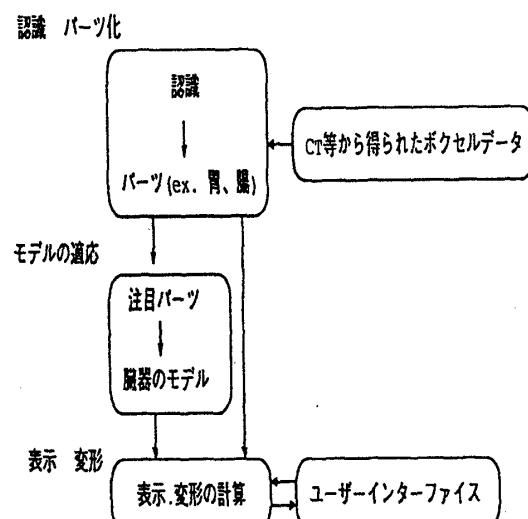


図1: 処理の流れ

3 臓器のモデル

ここでは、物体は多数の粒子の集合であり、それらの粒子は個々に重さがあり、また近隣の粒子とバネ・ダンパーでつながっていると考える(図2)。従って外力による形状の変化は、ある粒子に外力が加り、バネとダンパーの平衡が崩れ、粒子が移動することによって表現される。また切断は粒子同士を結合しているバネとダンパーの取り外しによって表現される。この時のバネ定数等のパラメータは実際の測定との比較により決定ができることが分かっている。

このようなモデルにおいて、動きの緩慢さを考えると各粒子が接続している粒子数は等しく、また任意の空間内の粒子の密度も等しいことが望ましい。

4 ボクセルデータとの対応

CAD等で用いられる空間分割法は各粒子の接続数、また粒子の空間密度などに関しては考慮しておらず、本モデルには適していない。そこで、バネを用いることでそれらを考慮した対応法を考案した。

まずボクセルデータを立方体または直方体にダウンサ

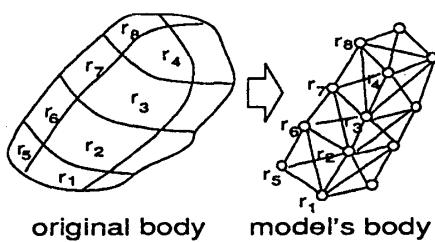


図 2: 臓器のモデル

ンプリングする。次にダウンサンプリングしたものをボクセルデータ全体を覆う様に膨張させる。膨張させた形状をバネモデルに対応させる。この時のバネは、体積(2次元では面積)の一様性を考え 26 近傍(2次元では 8 近傍)に張る。それを徐々に収縮させ、表面の粒子がボクセルデータの内側にはいったら固定し、すべての粒子が動かなくなるまで繰り返す。この結果、接続数はどこでも等しく、また粒子密度はほぼ等しくボクセルデータと一致させられる。

この方法による結果を図 3 に示す。分かりやすくするために 2 次元画像で行なったものである。なおダウンサンプリングは 9×9 に分割されるように行なった。

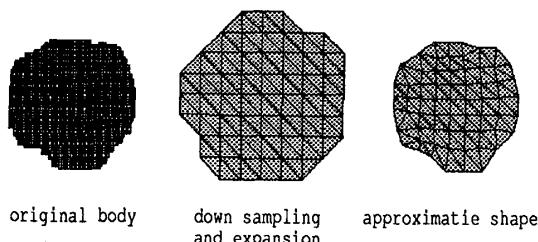


図 3: ボクセルデータとの対応

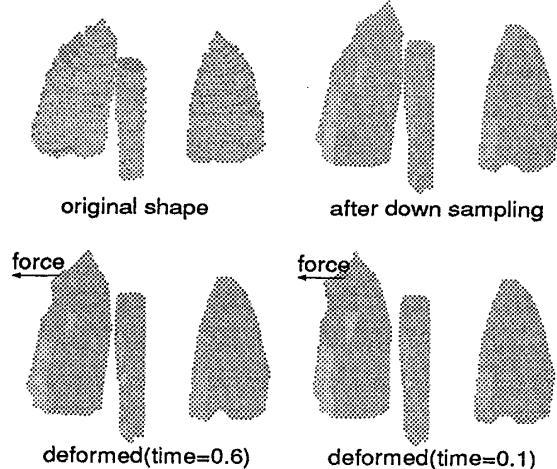
5 ユーザーインターフェース

手術シミュレーションにおけるユーザーインターフェースは、各臓器の指示、臓器内での位置、加える力の方向、大きさなどが挙げられる。そこで我々は、空間中の位置、方向の指定が可能な 3D マウスを用いた。このデバイスによって必要なない臓器の消去、再表示、また注目する臓器に対する力の作用点などの指定を可能にした。

6 結果

本システムにおけるシミュレーションの結果を示す。まず CT データから大動脈及び腎臓を取り出した。それを

臓器毎、3 つのパートに分割した。パートは $10 \times 10 \times 10$ でダウンサンプリングを行ない、ボクセルデータと形状を対応させた。以上のように作られたモデルに対し、力を作用しその際の形状の変化を図 4 に示す。

図 4: 結果
7まとめ

CT によって得られたデータを基に柔らかい臓器のモデルを構築し、これに対して力を作用できる手術シミュレーションシステムを考案した操作の対象となる部分とならない部分と区別し、前者のみを柔らかい臓器のモデルとして表現することで変形を伴う計算の省略と高速化がはかられた。また形状は CT から得られたボクセルデータを基にバネ、ダンパーのモデルを用い一致させることで本臓器のモデルに適したダウンサンプリングができる、また表示する面数を減らすことが出来る。変形が予想されない周辺の臓器に関しても同様な方法で表示面数を減らしより高速な描画が可能となる。ユーザーインターフェイスとして 3 次元マウスを用いることで直観性の高い操作が可能になる。

謝辞 3 次元データの提供に加え、医療について説明をして頂いている、国立ガンセンター東病院放射線部の森山紀之部長及び関口隆三医師に感謝する。

参考文献

- [1] 青野 雅樹、大淵 竜太郎、宮澤 達夫, “仮想環境における脳手術シミュレーション”, グラフィックスと CAD, 74-8, pp. 41-46, 1995. 5. 22
- [2] Steven A. Cover, Norberto F. Ezquerra, et al., “Interactively Deformable Models for Surgical Simulation”, IEEE CG&A, Vol. 13, No. 11, pp. 68-75, November 1993
- [3] 服部 孝司、金子 豊久, “柔らかい臓器の 3 次元モデル”, 情報処理学会、第 51 回全国大会講演論文集 (2), pp 287-288