

柔らかい臓器の3次元モデル

7R-4

服部 孝司 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考えられ、研究も徐々に進められている。それ自体が変形しない骨・脳などは、CTで得られたボクセルデータの操作[1]、ソリッドテキストチャ[2]によって移動・切断のシミュレーションを実現できる。しかし、臓器など柔らかい物体は、移動・切断だけではなく、形状の変形が起きるためその実現は容易ではない。Steven A. Coverら[3]は、Snakes[4]を拡張したモデルを用いて柔らかい臓器のモデルを表現しシミュレーションを行った。しかし、このモデルは変形のエネルギーを求める際、変形していない形状との比較を行うため、物体の形そのものを変化させる切断等の動作に対応していない。

そこで本研究では、柔らかい臓器を中心とした手術シミュレーションを行うことを目的とする。その1つとして臓器のモデリングを行った。本モデルは、臓器をバネ・ダンパー等の物理モデルで記述するため様々な臓器に適用でき、押す・引っ張る・切る等の外部からの操作によって形状を変化させることができる。

2 臓器のモデル

我々は、物体を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とダンパーでつながっていると考える。従って外力による形状の変形は、ある粒子に外力が加り、バネとダンパーの平衡が崩れ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。

これらのことに基づいて外力と形状の変化とのつり合

いをニュートンの運動方程式で記述する。図1の座標系を用いて運動方程式を記述すると次式が得られる。

$$\mu \frac{\partial^2 \vec{r}}{\partial t^2} + \delta \vec{e} = \vec{f}(\vec{r}, t) \quad (1)$$

ここで t は時間、 $\vec{r}(\vec{a}, t)$ は時間 t における物体内の粒子 $\vec{a}$ の位置、 $\mu(\vec{a})$ は粒子 $\vec{a}$ の重量、 $\vec{f}(\vec{r}(\vec{a}), t)$ は時間 t において粒子 $\vec{a}$ に加わる外力、 $\delta \vec{e}(\vec{r}(\vec{a}), t)$ は時間 t における粒子 $\vec{a}$ の変形による力である。

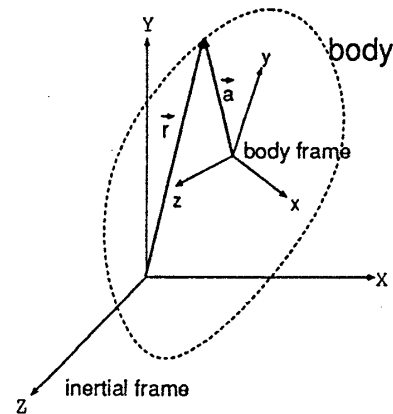


図 1: 座標系

変形による力 $\delta \vec{e}(\vec{r}(\vec{a}), t)$ は、近隣と接続したバネ及びダンパーによる力で表現され次式の様になる。

$$\delta \vec{e}(\vec{r}(\vec{a}), t) = \sum_n Spring(\vec{r}(\vec{a}), \vec{r}(\vec{a}_n)) + \sum_n Damp(\vec{r}(\vec{a}), \vec{r}(\vec{a}_n)) \quad (2)$$

ここで $Spring(\vec{r}_1, \vec{r}_2)$, $Damp(\vec{r}_1, \vec{r}_2)$ は $\vec{r}_1 - \vec{r}_2$ 間のバネ、ダンパーによる力である。これらは $l = |\vec{r}_1 - \vec{r}_2|$ 、バネの自然長 L 、バネ定数 k 、少し前のバネの長さ l' 、ダンパー定数 d とすると、

$$Spring(\vec{r}_1, \vec{r}_2) = -k(l - L) \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_2}{l}$$

$$Damp(\vec{r}_1, \vec{r}_2) = -d(l - l') \frac{\vec{r}_1 - \vec{r}_2}{l}$$

である。

また各粒子の配置、及びバネとダンパーの配置はそれらの密度を一樣にすることを考え、立方体状に粒子を配

置し、バネとダンパーはその近隣の粒子すべて（26点）と接続する。つまり粒子及びバネとダンパーの配置は図2のようになる。

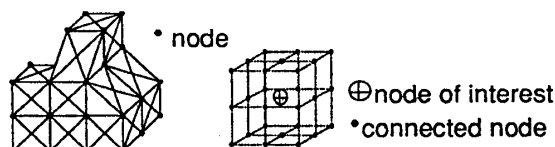


図 2: 概念図

式 (1) は簡単に解けないため、時間間隔 Δt で離散化し、数値積分法で求める。この時、粒子 1 つに対して、ある時間 t での変形による力 $\delta \vec{e}(\vec{r}(\vec{a}), t)$ は一定の計算によって求まる。また式 (1) は時間を離散化することにより簡単に求めることができる。よって本モデルでは、粒子の総数を n とすると Δt 秒後の形状を求めるのに必要な計算量はたかだか $O(n)$ である。

3 結果

本モデルを用いて正方形を初期状態とし、一部を切断し力を加えた場合を図 3 に示す。また実際の CT によって得られたボクセルデータをもとに形状を作成し一部を切断し、切断面に力を加えた場合の形状の変化を図 5 に示す。両者とも 100 回の繰り返し計算を行なっている。

図 3 の変形の際の体積変化を図 4 に示す。この図より体積変化はほとんどないことが分かる。これは水分等の流入・流出がない場合、臓器のように水分が含まれている物体はほぼ体積が保存されるという考えに一致している。

また実際の計算時間は、図 3 の変形の場合は約 19 秒である。なお実行したワークステーションは、hp-9000-715/64 である。

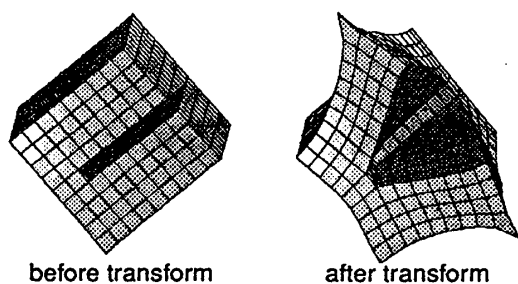


図 3: 立方体の変形

4 まとめ

柔らかい臓器を中心とした手術シミュレーション作成のためにバネ・ダンパーによって切断・押すなどの一連の動作により形状が変形する柔らかい臓器のモデルを

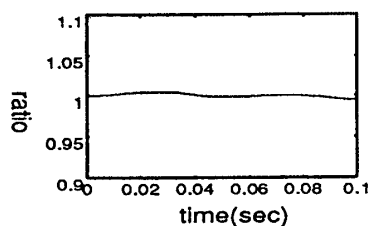


図 4: 立方体の体積変化

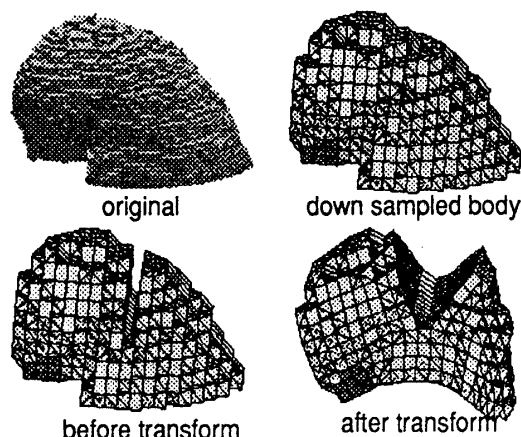


図 5: 実際の CT からの変形

作成した。また、体積変化がほとんどないことから、本モデルが臓器として使えることが分かった。現在のモデルでは、図 5 のようにすべてが立方体として表示されるために現実感が乏しい。より現実感のある表示と、ユーザーインターフェイスをどのようにするかが今後の課題である。

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科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] E. Kitagawa., T. Yasuda, S. Yokoi, J. Toriwaki., "Interactive Voxel Data Manipulation System for Surgical Simulation", *Proc. IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, Nagoya, Japan, pp. 204-209, 1994
- [2] 青野 雅樹, 大淵 竜太郎, 宮崎 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
- [3] Steven A. Cover, Norberto F. Ezquerro, et al., "Interactively Deformable Models for Surgically Simulation", *IEEE CG&A*, Vol. 13, No. 11, pp. 68-75, November 1993
- [4] M. Kass, A. Witkin, D. Terzopoulos., "Snakes: Active Contour Models", *Int'J. Computer Vision*, Vol. 1, No. 3, pp. 321-331, 1988