

図1 メスによる弾性体の切開とそのモデル化
Fig.1 Cutting elastic objects with surgical knife and its modeling

メッシュの頂点や要素を分割することなく、頂点の再配置と要素の削除のみによって、切開創を幾何学的・力学的にモデル化する。頂点再配置によって切開前後において質量を保存し、アーチファクトの少ない滑らかな切開創を構成する。また、計算時間の増加を抑制するだけでなく、切開前後でモデル頂点数を変化させないことを利用した剛性マトリクスの前処理と部分更新により、有限要素モデルでも高速な切開表現を可能とする。幾つかの検証を通して、提案方法が妥当な切開創の形状を実時間でシミュレートできることを確認したので報告する。

2 提案方法の概要

本研究では、図1左に示すような外科用メスやナイフによる弾性体の切開を想定する。提案方法の目的は、弾性体に対する切開の結果生じる切開創の幾何学的・力学的振る舞いを実時間でシミュレートすることである。

まず、切開創をモデル化するために、切開によって弾性体内に生じる互いに向き合った二つの面に着目する。本論文では、これを切開面と呼ぶ。また切開創全体はもともと接続されていた組織が切断されてできた亀裂とみなし、切開面の間に生じた微小な空間をモデル化する。

次に、メスの刃の部分線を線分として、切開対象の弾性体を四面体メッシュ (V, E) としてモデル化することで、VR空間内における切開操作をシミュレートする。(図1右)。ここで、 $V = (v_1, v_2, \dots, v_n)$, $v_i = (v_{ix}, v_{iy}, v_{iz})$ は頂点群、 E は四面体要素群を示す。線分 PQ は刃の長さや方向を表現している。また、四面体メッシュ形式は有限要素変形計算や切開領域の判定に用いることができる。本モデルでは切開面を四面体要素の分割や新たな頂点を追加することなしに、頂点の再配置によって構成する。これにより、頂点数を変化させずに切開をシミュレートし、計算時間の増加を抑制する。

切開面の構成の流れを二次元の図で示したものを図2に示す。点線部分を切開するとき、点線と重なる三

角要素の頂点を点線の位置に再配置する。このことで切開部分に構成される平行な二つの線(三次元の場合は面)を切開面とする。頂点の再配置による特徴形状のモデリングについては、[21][27]など多数の方法が知られるが、本論文では向かい合う二つの面を生成し、メスの刃が要素内を部分的に通過している場合を扱う必要があり、新たな記述が必要であった。切開面の生成アルゴリズムの詳細は3章において述べる。

頂点の再配置後、切開面と交差する要素を削除することによって、切開面間の微小空間をモデル化し、切開創の物理的な振る舞いをシミュレートする。有限要素法では、頂点の再配置や要素の削除によって剛性マトリクスの更新が必要となる。辺や要素を分割することにより切開を表現する方法 [17][21][25] では、いずれもこの剛性マトリクスのサイズが増加するが、本モデルでは一定である。

弾性体の変形や切開時の変形に伴う反力の計算には剛性マトリクスの逆行列(逆剛性マトリクス)が必要となり、この計算には一般に頂点数の3乗に比例した計算時間が必要とされる。そこで、本モデルでは剛性マトリクスのサイズが変化しないこと、切開による要素削除が部分的であることを利用し、事前に計算可能な項を前処理によって準備しておき、逆剛性マトリクスを高速に部分更新する。これら一連のアルゴリズムの詳細は4章において述べる。

3 切開面の構成方法

本章では、ユーザによる切開操作に対して、実時間で切開面を幾何学的に構成するために(1)線分-四面体交差判定、(2)頂点の再配置による切開面生成の二つのアルゴリズムを与える。

3.1 線分-四面体交差判定

本方法では、線分がある四面体要素に交差した際にその領域に切開が進んだと考え、頂点の再配置により

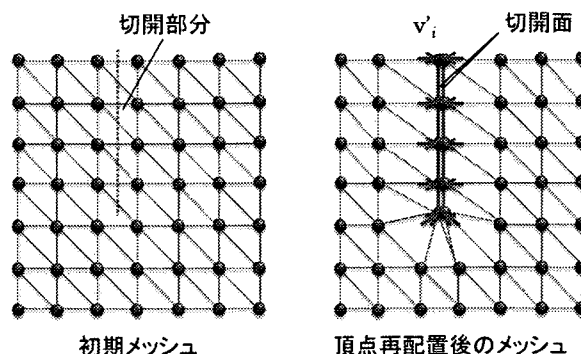


図2 頂点再配置と要素削除による切開創のモデリング

Fig.2 Modeling incision by vertex replacement and element elimination

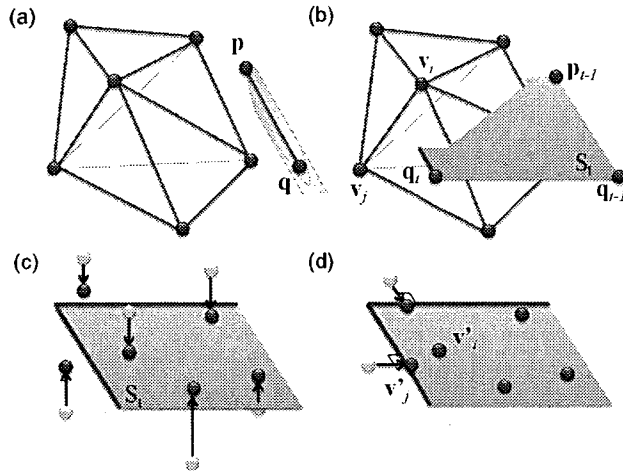


図3 交差判定と頂点再配置 (a) 初期メッシュ (b) 刃通過平面との交差 (c) 交差四面体頂点の射影 (d) 刃通過領域境界への射影

Fig. 3 Intersection detection and vertex replacement

切開面を構成する。このために、まず線分と四面体との交差を判定する。図3(a)は弾性体を構成する全体の四面体メッシュから3要素分のみに着目したイラストであり、線分PQを左に平行移動させている様子である。

時刻 $t-1, t$ における線分をそれぞれ $P_{t-1}Q_{t-1}, P_tQ_t$ とする。切開操作中において、この二つの線分がねじれ関係にならないと仮定すると、部分平面 S_t を定義することができる。本論文では時系列的に作られる部分平面群 S_1, S_2, \dots, S_t を刃通過平面 (sweep surface) と呼ぶ。図3(b)に示すように、線分と四面体との交差は四面体を構成するいずれかの辺が S_t と交点を持つかどうかで判定する。

3.2 頂点再配置による切開面の生成

切開創を表現する際に、線分PQと交差した四面体要素を削除するだけでは物体の質量が保存されず、また視覚的にもメッシュの位相構造に依存する不自然な切開面となってしまう[22][23]。本方法では頂点の追加や要素分割を行わないという制約下で、頂点の再配置のみによって切開面を構成する。具体的には、交差が判定された四面体要素群の各頂点をそれぞれの刃通過平面上に更新し、更新後の頂点によって切開面を構成する。

接触が判定された四面体の各頂点を S_t 上に射影する。このことによって、法線ベクトルが互いに逆方向で距離が0の二つの平面を生成できる。例えば、図3(b)では、時刻 $t-1, t$ の間に三つの要素を通過している場合であり、(c)のように各要素の頂点をそれぞれ S_t に射影する。平面の正規化された法線ベクトルを \mathbf{n} 、時刻 t における刃先の位置ベクトルを \mathbf{p}_t とすると更新分 $\Delta \mathbf{v}_i$ は式(1)で表すことができる。

$$\Delta \mathbf{v}_i = \{\mathbf{n} \cdot (\mathbf{v}_i - \mathbf{p}_t)\} \mathbf{n} \quad (1)$$

ここで、射影後の座標が刃通過平面内に存在するとは限らない。主に刃が部分的に通過した要素や刃が通過中の要素の頂点を射影した場合にこの状況は生じる。図3(c)では \mathbf{v}_j は刃通過平面外に射影されている。切開面は刃通過平面内に構成されるべきであるため、このような頂点に関しては図3(d)に示すように、さらに刃通過平面の境界上に射影する。刃通過平面の境界は刃先Pの移動によって得られている線分群 $\{\mathbf{p}_k, \mathbf{p}_{k-1}\} (k=1, \dots, t)$ と時刻 t での刃PQ $\{\mathbf{p}_t, \mathbf{q}_t\}$ によって構成されており、射影後の点との距離が最も近いものを選択して射影する。例えば、線分 $\{\mathbf{p}_t, \mathbf{q}_t\}$ に射影する場合、追加の更新分 $\Delta \mathbf{v}_j$ は式(2)で表すことができる。

$$\Delta \mathbf{v}_j = \frac{\{(\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t) \cdot (\mathbf{v}_j - \mathbf{p}_t)\}(\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t)}{\|\mathbf{q}_t - \mathbf{p}_t\|^2} \quad (2)$$

更新後の頂点によって形成される互いに向かい合う面を切開面とし、交差が検出された四面体要素は削除して可視化対象から除外する。以上の(1)線分-四面体交差判定と(2)頂点再配置による切開面生成を微小時間ごとに繰り返すことで、刃通過平面上に更新される頂点群によってメッシュの位相構造の影響が少ない連続的で滑らかな切開面を構成できる。

図4は、直方体の形状を持つ四面体メッシュの一つの面を頂点を伴って描出した図であり、2通りの切開操作に対して上記アルゴリズムに基づいて切開面を生成した場合の頂点の再配置状況を示している。上段では縦に、下段では斜めに切り進むにつれて頂点が再配置されて切開面が形成され、要素の削除によって切開創が幾何学的に形成されている。

本方法では、刃通過平面の境界上に更新される頂点群によって、刃が要素を部分的に通過中であっても刃の位置に境界を持つ切開面が近似的に構成される。図5(a)は右から左へ先ほどと同じ直方体形状の四面体メッシュを切り進んでいる様子であり、メスの刃を示す線分上に頂点が配置されている。これによって、一般に頂点再配置のアプローチ[24][25]で生じていた切開操作に対して切開創の形成が遅れる問題を改善することができる。また、図5(b)は切開の深さを変え、浅くした場合に生成された切開面を示している。このように、移動する刃先の軌跡上に更新される頂点によって、徐々に深く切開するといった表現にも対応可能である。

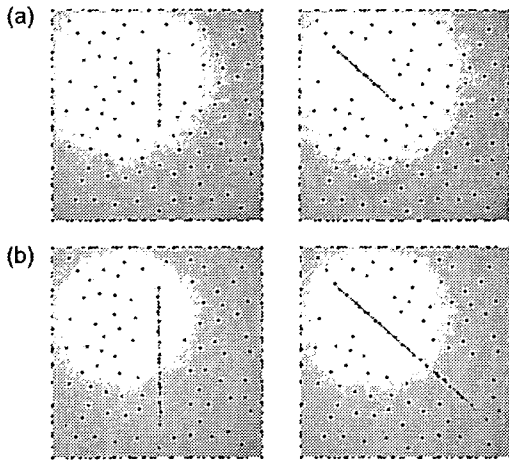


図4 頂点再配置による切開面の生成
Fig.4 Cut surface generation by vertex replacement

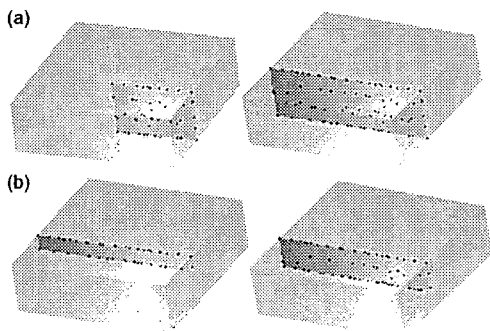


図5 切開中及び異なる深さの切開面
Fig.5 Cut surface during cutting and for different depth

4 切開創の力学モデリング方法

接触が判定された四面体要素の頂点の再配置により切開面を生成した後、その四面体を削除することによって切開面間の微小空間をモデリングし、切開創の力学特性をシミュレートする。有限要素変形計算では、頂点の再配置や要素の削除によって剛性マトリクスの更新が必要となる。ここで、解の導出には逆剛性マトリクスの逆行列が計算可能でなければならない。また、実時間で切開に伴う変形などを描出するためには逆剛性マトリクスを高速に更新する必要がある。本章では、これらの要件を満たす剛性マトリクスの更新方法を与える。

4.1 要素剛性マトリクスの更新

線形有限要素モデルでは、各頂点に生じる外力を f 、変位を u 、剛性マトリクスを K としたとき、式 (3) に示す大規模な連立一次方程式を解くことによって全体の変形などを求める。メッシュの頂点数を n とすると、剛性マトリクス K のサイズは $3n \times 3n$ である。

$$f = Ku, \quad u = K^{-1}f \tag{3}$$

K は式 (4) に示すように、各要素ごとのヤング率、ポワソン比などによって定義される要素剛性マトリクス K_e の重ね合わせによって作成される。要素剛性マトリクス K_e のサイズは四面体要素の場合 12×12 である。

$$K = \sum_e K_e \tag{4}$$

ここで、要素を削除することは要素剛性マトリクスのすべての成分を 0 にすることと等価である。したがって、要素の削除によって全体の剛性マトリクス K の逆行列が存在しなくなる可能性が生じる。このため、要素剛性マトリクス更新による影響をさらに詳しく確認し、逆行列が存在するための条件を求める。

二次元の有限要素モデルを例として、その 1~10 の 10 頂点、8 要素に着目し、要素剛性マトリクスの重ね合わせによって全体の剛性マトリクスを構成する場合を考える。(図 6)

図 6 左のように、網掛け部分の 4 個の要素を削除した場合、頂点 3, 4, 6、頂点 3, 5, 6、頂点 5, 6, 8、頂点 5, 7, 8 に対応する行列成分にこれまで重ね合わせによって足されていた数値が足されなくなる。この場合、頂点 5, 6 を持つ要素が全く存在しなくなるため、頂点 5, 6 に対応する K の行列成分はすべて 0 となり、逆行列が存在しなくなる。

一方、図 6 右のように、網掛け部分の 2 個の要素のみを削除した場合、頂点 3, 4, 6 と頂点 3, 5, 6 に対応する行列成分にこれまで重ね合わせによって足されていた数値が足されなくなる。しかし、頂点 3, 4 に対応する成分には左側に存在する要素の要素剛性マトリクスの成分が、頂点 5, 6 に対応する部分には右側に存在する要素の要素剛性マトリクスの成分が重ね合わされた数値が残る。したがって、この場合は要素の削除しても全体の剛性マトリクスの逆行列は削除前と変わらず存在する。

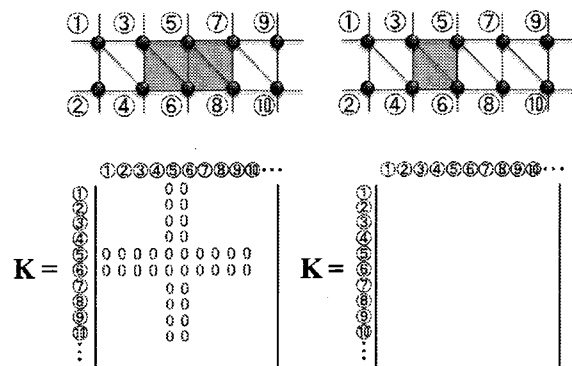


図6 要素削除による剛性マトリクスの成分
Fig.6 Stiffness matrix components by element elimination

以上から、どの四面体にも共有されない頂点を発生させないことが本モデルにおける要素削除の条件である。3章で述べたように刃が通過した要素のみを削除する方法では、一度削除した四面体に隣接する四面体をすべて削除しない限りこのような頂点は発生しない。一度切開した箇所のおすぐ近くを再び切開することがないという仮定の下で、この条件を満たした上のシミュレーションは可能である。

4.2 逆剛性マトリクス的高速更新方法

切開時の創の変形は剛性マトリクスの更新後、式(3)に示した式を解くことによって求めることができる。ここで、新たな \mathbf{K}^{-1} が必要となるが、逐次更新される \mathbf{K} から \mathbf{K}^{-1} を逆行列計算によって準備しては、変形結果を対話的に描出することは困難である [26]。

本モデルでは、ある時刻において頂点の再配置の影響を受ける要素は非常に少なく、また \mathbf{K} のサイズは不変である。本研究ではこの点に着目し、前処理可能な項を事前に求めておく。また、影響を受ける要素剛性マトリクスだけを再計算し、Sherman-Morrison-Woodbury formula [28] を応用して逆剛性マトリクスを直接的に更新する。

ある要素の頂点が再配置されるか、要素が削除対象となった場合、次式に基づいて現状の要素剛性マトリクスからの差分を求める。

$$\Delta \mathbf{K}_e = \mathbf{K}'_e - \mathbf{K}_e \quad (5)$$

\mathbf{K}'_e は更新後の要素剛性マトリクス、 $\Delta \mathbf{K}_e$ は更新前後の要素剛性マトリクスの差分を表す。このとき、更新後の全体の剛性マトリクス \mathbf{K}' は式(6)のように表すことができる。 \mathbf{V} は、 \mathbf{K} から要素剛性マトリクスに対応する成分を選択する $3n \times 12$ のサイズ (n : 頂点数) の選択マトリクスであり、式(7)のように定義する。

$$\mathbf{K}' = \mathbf{K} + \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e \mathbf{V}^T \quad (6)$$

$$V_{kl} = \begin{cases} 1 & (k = L_l) \\ 0 & (\text{上記以外}) \end{cases} \quad (7)$$

L は要素剛性マトリクスに対応する成分の行を示すインデックスリストであり、 L_l はリストの l 番目を表す。更新後の逆剛性マトリクス $(\mathbf{K}')^{-1}$ は、Sherman-Morrison-Woodbury formula [28] に基づいて式(8)により求める。

$$(\mathbf{K}')^{-1} = (\mathbf{K} + \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e \mathbf{V}^T)^{-1} = \mathbf{K}^{-1} - \mathbf{K}^{-1} \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e (\mathbf{I} + \mathbf{V}^T \mathbf{K}^{-1} \mathbf{V} \Delta \mathbf{K}_e)^{-1} \mathbf{V}^T \mathbf{K}^{-1} \quad (8)$$

以上の計算によって逆剛性マトリクスを更新する際の計算コストを考える。式(8)において、右辺の \mathbf{K}^{-1} は前もって計算しておくことが可能である。さらに1回の更新を1要素に限定することで各要素ごとの選択マトリクス \mathbf{V} を前もって準備しておくことができる。これによってシミュレーション時に最も計算負荷が大きいのは後ろの項の $3n \times 12$ のサイズの行列と $12 \times 3n$ のサイズの行列の乗算である。したがって、一般に $O(n^3)$ の計算コストを要する \mathbf{K}' から $(\mathbf{K}')^{-1}$ を逐次計算する方法と比較して、 $O(n^2)$ へ計算量を抑制できる。

従来の辺や要素の分割による切開モデリング方法ではいずれも剛性マトリクスのサイズが変化するが、本モデルでは不変であり、剛性マトリクスの高速な更新が可能である。

5 評価実験と結果

提案方法によって弾性体に対する実時間切開シミュレーションを実施可能かどうかを検証するために、C++によって一連のアルゴリズムを実装し、幾つかの評価実験を実施した。実験には、CPU: Intel Xeon 3.0GHz、Memory: 3.0GBの汎用PCを用い、行列演算には Intel Math Kernel Library を用いた。実験を通して、マニピュレータは SensAble Technologies 社の PHANToM Omni によって制御可能とした。スタイラス先端をメスの刃先の座標 P に対応させ、スタイラスの姿勢から線分 PQ を定義した。

5.1 切開シミュレーション結果

提案方法の表現力を確認するために、三つのサンプルの弾性モデルに対する切開と変形のシミュレーションを実施した。本実験には $200\text{mm} \times 200\text{mm} \times 10\text{mm}$ の薄い弾性体 (Plate) を模した四面体メッシュ、実測 CT ポリウムデータから作成した肝臓 (Liver)、腎臓 (Kidney) の四面体メッシュを用いることとした。CT データからの臓器領域抽出、四面体メッシュの作成には Mercury 社 Amira3.1 を使用した。各モデルの頂点数、四面体数は表1の通りとし、ヤング率、ポワソン比はいずれも 1.0MPa , 0.4 で一様とした。

Plate モデルに対して幾つかの切開と変形をシミュレートした結果を図7に示す。弾性体に対する固定条件はモデルの下端に設定した。(a) は弾性体の初期形

表1 弾性モデルパラメータ
Table 1 Elastic model parameters

モデル名	頂点数	四面体数
Plate	192	392
Liver	288	1015
Kidney	424	1665

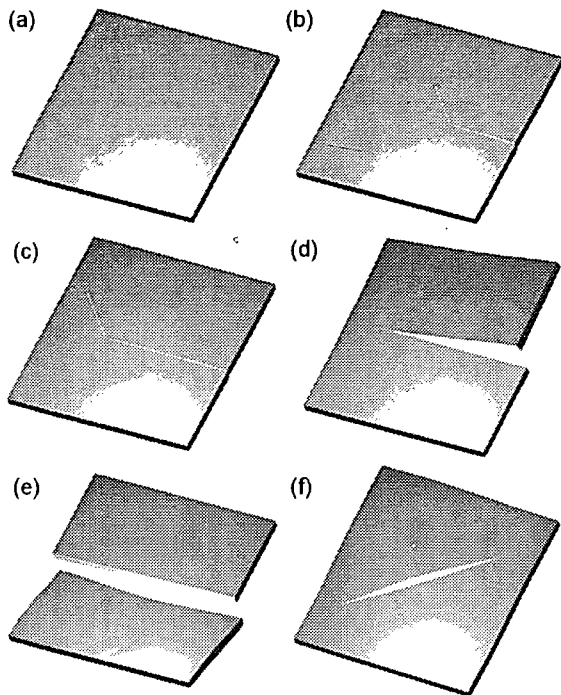


図7 弾性体モデルに対する切開と切開後の変形
Fig.7 Deformation before and after cutting an elastic model

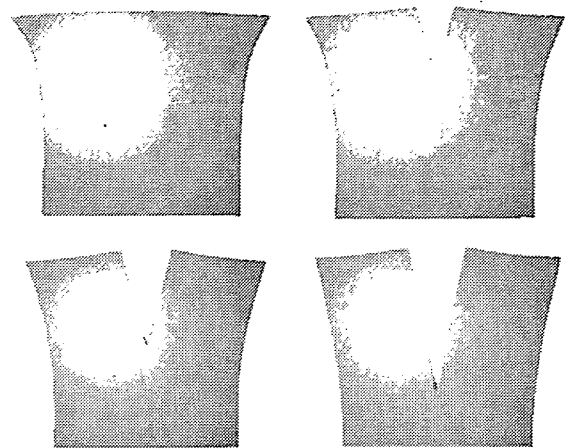


図8 外力を加えた状態で切開した結果
Fig.8 Cutting results with external force

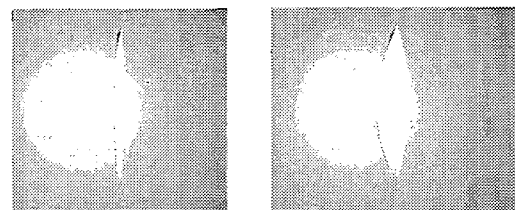


図9 皮膚の張りの表現
Fig.9 Representation of soft tissue tension

状であり、その右下に表示されている二つの球と線分はメスの刃の部分モデル化した線分PQを示している。(b) から (d) はモデルを部分的に切開し、切開面を生成した後でモデル上部を引っ張って全体を変形させた結果である。切開面よりも下部はほとんど変形せず、上部のみが大きく変形しているのが見て取れる。(e) はモデルを完全に切断した後、残ったモデルの下部を押し込んで変形させた結果である。上部は切り離されており、変形の影響を全く受けていない。また、(f) は面の途中から斜めに切開後、上部を引っ張って切開創を開いて変形させている様子である。いずれも切開結果が反映された変形がシミュレートされており、滑らかな切開面が形成されている。

弾性体を引っ張りつつ切開する状況を想定して、切開をシミュレートした結果を図8に示す。上部両端外方向に30mmの強制変位を与えている。切開が進むにつれて切開創が大きく変形している。メスによって切り進められている最中の部分に関しても刃通過平面の境界への頂点の更新によって尖った切開創が形成されている。生体の皮膚には張力による張りが生じており、切開によって自然に傷口が開く。本モデルではあらかじめ左右に強制変位を加えておくことによってこの状況をシミュレートすることが可能である。図9はそれぞれ1mm, 10mmの強制変位を左右に加えた状況で切開を実施した結果であり、創の開き方が異なっているのが見てとれる。

提案方法の手術シミュレーションへの適用を想定して、臓器モデルに対する切開を実施した。シミュレーション結果はCTボリュームデータを 256^3 のサイズにサンプリングしたものを3Dテクスチャとして使い、テクスチャベースボリュームレンダリング[29]によって可視化することとした。図10はLiverモデルに対して一定の外力をかけて引っ張りながら切開を加えた結果を示している。(b)は奥行き方向に途中まで切り進めた結果であり、(c), (d)はメスの方向を変えて下向きに切り進めている様子である。切開面上に肝臓の血管の一部が可視化されており、切開を進めるにつれて大きく変形している。図11(a)はKidneyモデルのレンダリング結果である。本モデルはLiverモデルに比べて頂点数が多く、外力をかけながら切開した場合は切開創の形成に若干の遅れが生じたが、対話操作は可能であった。(b)は切開時に外力を加えずに切開面を定義した結果であり、この場合は頂点再配置のみで良いため高速な切開創の描画が可能であった。(c), (d)は異なる切開創に対する変形結果であり、いずれも内部の構造が確認できる。

5.2 シミュレーション形状の検証

切開シミュレーション結果の妥当性の検証を目的として、実物のゴム試験片(株式会社アクシム製)を用いて切開時のシミュレーション形状と実物体の形状の比較実験を実施した。ゴム試験片は、 $44\text{mm} \times 44\text{mm} \times 10\text{mm}$

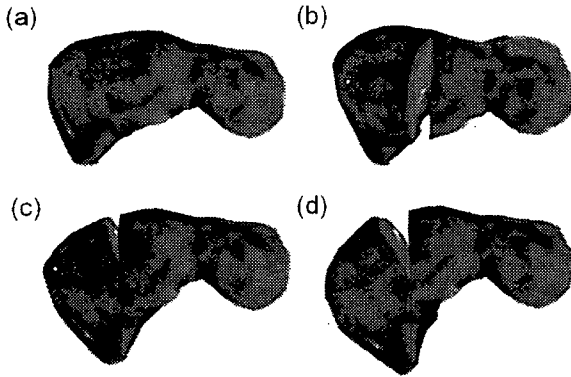


図 10 肝臓変形モデルに対する切開
Fig. 10 Cutting deformable liver model

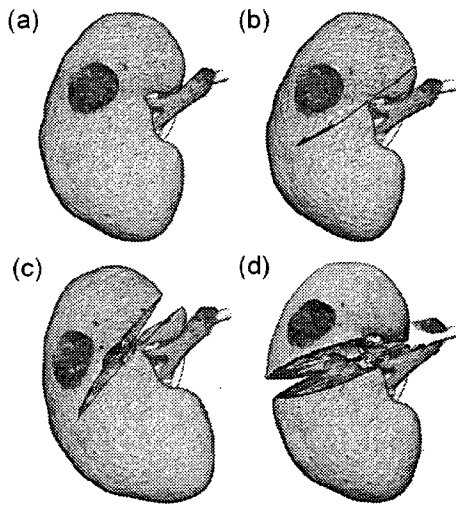


図 11 腎臓変形モデルに対する切開
Fig. 11 Cutting deformable kidney model

の形状を持ち、ヤング率:0.082kPa、密度:1075kg/m³のものを用いた。

図 12 に示すようにゴム試験片の両端を L 字型金属に接着し、台座に固定した。本装置は一軸ネジを回すことによって L 字型金属片の幅を変化させ、ゴム試験片の左右両端に一樣な強制変位を加えることができる。ゴム試験片に 10mm, 20mm の切り込みを入れ、左右両端にそれぞれ 5mm の強制変位を加えて引っ張った状態でデジタルカメラで上方より撮影した。

図 13(a) はゴム試験片の変形結果であり、(b) は同等の弾性モデルを作成し、切開・変形操作を実施した場合のシミュレーション結果である。切開創の変形に関する指標として図に示す切開創の角度を二次元画像上で測った結果、それぞれの誤差が 1°、2°であった。局所形状にも視覚的に良好な一致が見られ、実在する弾性体の力学特性を反映し、視覚的に妥当な切開シミュレーションが可能であることが示唆された。

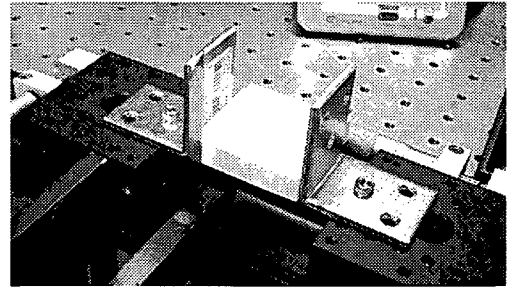


図 12 ゴム試験材料と実験装置
Fig. 12 Rubber material set to the instrument

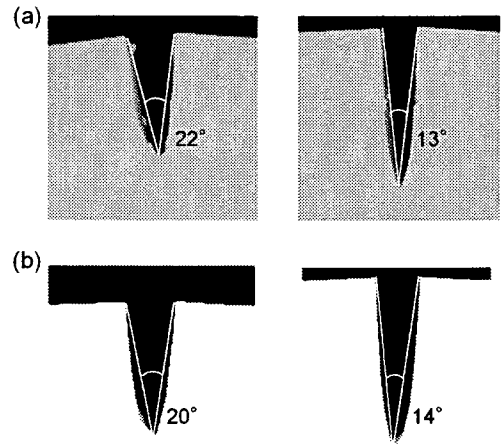


図 13 実物体とシミュレーション形状の比較
Fig. 13 Comparison of 3D shape between simulation results and real objects

5.3 剛性マトリクス更新時間の検証

最後に、提案方法の実時間性の検証を目的として、作成した三つのモデルに対して要素の削除を行った際の逆剛性マトリクスの更新に要する計算時間を計測した。比較対象として、 \mathbf{K} から \mathbf{K}^{-1} を逆行列計算によって求めた場合を従来法とし、その計算時間も測定した。

それぞれの計算時間を表 2 に示す。提案方法は従来法と比較して 5 倍程度高速であることが分かる。図 10、11 に示すように、これらの頂点数でもテクスチャマップやボリュームレンダリングを併用することで臓器変形モデルに対する切開シミュレーションを表現することができる。現状の実装ではまだ限定的な切開表現ではあるが、提案方法が対話的な応答が求められる手術シミュレーションにおいて利用可能であることが示唆された。

6 考察

本研究では、軟組織に対する切開を対話的に試行できる VR 環境の実現を目指し、弾性変形モデルに対する頂点を保存した切開方法を開発した。実験を通して、

表2 逆剛性マトリクスの更新時間
Table 2 Calculation time to update inverse stiffness matrix

モデル(頂点数)	従来法 (msec)	提案方法 (msec)
Plate(192)	112.1	22.5
Liver(288)	291.6	46.2
Kidney(424)	773.3	127.8

提案方法が視覚的に妥当でかつ対話的な切開・変形シミュレーションを可能とすることを確認した。一方、提案方法を手術シミュレーションに応用する際には幾つかの課題が考えられる。

まずモデルの表現力について、本研究では最初のステップとして簡単な形状の弾性体を直線状に切開する場合を想定してアルゴリズムを実装、検証した。切開手技には、曲線状に切開をしていく場合や内視鏡下手術などで様々な方向に術具を動かして広範囲に剥離して行くといった場合もある。複雑な術具操作に対応可能かの検証が必要である。より複雑な形状を持つ弾性体に対しても頂点再配置のアルゴリズムが有効かの検証も必要である。また、破断モデル[26]との連携による組織の剥離や切離の表現の実現が望まれる。[27]などのメッシュ修正法を応用することで臓器の特徴形状の効果的なモデリングに繋がることを期待される。

シミュレーション精度と高速化については一般にはトレードオフであり、それぞれについて求められる性能はアプリケーションに依存する。例えば、弾性変形を考慮した切開時の力覚提示の実現には100Hzを超えるリフレッシュレートが求められる。提案方法では前処理と部分更新によって逆剛性マトリクスの導出の高速化を図ったが、さらに外力 f と変位 u を含めた式において、高速化を図れる可能性がある。他の連立一次方程式の解法を採用することも考えられる。また、本論文では汎用な計算方法として提案しているが、アプリケーションに特化した計算の省略も可能と考えられる。

以上を踏まえ、今後は提案モデルの適用範囲の拡大を目指す一方で、特定部位の手術、術式を対象とした手術シミュレーションのアプリケーションを開発し、実測データを用いて検証を進める予定である。

7 おわりに

本論文では、臓器変形モデルに対する新しい実時間切開シミュレーション方法を提案した。提案方法は、モデルの辺や要素を分割することなく、頂点の再配置と要素の削除のみで切開創を幾何学的、力学的にモデル化する。切開前後で頂点数を変化させないことで、

計算コストの増加を抑制しつつ、剛性マトリクスの高速な部分更新を可能とする。

実験を通して、シミュレーション結果が実物の弾性体の振る舞いと類似していることを確認した。また、提案方法が従来の約5倍程度の高速化を達成し、臓器モデルにおいても対話的なシミュレーションが可能であった。提案アルゴリズムが手術シミュレーションを含めた体感型のVRシミュレーション開発に貢献することを期待する。

謝辞

本研究は、文部科学省科学研究費補助金 基盤研究(S)「超高速体感型シミュレーションシステムの研究」(課題番号:16100001)及び若手研究(A)「高度治療計画のための術前リハーサルシステムの開発」(課題番号:18680043)の助成による。

参考文献

- [1] A. Liu, F. Tendick, K. Cleary and C. Kaufmann, "A Survey of Surgical Simulation: Applications, Technology, and Education", PRESENCE, Vol. 12, Issue 6, pp. 599-614, 2003.
- [2] J. Berkley, G. Turkiyyah, D. Berg, M. Ganter, S. Weghorst, "Real-time Finite Element Modeling for Surgery Simulation: an Application to Virtual Suturing", IEEE Trans, on Visualization and Computer Graphics, Vol. 10, No. 3, pp. 314-325, 2004.
- [3] S. P. DiMaio and S. E. Salcudean, "Interactive Simulation of Needle Insertion Models", IEEE Trans. on Biomedical Engineering, Vol. 52, No. 7, pp. 1167-1179, 2005.
- [4] M. Nakao, T. Kuroda, M. Komori, H. Oyama, K. Minato and T. Takahashi, "Transferring Bioelasticity Knowledge through Haptic Interaction", IEEE Multimedia, Vol. 13, No. 3, pp.50-60, 2006.
- [5] B. Pfesser, R. Leuwer, U. Tiede, K. H. Hohne, "Planning and Rehearsal of Surgical Interventions in the Volume Model", Proc. Medicine Meets Virtual Reality, pp. 259-264, 2000.
- [6] 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, "組織切開・開創シミュレーションによる手術計画支援", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, No. 2, pp. 163-170, 2003.
- [7] Y. Bhasin, A. Liu and M. Bowyer, "Simulating Surgical Incisions Without Polygon Subdivision", Proc. Medicine Meets Virtual Reality, pp. 43-49, 2005.
- [8] 田中 厚子, 広田 光一, 金子 豊久, 力覚を伴う変形・切離操作による造形作業, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 4, No. 3, pp. 573-583, 1999.
- [9] 川口 泰弘, 中口 俊哉, 津村 徳道, 三宅 洋一, "切開手技トレーニングのための6自由度反力生成モデル", Medical Imaging Technology, Vol.24, No.4, pp. 277-284, 2006.
- [10] D. Braff and A. Witkin, "Physically Based Modeling: Principles and Practice", ACM SIGGRAPH Course Notes, 1997.
- [11] 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.
- [12] S. Suzuki, N. Suzuki, A. Hattori, A. Uchiyama, and S. Kobayashi, "Sphere-Filled Organ Model for Virtual Surgery System", IEEE Trans. on Medical Imaging, Vol. 23, No. 6, pp. 714-22, 2004.
- [13] M. Muller, R. Keiser, A. Nealen, M. Pauly, M. Gross, M. Alexa, "Point based Animation of Elastic, Plastic and Melting Objects", Proc. the ACM SIGGRAPH/Eurographics symposium on Computer animation, pp. 141-151, 2004.
- [14] M. Muller, B. Heidelberger, M. Teschner, M. Gross, "Meshless Deformations Based on Shape Matching", ACM Transactions on Computer Graphics, Vol. 24, No. 3, pp. 471-478, 2005.
- [15] A. Nealen, M. Muller, R. Keiser, E. Boxerman and M. Carlson, "Physically Based Deformable Models in Computer Graphics", Proc. Eurographics, pp. 809-836, 2005.
- [16] D. Bielser and M. H. Gross, "Interactive Simulation of Surgical Cuts", Proc. Pacific Graphics, pp.116-125, 2000.
- [17] D. Bielser, P. Glardon, M. Teschner and M. Gross, "A State Machine for Real-Time Cutting of Tetrahedral Meshes", Journal of Graphical Models(Elsevier), Vol. 66, No. 6, pp. 398-417, 2004.
- [18] C. Bruyns, K. Montgomery and S.Wildermuth, "A Virtual Environment for Simulated Rat Dissection", Proc. Medicine Meets Virtual Reality, pp.75-81, 2001.
- [19] F. Ganovelli, P. Cignoni, C. Montani, R. Scopigno, "Enabling Cuts on Multiresolution Representation", The Visual Computer (Springer), Vol. 17, pp.274-286, 2001.
- [20] 中尾 恵, 黒田 知宏, 小山 博史, 小森 優, 松田 哲也, 高橋 隆, "物理特性に基づいた高精細かつ対話的な軟組織切開手法", 情報処理学会論文誌, Vol. 44, No. 8, pp. 2255-2265, 2003.
- [21] D. Steinemann, M. Harders, M. Gross, G. Szekel "Hybrid Cutting of Deformable Solids" IEEE Virtual Reality, pp.35-42, 2006.
- [22] S. Cotin, D. Herve and N. Ayache, "A Hybrid Elastic Model for Real-Time Cutting, Deformations, and Force Feedback for Surgery Training and System", The Visual Computer (Springer), Vol. 16, pp.437-452, 2000.
- [23] C. Forest, H. Delingette, N. Ayache, "Removing Tetrahedra from Manifold Tetrahedralisation: Application to Real-time Surgical Simulation", Medical Image Analysis, Vol. 9, No. 2, pp. 113-122, 2005.
- [24] H. W. Nienhuys and A. F. van der Stappen. "Combining Finite Element Deformation with Cutting for Surgery Simulations", Proc. Eurographics, pp. 274-277, 2000.
- [25] 竹内 博良, 胡摩 心一郎, 佐野 明人, 藤本 英雄, "インタラクティブな手術シミュレーションのための柔軟物操作モデリング", 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol. 8, No. 2, pp. 137-144, 2003.
- [26] 糸 直人, 中尾 恵, 黒田 知宏, 吉原 博幸, 小森 優, "VRシミュレータを目指した生体軟組織の剥離シミュレーション", 生体医工学, Vol. 43, No. 1, pp. 76-84, 2005.
- [27] A. Nealen, O. Sorkine, M. Alexa, D. Cohen-Or, "A Sketch-based Interface for Detail-Preserving Mesh Editing", ACM Transactions on Graphics, Vol. 24, Issue 3, pp. 1142 - 1147, 2005.
- [28] G. H. Golub and C. F. V. Loan, "Matrix Computations, 3rd ed", Johns Hopkins Univ. Press, 1996.
- [29] B. Cabral, N. Cam and J. Foran, "Accelerated Volume Rendering and Tomographic Reconstruction using Texture Mapping Hardware", Proc. Volume Visualization Symposium, pp. 91-98, 1994.

(2007年3月30日受付)

[著者紹介]

中尾 恵 (正会員)



2003年京都大学大学院 情報学研究科修了。同年、同大学大学院医学研究科 特任助手を経て、2004年奈良先端科学技術大学院大学助手、2007年助教、現在に至る。医用バーチャルリアリティ、物理法則モデリング、触力覚情報処理に関する研究に従事。博士(情報学)

河本 敏孝 (学生会員)



2007年奈良先端科学技術大学院大学 情報科学研究科 修士課程修了。同年、日本ヒューレット・パッカード株式会社 コンサルティング・インテグレーション統括本部 ビジネスオペレーション本部 リソースマネジメント部所属、現在に至る。修士(工学)

杉浦 忠男



1994年大阪大学大学院工学研究科修了。日本学術振興会博士研究員、マックスプランク高分子研究所研究員、アトムテクノロジー研究体研究員を経て、1998年大阪大学工学大学院工学研究科助手、2001年奈良先端科学技術大学院大学助教授、2007年准教授、現在に至る。応用物理学、計測工学、光計測に関する研究に従事。博士(工学)

湊 小太郎



1972年京都大学大学院 工学研究科 電気工学専攻 修士課程修了。1980年京都大学工学博士。京都大学医学部附属病院 放射線部助手、同附属病院 医療情報部助教授を経て、1997年奈良先端科学技術大学院大学教授、現在に至る。生体医工学、医療情報学に関する研究に従事。工学博士

Interactive Volume Manipulation for Supporting Preoperative Planning

M. Nakao, S. Yano, T. Matsuyuki, T. Kawamoto and K. Minato
Grad. Sch. of Information Science, Nara Institute of Science and Technology, JAPAN

Abstract. This paper presents a volume manipulation framework by which surgeons can interactively manipulate soft models like through surgical tools. The framework robustly simulates common surgical manipulations such as grasping, holding, cutting and retraction. We simulate cutting based on FEM formulation by replacing vertices and eliminating elements, without subdividing elements or adding new vertices. The size of stiffness matrix is constant. We also present real-time volume shading methods for deformable modeling. Our algorithms achieved interactive response in volume manipulation. Several surgical approaches and procedures were rehearsed and used for preoperative discussion.

Keywords. Volume manipulation, Cutting, Deformation and Preoperative rehearsal

1. Introduction

In light of the difficulties surgeons face in choosing optimal surgical scenarios for their patients, preoperative surgical simulation on volumetrically rendered images from CT/MRI dataset is now regarded as essential for planning and communication between medical staffs. Preoperative rehearsal is a known concept and volume planning systems [1][2] have been proposed. However, most systems were designed for rigid voxel models or interactive soft tissue operation was limited due to modeling complexity, volume rendering cost and lack of manipulation interface.

We develop a volume manipulation framework that allows surgeons to interactively manipulate soft models like through surgical tools (see **Figure 1**). The framework handles both a tetrahedral mesh and CT/MRI volume, and represents volume deformation and cutting based on finite element formulation. This paper mainly introduces two methods: soft tissue modeling for simulating cutting with deformation and a volume visualization algorithm for time-varying deformable models.

For simulating cutting on elastic objects, removal of tetrahedral elements is a simple approach [3]. Since only removal of elements have problems of yielding visual artifacts and of decreasing total volume of the models, topological adaptation is required. One approach for topological update is subdivision of tetrahedral meshes [4][5], which defines incision using newly created small elements. Splitting mesh on the boundary of elements [6][7] is another approach. Combined methods [8] have been recently explored. However, most algorithms for topological change increase their computation cost in progress of cutting manipulation. New tetrahedral elements with bad shape

Corresponding Author: Megumi Nakao, 8916-5 Takayama, Ikoma, Nara, JAPAN. E-mail: meg@is.naist.jp

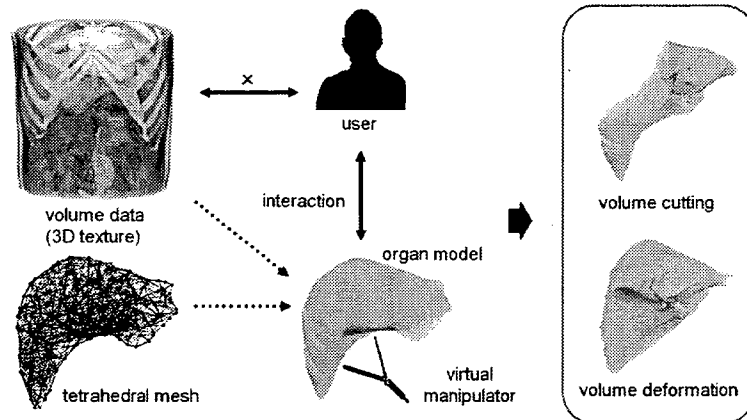


Figure 1. The basic design of our framework. The elastic behavior of organs is physically simulated and volumetrically rendered. Interactive performance is achieved on GPU by not updating volume data.

created through topological update exert a bad influence for stability and accuracy of the simulation. Unlike existing methods, we aim to shape visually valid incision by relocation and constraints of initial vertices. The vertex count is preserved. This approach avoids increase of computation cost and enables fast update of physical status through modifying meshes.

Real-time shading on time-varying, volumetrically rendered objects is also a challenging issue. Gray-level gradient [9] pre-computationally defines gradient voxels from 3D texture. However, since reconstructing voxels takes high computational costs, this approach is not available for interactive volume deformation. Although Correa et al. presented a volume shading algorithm on deformed objects [10], it does not support interactive manipulation. Our approach supports interactive, arbitrary manipulation, and achieves fast volume shading by per-vertex gradient approximation and its interpolation on GPUs.

2. Finite Element based Modeling of Cutting and Deformation

2.1 Vertex-preserving Cutting

When soft tissue is cut in the real world, two facing surfaces (called **cut surfaces**) are created, and the tissue connectivity is broken. The cut surfaces and tiny space between them are physical phenomena with geometrical change that should be simulated. Our interest is what a variety of valid cut surfaces can be configured through only the relocation of vertices, without subdividing the tetrahedral elements nor creating new vertices. This makes it possible to prevent the number of vertices from increasing in cutting procedure, therefore preventing increase in calculation time.

Figure 2 briefly illustrates known methods and our approach using 2D outline of the process. In our approach (d), when a blade path is given, the vertices of the intersected elements are projected onto the path. The two parallel lines (surfaces in the 3D virtual space) composed by relocated vertices are used to shape the cut surfaces. Also, some

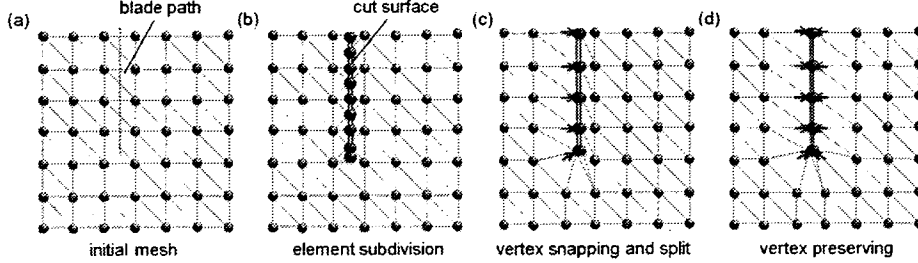


Figure 2. Three modeling methods for soft tissue cutting. Our approach, a vertex preserving cutting method creates cut surfaces using existing vertices and constraints to preserve 3D shape and feature of initial meshes.

vertices are constrained to preserve 3D shape and sharp feature of initial meshes. After the vertices have been relocated, removing elements that intersect the blade path makes it possible to model the tiny space between cut surfaces and simulate the physical behavior of the incision. In the finite element modeling, the stiffness matrix must be updated through relocation of vertices and the elimination of elements. With methods that use element decomposition to represent the cutting process such as (b) and (c), the size of the stiffness matrix increases. However, in our model, the size is constant. We utilize this feature for solving linear equation in finite element formulation, and enable fast cutting simulation with deformation.

When a tetrahedral element is cut, the vertices \mathbf{v}_i of the element are projected onto the blade path. The blade path forms set of surfaces \mathbf{S}_t ($t = 0, 1, \dots$), which are called **sweep surfaces**. Then, the update vector $\Delta \mathbf{v}_i$ is defined as the following equation:

$$\Delta \mathbf{v}_i = \{\mathbf{n}_t \cdot (\mathbf{v}_i - \mathbf{p}_t)\} \mathbf{n}_t \quad (1)$$

where \mathbf{n}_t is the normal vector of the sweep surface \mathbf{S}_t . \mathbf{p}_t is an arbitrary point on the \mathbf{S}_t . Vertices that are updated outside of sweep surfaces $\mathbf{S}_0, \mathbf{S}_1 \dots$ generate visual artifact. Therefore, such vertices are again relocated by projecting them onto the boundary of given sweep surfaces. In order to preserve the feature of the initial mesh and to update the vertices fast and definitely, we introduce simple constraints into topology modification.

After the relocation of the vertices, the tetrahedral elements that are collapsed between the cut surfaces are deleted. Then, the stiffness matrix must be updated in the finite element modeling. For all tetrahedra that are deleted or affected by relocation of vertices, the element stiffness matrix \mathbf{K}_e is subtracted from stiffness matrix \mathbf{K} concerned with corresponding vertex. Note that \mathbf{K}_e is pre-computed per tetrahedral element before cutting manipulation.

2.2 Surface-constraint-based Deformation

Other surgical procedures like grasping, holding and exclusion are also handled in our framework. When the intersection between the organ model and the virtual manipulator is detected, the manipulation area is regarded as grasped and forcible displacement is applied to the controlled vertices as a boundary displacement condition in finite element formulation. To simulate the surgical forceps and retractors for the rehearsal of

the surgery in these cases, we constrain the vertices on the constraint surface of the manipulator by displacing the controlled vertices to new positions.

Next, the controlled vertices are geometrically transformed while satisfying the given surface constraint. This allows users to grasp the manipulation area and to work with it interactively, as they would when manipulating actual surgical tools. By translating and rotating the organ, for example, users can directly simulate the maneuvers of excluding or holding as they prepare the surgical workspace for planning of the surgery.

3. Volume Rendering with Shading for Deformable Models

Volume manipulation results can be visualized in real time by volume-rendering the tetrahedral mesh with 3D texture mapping. The process is derived from a method for rendering volumes based on texture mapping techniques [11]. We render tetrahedral elements using the cross sections (called **proxy geometry**). When the vertices are displaced by model deformation, the proxy geometry is updated based on the deformed mesh topology. The initial coordinates of vertices are used as texture coordinates.

In order to perform volume shading, an initial CT/MRI intensity volume, a gradient volume and a tetrahedral mesh are prepared. When displacement is given by mesh deformation, our framework defines rotation matrix \mathbf{M} per vertex using initial vertices and displaced vertices. We approximate the rotational component around the vertex \mathbf{v}_i by selecting its orthonormal basis. Then, the rotation matrix is interpolated on GPUs. Initial gradient per voxels that are transformed by the interpolated rotation matrix is used for shading. Since this approach does not need update of volume data, fast volume shading can be performed.

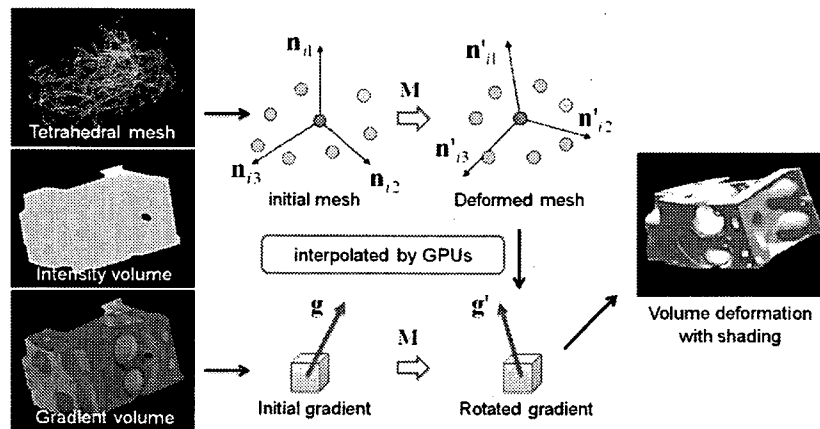


Figure 3. A volume shading algorithm for time-varying deformable models.

4. Results and Discussion

We applied CT volume dataset (volume size: 256^3) to our volume manipulation framework on general purpose PC with Intel Core2Duo 2.93GHz, 2048Mbytes

memory and nVidia GeForce8800 graphic card. **Figure 4** and **5** show its applications. Common surgical manipulation like grasping, holding, cutting and retraction was simulated. The pre-computed Conjugate Gradient algorithm was employed to solve linear large equation in cutting finite element models. **Table 1** shows the refresh rates and model parameters. Interactive manipulation was possible for all datasets. Also, our framework was used for preoperative rehearsal of thoracoscopic surgery based on a patient's CT volume dataset. The volunteer surgeon pinched a part of the lung tissue for clipping the bulla as shown in **Figure 6**. Real surgery videos and volumetrically rendered images demonstrate similar manipulations and surgical views can be preoperatively simulated.

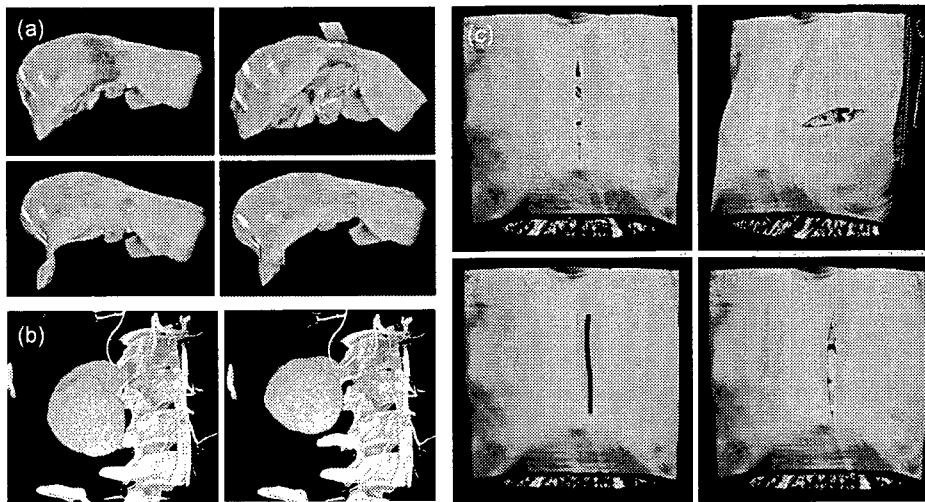


Figure 4. Volume manipulation examples: (a) liver volume deformation by grasping manipulation, (b) kidney rotation and deformation and (c) volume cutting and retraction of incision. The incision can be interactively modified on the rendered image.

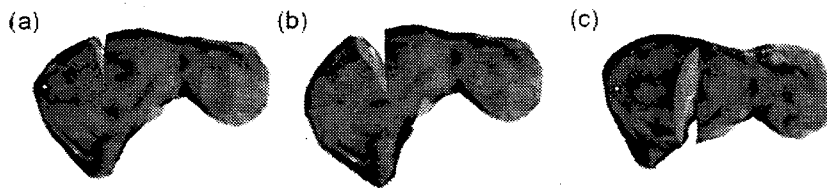


Figure 5. (a) (b) Interactive cutting with holding a part of liver volume model. Internal structure can be observed. (c) Another cut example with different depth and deformation.

Table 1. Refresh rates for overall simulation and rendering.

	Volume size	Vertices	FPS (frame per sec)
Liver	256 ³	567	38
Kidney	256 ³	424	45
Breast	256 ³	613	20
Lung	256 ³	344	50

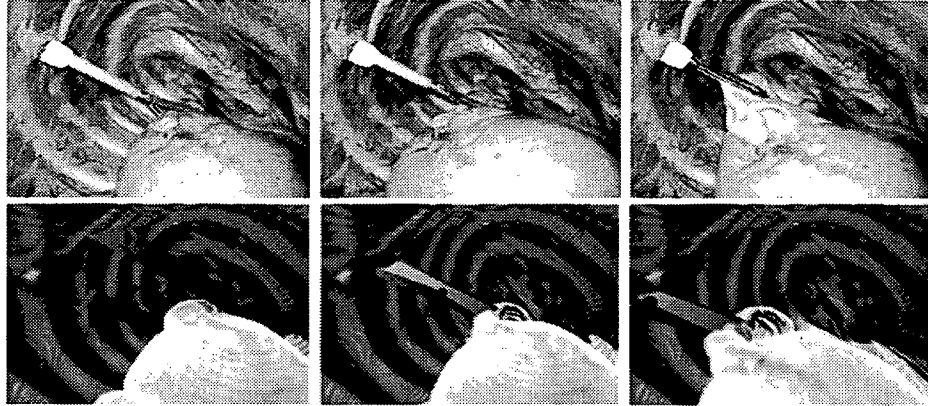


Figure 6. Lung deformation. (a) surgical videos and (b) volume deformation by virtual tools.

5. Conclusion

This paper introduced our volume manipulation framework and presented techniques on vertex-preserving cutting and GPU-based volume shading. We are currently developing an adaptive surgical procedure template and pen-based interface for supporting easy and quick patient-specific preoperative planning.

Acknowledgements

We wish to thank Assistant Professor Koji Yoshimura for preparing clinical dataset and the valuable discussion. This research is supported by Grant-in-Aid for Scientific Research (S) (16100001) and Young Scientists (A) (16680024) from The Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

References

- [1] B. Pflesser, R. Leuwer, U. Tiede, K.H. Höhne, "Planning and Rehearsal of Surgical Interventions in the Volume Model" *Stud. Health Tech. Inform.* Vol. 70, pp. 259-264, 2000.
- [2] H. Takiuchi, Y. Mori, H. Shima, M. Tanooka et al. "Kidney Displacement Simulator for Retroperitoneal Laparoscopic Nephrectomy", *J. Urology*, Vol. 174, No. 6, pp. 2111-2114, 2005.
- [3] C. Forest and H. Delingette and N. Ayache", "Cutting simulation of manifold volumetric meshes", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention(MICCAI)*", pp. 235-244, 2002.
- [4] D. Bielser and M. H. Gross, "Interactive Simulation of Surgical Cuts", *Proc. Pacific Graphics*, pp.116-125, 2000.
- [5] F. Ganovelli and P. Cignoni and C. Montani and R. Scopigno, "Enabling Cuts on Multiresolution Representation", *The Visual Computer (Springer)*, Vol. 17, pp. 274-286, 2001.
- [6] H. W. Nienhuys and A. F. van der Stappen. "Combining Finite Element Deformation with Cutting for Surgery Simulations", *Proc. Eurographics*, pp. 274-277, 2000.
- [7] D. Serby and M. Harders and G. Szekely, "A New Approach to Cutting into Finite Element Models", *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention(MICCAI)*, pp. 425-433, 2001.
- [8] D. Steinemann, M. Harders, M. Gross, G. Szekel, "Hybrid Cutting of Deformable Solids", *IEEE Virtual Reality*, pp.35-42, 2006.
- [9] R. A. Drebin and L. Carpenter and P. Hanrahan, *Volume Rendering*, *Proc. ACM SIGGRAPH*, pp. 65-74, 1988.
- [10] C. D. Correa, D. Silver, M. Chen, "Discontinuous Displacement Mapping for Volume Graphics", *Proc. Volume Graphics*, pp. 9-16, 2006.
- [11] B. Cabral, N. Cam and J. Foran, *Accelerated Volume Rendering and Tomographic Reconstruction using Texture Mapping Hardware*, *Proc. Volume Visualization Symposium*, pp. 91-98, 1994.

Simulating Lung Tumor Motion for Dynamic Tumor-tracking Irradiation

Megumi Nakao, Ayako Kawashima, Masaki Kokubo and Kotaro Minato

Abstract— This study proposes methods for the support of radiotherapy planning for dynamic tumor-tracking irradiation for lung tumors. It aims to simulate the deformation of the lung caused by respiration and to visualize the result as DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs) in real time. Our lung-deformation model treats the lung as an elastic object and analyzes the deformation based on linear FEM (the Finite Element Method). The simulation models the lung using CT volume data and generates a model with boundary conditions with freely adjustable regions, displacements, and phases. The doctor planning the radiotherapy can reproduce the movement of the lung tumor by freely adjusting the regions, displacements, and phases of the boundary conditions while comparing the position of the lung tumor in an X-ray photograph. For high-speed display we propose a method for rapid-generation DRRs by slice-based volume rendering. The result of several functional evaluations and trials of simulation established that the proposed method can describe the movement of the lung tumor with adequate precision. The developed system is expected to be useful for radiotherapy planning for real-time tumor-pursuing irradiation.

I. INTRODUCTION

Radiotherapy is regarded as popular, efficient, less-invasive treatment for cancer. The main challenges in radiotherapy are to preserve as many normal cells as possible by irradiating at only limited volumes around the tumor, and to reduce harmful side effects by administering the minimum effective dose. In the case of a lung cancer, however, the perpetual movement of the tumor as the lungs respire makes it difficult to irradiate around the tumor[1][2]. This necessitates the continuous recalculation of the irradiation field to capture the position of the tumor as it moves.

Our aim was to establish continuous, dynamic tumor-tracking irradiation without any additional loads to patients. Fig. 1 shows the radiation therapy system being developed at the Foundation for Biomedical Research and Innovation. This system is capable of swinging the irradiation head according to the gimbals mechanism. If the movement of the lung tumor is accurately predictable or estimated, continuous tumor-tracking irradiation while pursuing the lung tumor can be performed. This approach shortens radiation time as well as avoids radiation of normal cells.

Success in continuous tumor-tracking irradiation requires accurate estimation of 3D position and shape of the lung

Megumi Nakao, Ayako Kawashima and Kotaro Minato are with the Nara Institute of Science and Technology, Nara, JAPAN {Telephone: +81-743-72-5179, E-mail: meg@is.naist.jp}

Masaki Kokubo is with Institute of Biomedical Research and Innovation, Kobe, JAPAN.

tumor during irradiation. Time-series X-ray radiographs can be acquired during treatment. However, as the images do not always give clear information around tumor due to the characteristic of X-ray imaging, radiologists generally use CT volume data for the radiotherapy planning. Moreover, in order to reconstruct time-varying 3D position and shape of the tumor, only 2D image data and its processing are not sufficient.

This study proposes a method to support radiotherapy planning for dynamic tumor-tracking irradiation for lung tumors. Our method simulates the deformation of a lung caused by respiration and displays the result at high-speed as DRRs (Digitally Reconstructed Radiographs). The lung-deformation simulation treats the lung as an elastic object and analyzes the deformation of the organ by FEM (the finite element method).

II. DYNAMIC TUMOR-TRACKING IRRADIATION

Fig. 2 shows the outline of the proposed dynamic tumor-tracking irradiation. Two types of data can be obtained before the treatment begins: CT volume data taken at a respiratory standstill and continuous time series X-ray photographs. The next step is to simulate the lung deformation by FEM using CT volume data. This analysis uses lung-shaped tetrahedral grids and treats the lung as an elastic object. The simulation target is lung deformation and movement of tumor caused by respiration. The simulation results are displayed as DRR for an assessment of their accuracy in comparison with the continuous time series X-ray photographs. If the accuracy cannot be verified, the surgeon can change the simulation parameters and retry a simulation to re-create the movement of the lung tumor along with respiration.

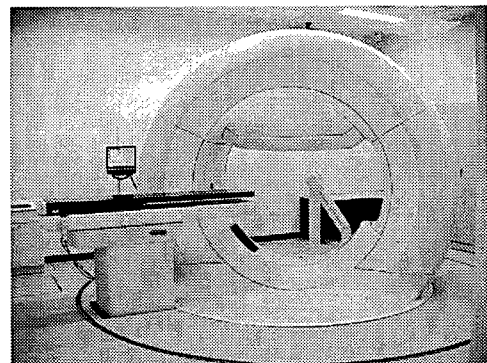


Fig. 1 A new radiation therapy system allowing swing of theirradiation head in real time.

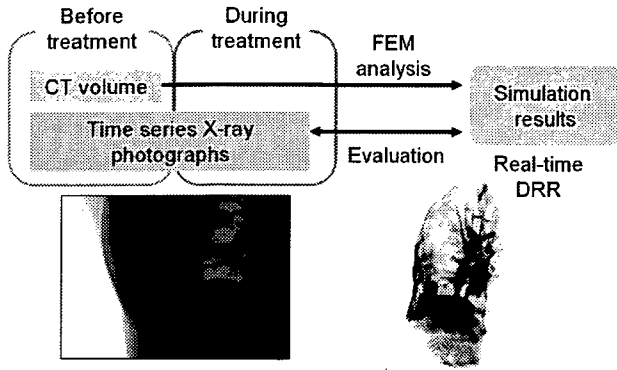


Fig. 2 A basic flow of dynamic tumor-tracking irradiation. 3D position of the tumor is estimated by finite element lung model. The simulation results are visualized as DRRs and evaluated with X-ray photographs.

III. DISPLACEMENT ESTIMATION OF LUNG TUMOR

Respiration involves two major processes: inspiration and expiration. During inspiration, the inspiratory muscles contract, the diaphragm descends, and the rib cage rises. As the volume of the thoracic cavity increases, air flows into the lungs. During expiration, the inspiratory muscles relax, the diaphragm rises, and the rib cage descends. As the volume of thoracic cavity decreases, the lungs deflate, releasing an outflow of air. As a first step to lung deformation analysis, we regarded the lung as an elastic object and simulate its dynamic behavior using FEM.

We use CT volume data to describe the 3D shape of the lung. For estimating displacement of the lung tumor, we model the lung as an elastic object and simulate its dynamic behavior using FEM. Fig. 3 shows the developed lung model with boundary conditions. The tetrahedral mesh was created from patient CT dataset. We categorized all vertices $\mathbf{V} = (v_1, v_2, \dots, v)$ into four groups \mathbf{V}_r , \mathbf{V}_d , \mathbf{V}_t and \mathbf{V}_b like in Fig. 4, and defined boundary conditions on the vertices to solve FEM formulation.

$$\mathbf{V} \longrightarrow \begin{cases} \bullet \text{ Rib cage vertices: } \mathbf{V}_r \\ \bullet \text{ Diaphragm vertices: } \mathbf{V}_d \\ \bullet \text{ Trachea vertices: } \mathbf{V}_t \\ \bullet \text{ Rib cage(back) vertices: } \mathbf{V}_b \end{cases}$$

The trachea vertices are set to remain in a fixed position, that is, unaffected by the respiratory movement. The vertices on the diaphragm and rib cage are updated based on the formula (1) and (2) respectively. The movement of rib cage back vertices are constrained for one direction. The vertices around the rib cage do not move downward toward the couch

$$\Delta \mathbf{v}_i = a_r \sin 2\pi f(t + w_r) \mathbf{n}_i \quad (1)$$

$$\Delta \mathbf{v}_j = a_d \sin 2\pi f(t + w_d) \mathbf{n}_j \quad (2)$$

IV. TEXTURE-BASED DRR GENERATION

We also developed a method (named Texture-based DRR) to create DRRs in real time. We extended the texture-based volume rendering [3] and visualize FEM simulation results as deformable DRRs. Texture-based DRR can be generated by perspective projection of sections with CT textures (proxy geometries) which are defined from tetrahedral mesh. When the vertices of the mesh are displaced by model deformation, the proxy geometries are updated, and the initial grid coordinates are used to map the 3D texture. The voxel values in each tetrahedral element are correctly mapped on the newly created proxy polygons, thereby visualizing the deformed image volumetrically as DRRs.

V. EXPERIMENTS AND RESULTS

The 3D shape of the lung was obtained from CT and its elasticity was empirically set by Young's modulus 0.01 MPa and Poisson's ratio of 0.25. The region around the tumor was modeled by setting Young's modulus at 1.0 MPa. The boundary condition of the diaphragm was set as a phase of 0.6 seconds. One respiratory cycle is set at 3.6 seconds, to keep the same cycle with continuous time series X-ray photographs.

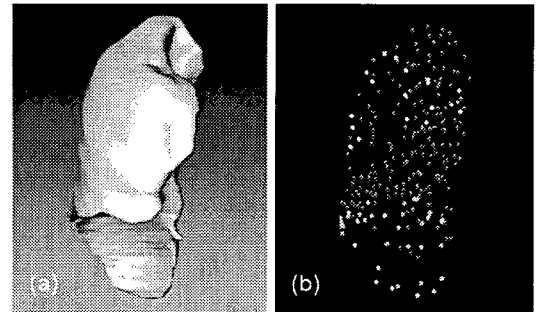


Fig. 3 A lung tetrahedral grid constructed from patient CT dataset. (a) polygonal representation and (b) boundary condition set to the vertices.

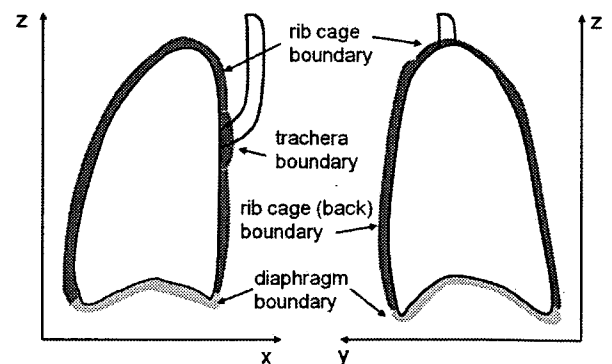


Fig. 4 Boundary condition scheme on the FE lung model for estimating 3D movement of tumor.

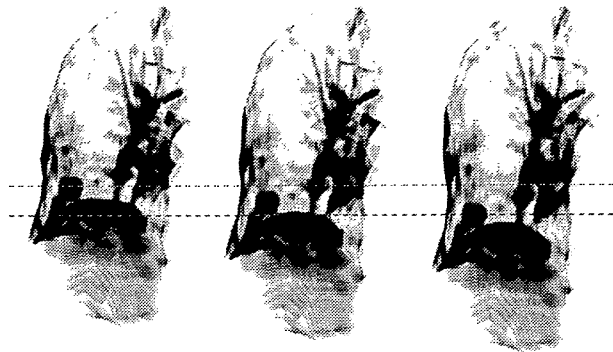


Fig. 5 DRR of simulation results. The movement of tumor is estimated through the FE lung model.

Each boundary condition was set by properly referring to X-ray photographs. Fig. 5 shows the simulated movement of the lung tumor on time-series DRRs.

We analyzed simulation results of 3D tumor movement. The graph in Fig. 6 shows tumor position error between time-series X-ray radiographs and simulated tumor position on DRRs. We confirmed the deformation was simulated with very high accuracy in this clinical case (Error within 2 mm). The irradiation field with our tumor tracking irradiation assumes 48% of the volume in the conventional methods without tumor tracking.

Lastly, Fig. 7 demonstrates superimposed deformed DRRs on X-ray radiographs. As the tumor position can be correctly identified with the CT volume data, this visualization will also be useful for recognizing tumor position and shape.

VI. CONCLUSION

Radiotherapy has become an efficient noninvasive therapy in recent years. In the therapy for lung tumors, however, the mechanism behind the movement of the tumor as the lungs respire has yet to be solved. If the radiotherapy accurately pursues the lung tumor, the technique is certain to advance far from its present state. This research focused on the re-created movement of a lung tumor in one clinical case. This research model is expected to be useful for improving, inspecting, and ultimately realizing the technique of real-time tumor-pursuing irradiation.

ACKNOWLEDGMENT

This research is supported by Grant-in-Aid for Scientific Research (S) (16100001) and Young Scientists (A) (16680024) from The Ministry of Education, Culture, Sports, Science and Technology, Japan.

REFERENCES

- [1] Y. Negoro, Y. Nagata, T. Aoki, T. Mizowaki, N. Araki and K. Takayama, "The effectiveness of an immobilization device in conformal radiotherapy for lung tumor: reduction of respiratory tumor movement and evaluation of the daily setup accuracy", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 50, No. 4, pp. 889-898, 2001.
- [2] H. Shirato, S. Shimizu and K. Kitamura, "Four-dimensional treatment planning and fluoroscopic real-time tumor tracking radiotherapy for moving tumor", *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.*, Vol. 48, No.2, pp. 435-442, 2000.
- [3] B. Cabral, N. Cam, and J. Foran, "Accelerated volume rendering and tomographic reconstruction using texture mapping hardware", *ACM Symposium on Volume Visualization*, pp. 91-98, 1994.

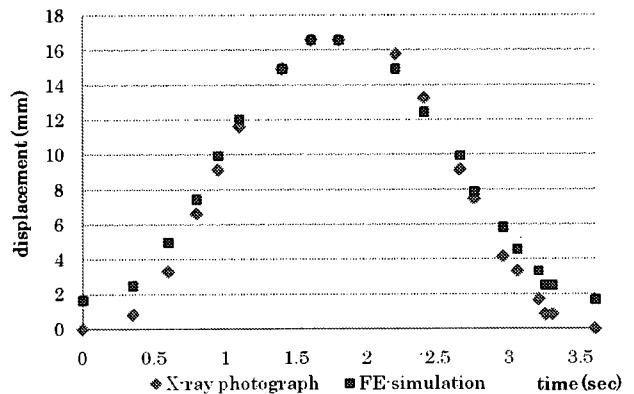


Fig. 6 Displacement of the lung tumor (a) in X-ray photographs and (b) in DRRs generated from FE lung simulation results.

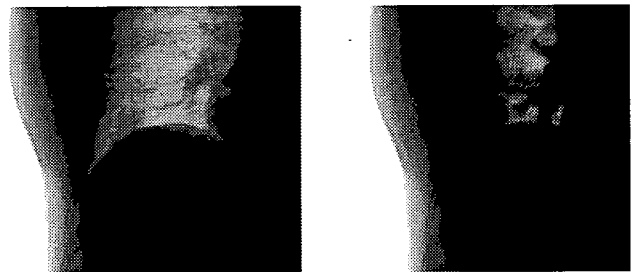


Fig. 7 Superimposing simulation results on time-series X-ray radiographs. This overlay representation supports recognition of tumor's position and shape.

Haptic Rate for Surgical Manipulations with Fingers and Instruments

Yoshihiro KURODA ^{a,1}, Megumi NAKAO ^b, Tomohiro KURODA ^a, Osamu OSHIRO ^a
^a Graduate School of Engineering Science, Osaka University
^b Nara Institute of Science and Technology

Abstract. In surgery, many kinds of manipulations are conducted using multiple fingers and instruments. The aim of this study is to investigate required haptic rate for multi-finger manipulation and instrumental manipulation. This paper investigated required haptic rate for multi-finger haptic interaction with haptic device and soft tissue deformation. Results of experiment clarified the fact that there is difference of threshold of haptic rate between the number of manipulating fingers.

Keywords. Haptics, Surgical manipulation, Perception

1. Introduction

Growth of computational power has allowed realistic surgical simulation with physics-based deformation, visual/audio effects and haptic feedback. However, 1000Hz of haptic update rate is still a severe requirement, because endless demand for more accurate and realistic simulation increases computational cost. Quality of the simulation has been decreased for keeping the simulation stable.

Psychophysical study has investigated requirements of haptic rate, basically assuming one finger interaction with an object in the case of passive touch [1]. Active touch is psychophysically different from passive touch [2]. On the other hand, in surgery, multiple fingers are used for touching organs or manipulating instruments in the manner of active touch. There are few studies of active touch with multiple fingers. So far, there is no answer to even a simple question "is there any difference of required haptic rate in manipulation using one finger and two fingers".

The aim of this study is to investigate required haptic rate for multi-finger manipulation in the case of active touch. From the understanding of the haptic rate, optimal assignment of computational resource for surgical simulation becomes possible.

¹Corresponding Author: Graduate School of Engineering Science, Osaka University, 1-3 Machikaneyama-cho, Toyonaka, Osaka, Japan; E-mail: ykuroda@bpe.es.osaka-u.ac.jp

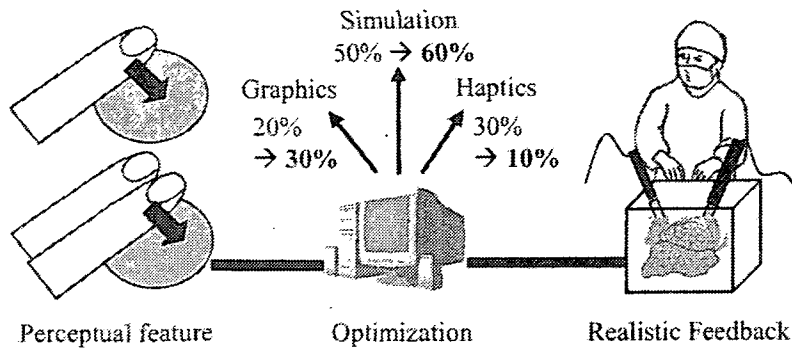


Figure 1. Concept of perception based optimization of physics-based interactive simulation with haptic feedback.

2. Concept

Figure 1 shows a concept of this study. Perception based optimization of physics-based interactive simulation with haptic feedback. Simulation and other functions are able to utilize more computational resource instead of haptics.

If haptic rate is high enough, a user perceives continuous force. However, if not, a user perceives discontinuous force like vibration on fingertip. This causes unrealistic sensation because of insufficient haptic rate. In this study, a threshold of haptic rate which makes a user feel vibration is investigated. Thus, haptic rate must be examined while a user moves their fingers or instrument actively.

3. Experiments and Results

We developed a system which controls haptic rate freely and records user's manipulation during a task. Multi-fingered and endoscopic instrument typed haptic devices CyberForce™ and Xitact IHP™ were equipped. A plate object (20cm x 20cm x 1.5cm in size) object consists of 1334 vertices and 4745 tetrahedron (0.2MPa Young's modulus and 0.4 Poisson's ratio). Linear finite element method was implemented for soft tissue modeling.

A hypothesis in this experiment was "a person is less sensitive to discrete changes in force feedback, perceived as step changes in force or vibration, when performing multi-finger manipulation and instrumental manipulation with an elastic object". 9 volunteer students participated in the experiment. 750 patterns of update rate e.g. 100Hz, 83Hz, 56Hz, 42Hz, 33Hz, 28Hz, 24Hz, 21Hz, 19Hz, 17Hz, 15Hz, 14Hz, etc. were prepared.

A subject pushed a plate object with designated fingers and answers if he/she feels displayed force as continuous force or vibration, until a threshold of haptic rate to feel vibration is found. For standardizing a manipulation, a subject was told to exert forces from 0.5N up to 1.0N by pushing manipulation. Pushed area was colored blue when the exerted force was around 0.5N and colored red around 1.0N, as shown in Figure 2(left).

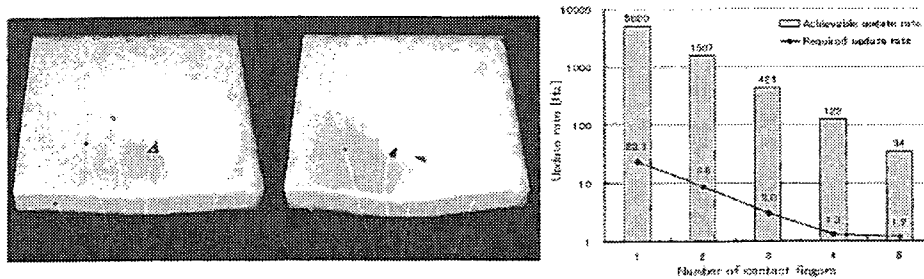


Figure 2. (left) A subject pushes elastic object with one and two fingers (right) Balance of increase and decrease of haptic update rate with multiple fingers

Average thresholds of haptic update rate in the case of one to five fingers were 23.3, 8.8, 3.0, 1.3 and 1.2 Hz, respectively. Statistical differences by t-test ($p < 0.05$) were found in average thresholds between one and two fingers, and also between two and three fingers. The result supported the above hypothesis.

4. Discussions and Conclusion

In this experiment, only haptic rate for pushing manipulation was investigated. More update rate would be required in stroking manipulation, because rapid change of force direction stimulate another receptors. However, this experiment clarified the fact that there is difference of threshold of haptic rate between the number of manipulation fingers.

This paper examined required haptic rate for multi-finger haptic interaction. The result of this study allows assigning excess computational resource to other functions in surgical simulation. Figure 2(right) shows relationships between achieved update rate on PC and required rate with the number of contact fingers. The graph shows that the increase and decrease of the rates with the number of fingers balance.

Acknowledgements

This research was partly supported by Grant-in-Aid for Scientific (S16100001) and Exploratory Research (18659148) from JSPS, and Grant-in-Aid (H18-Medicine-General-032).

References

- [1] M. Minsky, M. Ouh-young, O. Steele, F. P. Brooks, Jr., and M. Behensky, "Feeling and seeing: Issues in force display", *Symposium on Interactive 3D Graphics*, (1990), 235-243.
- [2] J. Gibson, "Observations on active touch", *Psychological Review* **69**(6) (1962), 477-491.