

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

川口 泰弘^{*1}, 中口 俊哉^{*2}, 津村 徳道^{*2}, 三宅 洋一^{*3}

要旨

人体切開は、医師にとって最も基本的な手技であり、その効果的なトレーニングシステムの開発が求められている。切開手技において、医師は組織からの反力情報よりメスに負荷する力を調節している。そのため、システムには正確な反力再現が必要である。従来法の反力再現では、並進力である3自由度のみの力覚を提示している。しかし、メスに生じる回転力や組織内部の粘性や硬性を考慮しないため反力再現が不十分であった。そこで、本論文では6自由度の反力提示による反力生成モデルを提案する。提案モデルは、組織の粘性、硬性を考慮し、メスに生じる力を切断力、粘性力、組織の変形による反発力の合成として再現する。本モデルを、6自由度による力の入出力が可能な反力提示デバイスを用いて実装した。提案する6自由度モデルと3自由度に限定したモデルを被験者12人の非外科医による主観評価実験で比較した結果、6自由度による反力再現の有効性を確認した。

キーワード：医用VR、手術トレーニング、反力再現、切開手技、ハプティック・レンダリング。

1. はじめに

近年、医療技術の高度化に伴い技量未熟な医師による医療過誤が多発し大きな社会問題になっている。医師は、長い臨床経験と動物実験を介してその技量の向上を図ってきた。しかしながら、従来の手法は患者の人権や負担、動物愛護の点から多くの問題が指摘されている。また、人体模型、生体ファントムに基づくトレーニングも費用、臨場感などからその改善が求められている。そこで、VRシミュレータを用いることで、外科手術の訓練環境が改善されると期待されている[1]。

本研究では、外科手術の基本であり最も多用される手技の一つである切開手技に着目した。切開

の際に力の加減や力をかける向きを誤ると、臓器を傷つけ、血管を引き裂くなどの重大な切創事故を引き起こす。切開は、このように困難・危険、かつ頻繁に適用される手技であるにもかかわらず、切開時の反力についての研究は重要視されておらず、外科医は臨床で長い年月をかけて経験的に手技を習得している。したがって、切開手技シミュレータにおける反力再現の開発は、医師に技能を習得する機会を提供し、安全性の面で医療の質を高めるために必須であると考えられる。

切開手技シミュレータに関する研究として、切開後の組織変形モデルの研究[2,3,4]や切開時のメスに生じる反力表現の研究[4,5]などが行われている。切開手技シミュレータには、操作による位置入力と力の出力を実時間で可能な力覚提示デバイスが用いられ、計算機により算出したメスからの反力を使用者に提示する。反力再現には、対話的な操作を行うにあたって実時間性（反力計算に1000Hz以上の更新周期を満たすこと）は必須であり[6]、この制約の中でより高精度な反力計算

*1 千葉大学大学院自然科学研究科
知能情報工学専攻
〒263-8522 千葉市稲毛区弥生町 1-33]
e-mail: kawaguchi@graduate.chiba-u.jp

*2 千葉大学工学部情報画像工学科

*3 千葉大学フロンティアメディカル
工学研究開発センター

モデルの構築が求められる。

反力再現における主な手法として、Bielserらによる手法〔3〕，Mahashらによる手法〔5〕が知られている。Bielserら，Mahashらは，通常メスは刃面の方向に沿って切開を行うので，刃面を含む平面内にメスの動作を制限することは許容できるとしている。Bielserらの手法では，メスと組織の接触面に生じる反力を一点に生じる反力に近似することで計算負荷を小さくしている。彼らの手法は，力覚提示デバイスのポイントが仮想環境内のメスの先端に対応し，メスの先端の位置や運動からメスの先端に生じる反力を算出する。しかしメスの先端の位置・運動のみを考慮しているため，算出できる反力の精度に限界がある。またMahashらの手法では，測定器によって実際に切開時の反力を測定し，それを元に刃先の組織への進入深度から反力を算出するモデルを作成した。測定方法はとして，直線状の刃先を組織の上方から侵入させ，進入時の刃を押す力に対する刃の変位を測定する。この算出方法は，実測値に基づくため再現性は高いが，測定方法と同じ条件下での反力のみ再現可能なため，メスの形状や操作に対して制限が加えられる。これらの従来法では，メスに生じる力を並進力のための3自由度で表現しているが，切開はメスと組織の面接触であるためメスには回転力が生じる。よって物理法則の観点から従来法による反力再現は不十分である。さらに従来法の問題点として，不均質な物性の組織に対応していないこと，メスの形状に制限があることが挙げられる。

本論文は，より現実に近い反力再現のための並進力に回転力を加えた6自由度の反力生成モデルを提案する。このモデルは，メスの形状と組織内部の粘性，硬性分布を考慮しているため，不均質組織に対応した反力計算が可能である。また，近年開発された6自由度力覚提示デバイスに対応し，6自由度の力覚による反力提示が可能である。本文では，まず切開時にメスに生じる力について考察し，次に提案手法の反力生成モデルについて述べる。そして本手法の有効性を確認する主観評価実験について述べる。

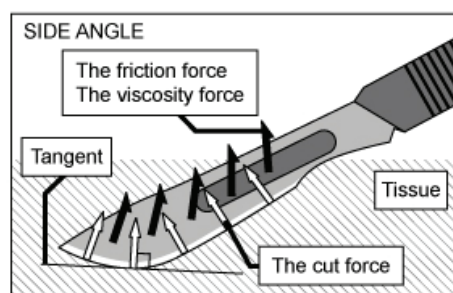


Fig. 1 The forces acting on a surgical knife penetrating tissue from side angle.

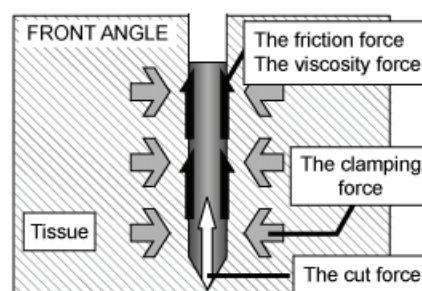


Fig. 2 The forces acting on a surgical knife penetrating tissue from front angle.

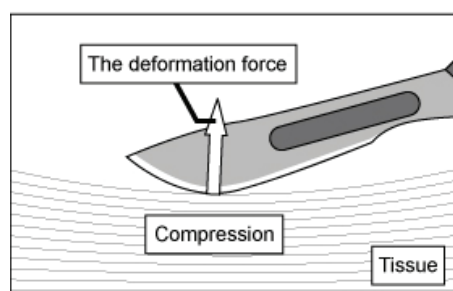


Fig. 3 The forces acting on a surgical knife compressing tissue.

2. メスに生じる反力

メスに生じる反力をシミュレーションするため，メスに生じる力を分析する。組織進入時，メスに生じる力を大きく4つに大別する。それらの力をメスの側面図 (Fig. 1)，メスの前面図 (Fig. 2) に示す。第1の力を固定力 (the clamping force) と呼び，組織を圧迫することでメスの刃面に対して垂直方向に生じる応力であり，メスの姿勢を進入角度に戻そうとする力である。その力の大きさは，組織の弾性に影響する。第2の力を切断力 (the cut force) と呼び，メスの刃先部に生じる組織を切り開くための力である。その力の大きさは，組織の

硬さである硬性とメスの鋭さに影響する。その力の向きは、Fig. 1に示す様に刃先の接線に対して刃面内部側の垂直方向に生じる。第3の力を粘性力 (the viscosity force) と呼び、メスの刃面部に生じる組織の粘性による力である。その力の大きさは、組織の粘性とメスと組織の相対速度に影響する。その力の向きは、メスの進行速度と反対向きに生じる。第4の力を摩擦力 (the friction force) と呼び、メスの刃面部と組織の摩擦により生じる。その力の大きさは、固定力と摩擦係数に影響する。また、力の向きはメスの進行速度と反対向きに生じ、粘性力と摩擦力は常に同じ方向に生じる力である。さらにメスが組織進入前には、Fig. 3に示すようにメスの刃先部に力が生じる。この力は、変形力 (the deformation force) と呼びメスの刃先で組織を圧迫し変形させることによる反発力である。

3. 反力生成モデル

本提案手法では、力覚提示デバイスとして PHANToM (PHANToM® Premium 3.0/6-DOF, SensAble Technologies, Inc) を採用する。PHANToM は、ポインタ (Fulcrum) の並進3自由度 X , Y , Z とスタイラスの姿勢3自由度 (θ_x , θ_y , θ_z) を読み取り、3自由度の並進力 F_{TRANS} と3自由度の回転力 (T_x , T_y , T_z) の計6自由度の力覚が出力可能である。メスとスタイラスの操作対応を Fig. 4に示す。この反力生成モデルは、メスと組織を描画システムの座標系に配置し、メスと組織の接触判定を行い、反力計算モデルによりメスに生じる反力を算出し、力覚提示デバイスを用いて使用者に反力を提示する。接触判定のため Voxmap-PointShellモデル [7] を使用し、メスを点の集合であるPointShellに、組織を粘性、硬性のボリュームデータであるVoxmapにより構成する。PointShellとVoxmapの詳細は3.1節で述べる。

接触判定の方法として、すべてのPointShellの点の位置を監視し、各点のVoxmap侵入を判定する。点がVoxmapに侵入した場合、Fig. 5に示す様に反力計算モデルを適用し、点に生じる力を算出する。進入したすべての点に反力計算モデルを適用する

ことでメスに生じる総合的な反力を求めることができる。反力計算モデルの詳細に関して 3.2 節に示す。

PointShell における各点の力をポインタ型である PHANToM で提示するため、各点の力を並進力と回転力に変換する必要がある。並進力と回転力に変換する方法を 3.3 節に示す。

1) Voxmap と PointShell

Voxmap は、組織における粘性、硬性情報のボリュームデータであり、各 Voxel に対応する硬性係数、粘性係数が設定されている。

PointShellは、メスの形状を構成する離散的な点の集合である。PointShellを定義する手順をFig. 6に示す。ここでは、Fig. 6(a)に示す形状のメスを想定する。手順1として、Fig. 6(b)に示す様にメスを刃面部と刃先部の領域に分割する。刃面部の面積は S 、刃先部の長さは L である。手順2として、Fig. 6(c)に示す様に刃面部を等面積の小領域に分割し、刃先部を等しい長さの小区間に分割する。手順3として、各小領域と各小区間の中心に点を配置する。刃面部の点の集合をPointShell_{side}、刃先部の点の集合をPointShell_{edge}と呼び、各点の数は N_s , N_e である。手順4として、Fig. 6(d)に示す様にPointShell_{edge}の各点に刃先から刃面側に法線ベクトルを設定する。

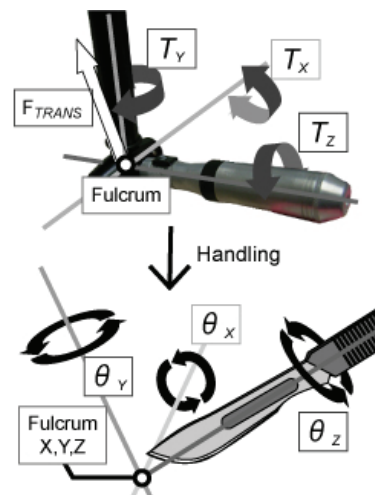


Fig. 4 Correspondence between a stylus of PHANToM and a surgical knife.

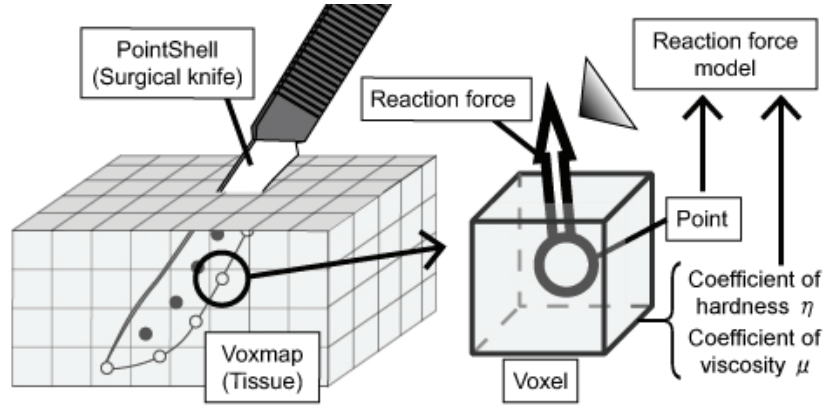


Fig. 5 Six degree-of-freedom haptic rendering model.

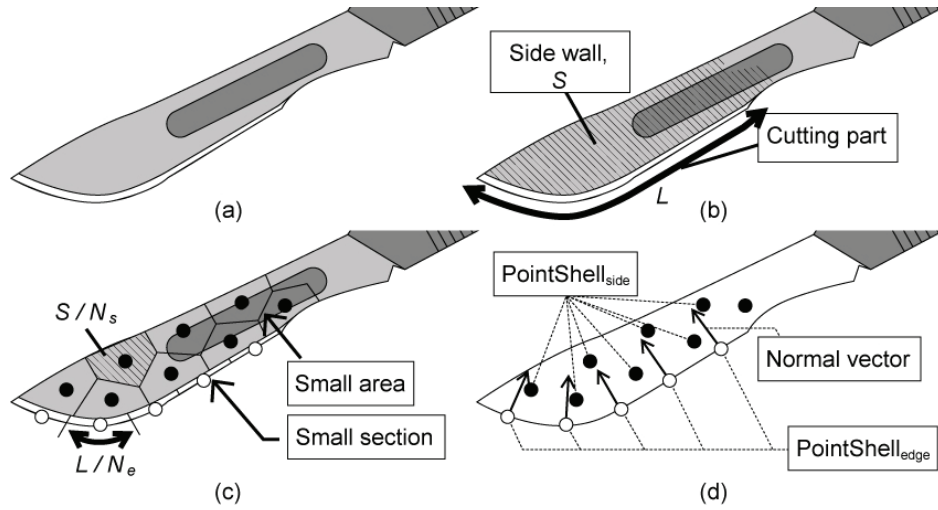


Fig. 6 Steps defining PointShell. (a) Shape of the knife. (b) The knife is divided into side wall and cutting part. (c) Side wall and cutting part are divided into small area and small section. (d) PointShell_{edge} has normal vector.

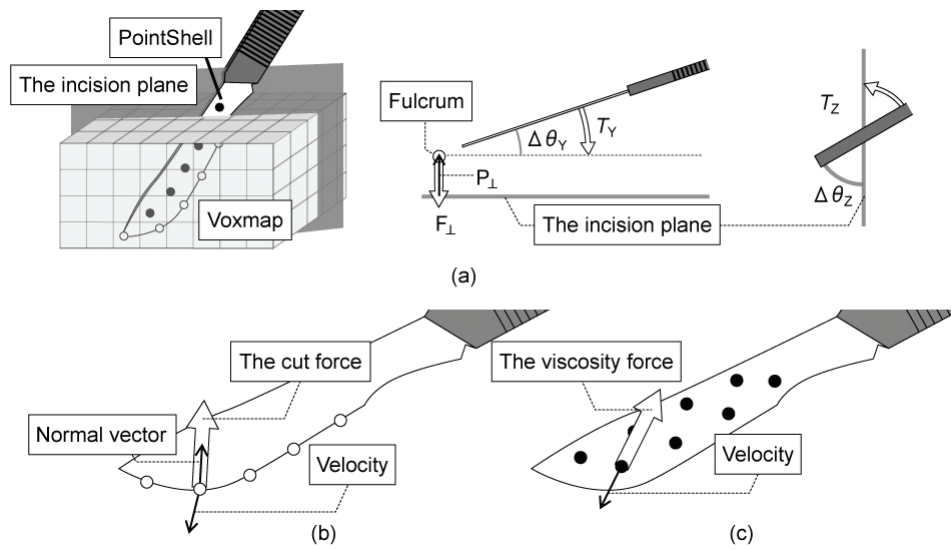


Fig. 7 Reaction force model. (a) The clamping force model. (b) The cut force model. (c) The viscosity force model.

2) 反力計算モデル

反力計算モデルには，固定力計算モデル (the clamping force model)，切断力計算モデル (the cut force model)，粘性力計算モデル (the viscosity force model) がある．固定力計算モデルは，Fig. 7(a)に示す様にメスの動作を刃面の平面内に制限する．そのため，メスが組織進入を開始した時の刃面を含む進入面 (the incision plane) とメスの進入姿勢 (侵入角度 θ_Y と θ_Z) を記憶し，支点の位置を進入面に戻す力とメスの姿勢を侵入姿勢に戻す力を算出する．支点を進入面に戻そうとする力 $\vec{F}_\perp$ は，組織の弾性係数 k と進入面から現在の支点位置までの最短距離ベクトル $\vec{P}_\perp$ の積で定義する．侵入角度を維持しようとする回転力 T_Y と T_Z は，組織の弾性係数 k ，PointShell_{side}の組織に進入している点の割合 N_p / N_s ，侵入角の変化 $\Delta\theta$ の積で定義する．固定力を算出する式を以下に示す．

・固定力計算モデル

$$\vec{F}_\perp = -k\vec{P}_\perp, \quad (1)$$

$$T_Y = -k\Delta\theta_Y N_p / N_s, \quad T_Z = -k\Delta\theta_Z N_p / N_s. \quad (2)$$

次に切断力計算モデルについて説明を行う．切断力計算モデルでは，各点の位置座標から接触しているVoxelを判別しVoxelの硬性係数を参照することで，各点に生じる切断力を個別に算出する．切断力は，Fig. 7(b)に示す様に法線ベクトルの向きに力が生じる．また切断力の発生条件として，刃を組織から引き抜く場合は力が生じない．従って発生条件として，PointShell_{edge}の点の速度 $\vec{v}$ と法線ベクトル $\vec{n}$ の内積の正負でメスの進行方向 (挿入/引き抜き) を判別し，内積値が正の場合反力を 0 とする．PointShell_{edge}の点 i に生じる切断力 $\vec{F}_{CUTi}$ は，PointShell_{edge}の点 i における速度 $\vec{v}_i$ と法線ベクトル $\vec{n}_i$ の内積，メスの鋭利係数 c の逆数，点 i と接触しているVoxelの硬性係数 η ，小区間の長さ L / N_e の積として定義し次式で表される．

・切断力計算モデル

$$\vec{F}_{CUTi} = \begin{cases} -(1/c)\eta(\vec{v}_i \cdot \vec{n}_i)\vec{n}_i L / N_e & (\vec{v}_i \cdot \vec{n}_i) < 0 \\ 0 & (\vec{v}_i \cdot \vec{n}_i) \geq 0 \end{cases} \quad (4)$$

次に粘性力計算モデルについて説明する．粘性力計算モデルでは，Voxelに接触した各点に生じる粘性力を個別に算出する．粘性力は，Fig. 7(c)に示す様に速度ベクトルの逆向きに力が生じる．PointShell_{side}の点 j に生じる粘性力 $\vec{F}_{VISj}$ は，PointShell_{side}の点 j における速度ベクトル $\vec{v}_j$ ，点 j と接触したVoxelの粘性係数 μ ，小領域の面積 S / N_s の積として定義し次式で表される．

・粘性力計算モデル

$$\vec{F}_{VISj} = -\mu\vec{v}_j S / N_s. \quad (5)$$

3) 力覚提示デバイスによる反力提示

並進力と回転力を生じさせる支点を，Fig. 8に示す様にメスの刃先に設定する．PointShellの各点に生じる総合力をPHANToMで提示するため，支点を軸とする並進力 $\vec{F}_{TRANS}$ と回転力 T_X に変換する． $\vec{F}_{TRANS}$ は，各点の切断力と粘性力の総和と固定力 $\vec{F}_\perp$ の和で定義する． T_X は，Fig. 8に示す各点の支点回り回転方向ベクトル $\vec{R}$ と点に生じる力の内積，支点からの距離 l の積で定義する． $\vec{F}_{TRANS}$ と T_X は，次式より求めることができる．

$$\vec{F}_{TRANS} = \sum_i \vec{F}_{CUTi} + \sum_j \vec{F}_{VISj} + \vec{F}_\perp, \quad (6)$$

$$T_X = \sum_i (\vec{F}_{CUTi} \cdot \vec{R}_i) \cdot l_i + \sum_j (\vec{F}_{VISj} \cdot \vec{R}_j) \cdot l_j. \quad (7)$$

さらに 3.2 節で算出した T_Y と T_Z から，メスに生じる反力を PHANToM による 6 自由度の力覚で提示することが可能となる．

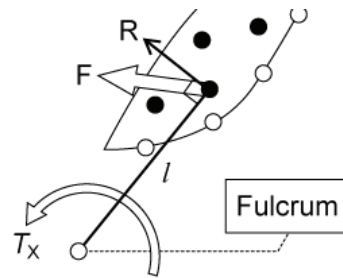


Fig. 8 Computing torque of each point.

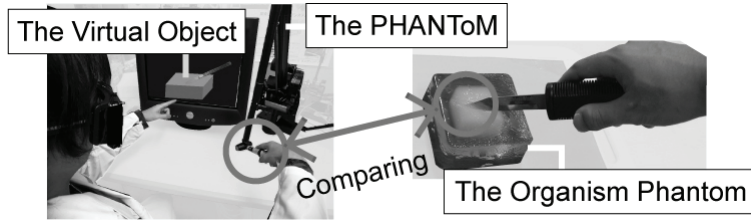


Fig. 9 Situation of the comparative evaluation

Table 1 Result of the subjective evaluation with 3-DOF and 6-DOF system (the score distribution of subjects).

Score	Evaluation terms	3-DOF	6-DOF
5	the same	0	0
4	slightly different	0	8
3	different	6	3
2	definitely different	4	1
1	very different	2	0

4. 実験

本提案手法である 6 自由度による反力生成モデルの有効性を評価する。実験では、並進力のみを提示する 3 自由度システム、並進力と回転力を提示する 6 自由度システムを用いて、両システムで再現した反力の正確さを比較する。

1) 粘性，硬性係数の取得

切開対象として、形状と粘性，硬性を自由に設定可能な寒天を採用し、粘性，硬性の異なる 2 種類の寒天 1（硬性低，粘性高），寒天 2（硬性高，粘性低）を用意した。寒天の粘性，硬性は均質であると仮定し、その粘性，硬性係数を設定する。設定方法として、現実の切開反力を参考にし、再現反力が実際の反力に近づくよう係数値を上限及び下限から目標値まで変化させていく。まず第 1 に粘性係数の設定値を取得する。粘性係数の設定方法として、始めにメスで直線状の切創を作成し、その切った場所を再びメスでなぞる操作を行い、その反力と再現反力（粘性力のみ提示）の差を評価し、係数値の調整を行う。調整方法として、下限の初期値 1 に反力の差の大きさに応じた値を付加し、差が小さくなるほど付加する値を小さくする。以上を繰り返し、反力が等しくなった係数値を下限からの目標値とする。同様に上限からの目標値を得て、それら上限，下限の目標値の中間値

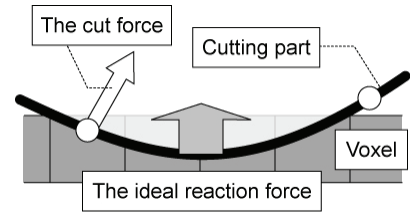


Fig. 10 The problem of resolution of PointShell.

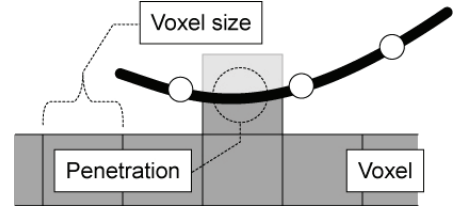


Fig. 11 PointShell's penetration into Voxmap.

を求める。この評価方法を 3 人の評価者で行い、各評価者での中間値の平均をとり最終的な粘性係数の設定値を取得する。第 2 に硬性係数の設定値を取得する。硬性係数の設定方法として、現実の切断力と粘性力の合成力と再現反力（取得した粘性係数による粘性力と切断力の提示）の差を評価し、同様にして硬性係数の設定値を取得する。

2) 実験条件

実験では、寒天 2（縦横高さ:約 50mm, 約 50mm, 約 40mm）を中央に配置し寒天 1 で包んだ不均質な生体ファントム（縦横高さ:約 100mm, 約 100mm, 約 40mm）を作成し、仮想空間に同一の粘性，硬性をもつ仮想物体（縦横高さのボクセル数: 50,50,20, voxelサイズ: 2mm）を再現する。実験に用いるナイフ（刃面積:915mm², 刃先長:75mm）と同じ形状のPointShellを仮想空間に $N_e = 38$ 及び $N_s = 240$ で構成した。被験者は 12 名の非外科医で、Fig. 9に示す様に生体ファントムと仮想物体の切開時の反力を両システムで比較した。被験者は次の(a)から(f)の手順に従う。

- ナイフにより生体ファントムを切開する、
- 3 自由度システムにより仮想物体を切開する、
- 3 自由度システムによって再現した反力と現実の反力の差を評価する、
- ナイフにより生体ファントムを切開する、

- (e) 6自由度システムにより仮想物体を切開する,
- (f) 6自由度システムによって再現した反力と
現実の反力の差を評価する.

また、実験条件として、被験者にはどちらのシステムであるかを伏せ、各作業に用いる時間は2分以内とする。切り方に関して、直線に切ること、固定力の有無を確認すること、生体ファントムでは一度切った場所は切らないこと、以上の指示を行う。評価方法に関して、再現反力での変形力の有無は評価に加味せず、5つの評価項目（差がない、僅かに差がある、差がある、かなり差がある、非常に差がある）から選択する。

5. 実験結果と考察

評価項目には1から5の評価値を設定し、各評価項目を選択した被験者数をTable 1に示す。各被験者による両システムの得点の差をt検定した結果、有意水準1%で平均値に差があると認められた。実験結果は、6自由度システムがより反力に差がないと評価される傾向にあり、その平均得点は大きな差を示した。この結果は、より現実に近い切開時の反力再現には6自由度による反力生成モデルが必要であることを示している。このことから本手法の有効性が確認できた。切り方に関する実験条件により、本システムに再現可能な操作のみの評価が可能となり、未対応の操作による評価への影響を可能な限り小さくした。反力再現の安定性に関して、このシステムは、反力計算に1000Hzの更新周期を満たし、実時間による処理を可能とした。仮想メスを表すPointShellの点数の設定に関して、刃面の面積、刃先の長さに対する点数が少ない場合、Fig. 10に示す様に点の間隔が広がり、メスの元形状の曲率に対し本来発生すべきでない方向へ反力が出力される可能性があり、点の間隔を狭める必要がある。しかし、点数が多いほどそれに伴い計算負荷が増加するため、どの程度まで狭める必要があるかを定義する必要がある。そこで、Fig. 11に示す様な侵入したVoxelを判定出来ない可能性をなくすまで、つまり点の間隔をVoxelサイズまで狭めると定義し、実験条件におけ

るPointShellの点数を決定した。また、さらに点密度を上げることで、1つの点が受け持つ力の大きさは小さくなり、結果的に反力の分散につながり力の不安定性が軽減され则认为る。しかし、さらに点密度を上げることで、反力応答の安定・精度、コストパフォーマンス、それらの関係性に関して理解が十分ではないため、今後の課題として検討を行う必要がある。また、実験で用いた生体ファントムの定量的な粘性、硬性が必要である。今後の課題として、物理的特性が自明な材料による生体ファントムの作製が考えられる。

6. まとめと今後の課題

本研究では、切開手技トレーニングシステムの構築を目指し、切開時にメスに生じる力(切断力、粘性力、固定力)を再現する6自由度反力生成モデルを実装した。従来法は、反力計算においてメスの形状に制限がある、不均質な組織に対応していない、また3自由度の並進力のみ反力再現を行うため実際の操作感覚と差が大きいという問題が存在する。提案手法では、これらの問題を解決し、メスの形状と組織内部の粘性、硬性分布を考慮した反力計算モデルを用い、また6自由度の力覚による反力提示を可能としている。また、主観評価実験により、3自由度システムと6自由度システムの反力再現における再現性を比較し、6自由度による反力再現の有効性を確認した。

将来的には、切開シミュレータの重要な要素である切開後の組織の変形についても考慮し、人体のあらゆる部位に適応可能な反力生成モデルに拡張する。現在のモデルでは、変形力と摩擦力の反力計算モデルが未実装であり、一度切開した場所に再度メスを挿入する状況や、曲線的な切開操作について未対応であるため、これらの実装が今後の課題である。また、人体組織の定量的な粘性、硬性の物理特性を取得する必要があるため、そこで“MR elastography法[8]”、“PHANTomを用いた弾性力測定法[9]”などで得られた実測値データをもとに粘性、硬性係数を設定する方法が考えられる。

謝 辞

本研究の一部は科学研究費補助金（基盤A16200037:代表：三宅洋一）によった。

文 献

- [1] 小山博史: Virtual Reality 技術を用いた新しい手術教育. 日本VR医学会論文誌 **1**(1): 30-39, 2002
- [2] 中尾恵, 黒田知宏: 物理特性に基づいた高精度かつ対話的な軟組織切開手法. 情報処理学会論文誌 **44**(8): 2255-2265, 2003
- [3] Cynthia D. Bruyns, Kevin Montgomery: Generalized interactions using virtual tools within the spring framework: Cutting. Proc. of Medicine Meets Virtual Reality (MMVR02): 23-26, 2001
- [4] Daniel Bielser, Markus H. Gross: Interactive Simulation of Surgical Cuts. Proc. of Pacific Graphics 2000, IEEE Computer Society Press: 116-125, 2000
- [5] Mohesen Mahash, Vincent Hayward: Haptic Rendering of Cutting: A Fracture Mechanics Approach. Haptics-e **2**(3): 1-12, 2001,
- [6] Lonnie L., Wayne B.: Contact Stability Analysis of Virtual Walls. Proc. of dynamic Systems and Control Division ASME 1995: 689-694, 1995
- [7] William A. McNeely, Kevin D. Puterbaugh, James J. Troy: Six Degree-of-Freedom Haptic Rendering Using Voxel Sampling. Proc. of ACM SIGGRAPH: 401-408, 1999
- [8] 菅幹生: MR elastography 法 —MRI を用いた定量的触診—. 映像情報メディアカル 35/15 MRI2004Book: 96-100, 2003
- [9] 遠藤恒史, 津村徳道, 他: 人体腰部の反力測定・再現システムの構築と腰椎穿刺トレーニングシステムへの応用. 信学技報 MI2004-41: 41-45, 2004

Six Degree-of-Freedom Haptic Rendering for Surgical Incision Training

Yasuhiro KAWAGUCHI^{*1}, Toshiya NAKAGUCHI^{*2}, Norimichi TSUMURA^{*2}, Yoichi MIYAKE^{*3}

^{*1} Graduate School of Science and Technology, Chiba University.

^{*2} Department of Information and Image Sciences, Chiba University.

^{*3} Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University.

In a surgical incision, since surgeons control a surgical knife by feeling the reaction force, it is important to render realistic haptic for the simulator. Previous methods based on the three translational degree-of-freedom (3-DOF) haptics, however didn't consider rotational forces and distribution of hardness and viscosity of a tissue. In this study, we have developed the three translational and three rotational DOF (6-DOF) haptic rendering model considering hardness and viscosity. This model renders the cut, friction, and clamping force acting on a surgical knife. The forces are displayed on the 6-DOF haptic interface device in real-time. The difference in the reality between the 6-DOF and 3-DOF models was compared and evaluated subjectively by 12 subjects (students in our laboratories). The results showed that the proposed model is more effective than the conventional 3-DOF model.

Key words: Virtual Reality Simulator, Surgical Training, Incision, Haptic Renderi