

# ハプティック・テクスチャを用いた医療トレーニングシステムの開発

田村信彦<sup>1)</sup>, 津村徳道<sup>1)</sup>, 三宅洋一<sup>2)</sup>, 田辺政弘<sup>3)</sup>, 山浦晶<sup>3)</sup>

1) 千葉大学自然科学研究科, Graduate School of Sci. & Tech. Chiba univ.

2) 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, Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University

3) 千葉大学医学研究院, School of Medicine, Chiba University

## Abstract

A training system for central venous injection is proposed. Central venous injection is a part of central venous catheter (CVC) placement. In the CVC placement first, the needle is inserted to the vein. Then catheter is passed along the needle. During the insertion of the needle, pneumothorax and damages to the vein should be avoided. In proposed training system, we can virtually perform the injection to the human which is visually and haptically rendered. The 3D structure of human body was reconstructed from CT images using surface rendering technique. Using stereoscopic glasses, the life sized virtual human is displayed. Calculation method of haptic texture which defines the hardness at human surface is proposed. We realized virtual palpation by using haptic texture. Measurement method of the parameter used in haptic texture model is also proposed. PHANToM haptic device is used for recording and reproducing the sense of touch to cancel out the error each other. We also applied the calculation method of haptic texture to medical training system for the lumbar puncture.

## Keywords

Virtual reality, Medical training system, Haptic texture, central venous injection, lumbar puncture, PHANToM

## 1. はじめに

CT, MRIに代表される医療画像診断や遺伝子治療など医学は他分野との連携により診断, 治療の幅を広げ, 今日我々に多大な恩恵を与えている. VR (人工現実感) 技術もまた, 新しい医療の可能性を切り開く分野の一つとして近年注目を集めている. VRとは, コンピュータ上にVR体験者に提供する仮想環境データを保持し, 複数の機器により視覚的, 触覚的に再現, フィードバックを行い, 仮想環境を認知させる技術である. 臨床における経験でしか学習できなかったものを体験できるため, VR技術は医療トレーニングシステムとの親

和性，応用性が極めて高く，医学教育の飛躍的發展をもたらすものと考えられている．VR 技術の術前教育への応用として，向井らは眼科手術シュミュレータ，脳神経外科手術シュミュレータなどを提案している<sup>[1]</sup>．また商業ベースではMIST VRのような内視鏡手術トレーニングシステムなどが挙げられる．

本論文では仮想人体の体表面に異なる弾性をマッピングするハプティック・テクスチャの構成法を提案し，これを用いて中心静脈穿刺トレーニングシステムの構築を行った．中心静脈穿刺は中心静脈栄養法において重要な手技の一つである．中心静脈栄養法は，中心静脈に約 2mm の細い管（中心静脈カテーテル）を挿入し，このカテーテルから点滴をする方法である．中心静脈は心臓の近くを通っており，他の血管に比べて太い(図 1 参照)．このため手足の細い血管からの点滴より，多くの栄養素，高いカロリー，水分補給が出来るのが特徴である．特に手術前後の脱水の改善や栄養状態の維持にきわめて有効ある．中心静脈にカテーテルを留置するには，まず鎖骨の中間あたりから穿刺針を刺して鎖骨下静脈へ到達させ，穿刺針にカテーテルを通して留置する．しかしながら，鎖骨下静脈の近くには肺，鎖骨下動脈などがあり，注射針による肺損傷（気胸），血管損傷（出血）などを起こさないように穿刺を行わなければならない．すなわち鎖骨下静脈は安定性に優れ長期留置に適する一方で，体表から観察ができず，また解剖学的にも難しい位置にあり，穿刺にあたって習得が困難な部位と言える．鎖骨下静脈穿刺は臨床において頻繁に利用する手技であるにも関わらず，未だ有効な練習方法が開発されていなかった．

本論文で提案する中心静脈穿刺トレーニングシステムでは CT 画像を基に三次元再構成を行い，実物と同スケールでの立体視を用いて人体を表示し，仮想的に穿刺を行うことが可能である．力覚再現には SensAble Technologies 社製 PHANTOM を用いた．中心静脈穿刺では触診により鎖骨の位置を把握し，穿刺を行う個所を決定するためリアルな触覚再現が重要となる．本研究では仮想人体に対するリアルな触診を可能にするため，連続体力学に基づき，人体表面の場所ごとに異なる弾性を割り当てる，言わばハプティック・テクスチャの構成方法を提案する．CG の分野ではリアルな質感を再現するため，三次元形状の各ポリゴンに対し，拡散反射・鏡面反射カラー，バンプ，屈折など物理パラメータを割り当てる．これらをテクスチャと呼ぶことに倣って，本研究では体表の各点に割り当てられる触覚データの総体をハプティック・テクスチャと呼ぶことにする．本論文では現在開発を進めている腰椎穿刺トレーニングシステムにおけるハプティック・テクスチャの応用についても簡単に紹介をおこなう．

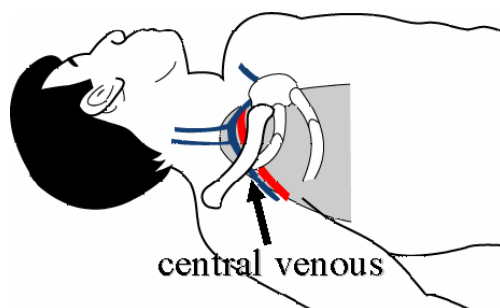


図 1. 中心静脈  
Figure 1. central venous

## 2. 中心静脈穿刺シュミュレータ

中心静脈穿刺において穿刺位置，角度は穿刺針を静脈に到達させる上で極めて重要である．それゆえ，トレーニングシステムでは人体の解剖を正確に再現・表示する必要がある．本研究では胸部 CT スライス像 390 枚を基にマーチングキューブ法により三次元再構成を行い，鎖骨，肋骨，胸骨，肺，気管，血管，体表面など穿刺に主要な部位の表面形状を取得した．血管等は造影剤を用いて撮像することにより，その三次元形状を取得した．マーチングキューブ法では閾値の設定により，閾値に対応する部位の表面形状が得られるが，本研究では血管造影を行った為，骨と血管の CT 値が近く，三次元形状が同時に取得されてしまう．このため，ポリゴン編集ソフトウェアなどを利用し，手動で分離を行った．マーチングキューブ法により抽出されたポリゴンは CT の解像度にも依存するが，高密度である．しかし，体表面などの滑らかな部分では少ないポリゴン数でも十分に形状を再現できる．そのためむしろ，ポリゴン数が多いことによるシステムへの負荷が問題になるため，本研究では最適にポリゴン・リダクションを行った．これにより，例えばある平面が複数のポリゴンにより構成されていた場合など，これを単一のポリゴンに置き換えることにより，オリジナルの形状を保持したまま，計算負荷を大いに軽減することができる．

表示の際には CT データに含まれるサンプリング情報に基づき，実物と同スケールでの立体視を用いて人体を表示し，臨床に近い環境を計算機上で再現した．本システムでは皮膚を半透明にする動作モードを用意し，体表を通して骨格や静脈が観察できるなど，術野の解剖学的位置の把握を助長する機構を付与した．この際に立体視が果たす役割は多大である．すなわち，立体視により仮想人体を三次元的に表示することで，従来解剖図による三次元形状の間接的理解を超え，直接的に臓器間の位置関係を把握することが可能となる．さらに，実物と同スケールで立体表示を行うため，本システムでの経験がそのまま臨床に活かされるものと考えられる．

立体視には液晶シャッターメガネを用いた．立体視による不快感を軽減するため，鎖骨付近が視差 0 の領域，すなわちディスプレイ面に来るように調整した．立体表示された人体は計算機上で回転，平行移動させることが出来，ユーザーは任意の視点から手技のトレーニングを行うことが可能である．

本システムでは SensAble Technologies 社製 PHANToM を用いて触覚を再現した．臨床においては触診により鎖骨の位置を把握し，穿刺針を一旦，鎖骨に当て，その下を潜らせて静脈に到達させるなど，触覚に頼るところが大きい．PHANToM は触覚デバイスの代名詞とも呼べる存在であり，本研究で用いた PHANToM Premium ではスタイラスの角度三自由度，位置三自由度の合計六自由度の入力に対応し，反力はスタイラス先端にかかる三自由度の出力が可能である．本システムではスタイラスを注射器に見立て，反力を再現する．

本研究では CT データから人体の表面形状に加え，人体内部の鎖骨，肋骨，胸骨，肺，気管，血管などの形状情報を取得し，各形状に対して反力設定を行った．これにより，皮膚を穿刺した後，穿刺針が鎖骨などの部位に当たる感触の再現が可能となった．

しかしながら，同じ皮膚であっても，場所ごとに異なる硬さを持つ事は周知の事実である．むしろ，そのような触覚の空間的差異から，触診により骨格などの位置を推定することができるのである．本研究では独自の触覚再現アルゴリズムを用いて，体表の各点に対して，体表下の解剖に基づき弾性を計算し，割り当てることによりリアルな触覚再現を行った．また，弾性率などの反力再現時に必要となるパラメータは PHANToM 自身を用いて計測を行い，測定時と再現時における誤差を相殺した．

本システムでは手技タスクや技能習得を補助する付加的機能も開発した．人体を計算機

上でリアルに再現することは、言うまでもなく重要であるが、それだけでは医療トレーニングシステムとして不十分であり、タスクのような枠組みを与える必要がある。本システムでは中心静脈穿刺を触診による穿刺位置の決定、穿刺角度の決定、穿刺の3段階に分け、各ステップで意図的に自由度を制限した。例えば、角度決定のステップでは位置を動かすことが出来ないように次式で与えられる反力を加えるよう設定した。

$$\mathbf{f} = -k(\mathbf{x} - \mathbf{x}_0) \quad (1)$$

ここで、 $\mathbf{f}$  はスタイラス先端にかかる力、 $\mathbf{x}$  はスタイラス位置、 $\mathbf{x}_0$  は前ステップで決定した穿刺位置、 $k$  は定数であり、この定数を大きく設定することにより、スタイラス先端を穿視点  $\mathbf{x}_0$  に固定する。穿刺時には前ステップの穿刺角度決定の際に定めた方向ベクトル  $\mathbf{n}$  を用いて(2)式のような反力を加え、スタイラスの移動を一直線上に制限する。

$$\mathbf{f} = C_1 [\{\mathbf{n} \cdot (\mathbf{x} - \mathbf{x}_0)\} \mathbf{n} - (\mathbf{x} - \mathbf{x}_0)] \quad (2)$$

ここで  $C_1$  は定数である。皮膚組織を穿刺針が切り裂いて進む際の反力は、スタイラス速度と反対方向に速度に比例するよう定めた。穿刺針が止まった場合には抵抗が無くなる。

本システムでは肺への誤穿刺に対するメッセージ表示機能や、録画再生機能を備えた。手技の再生画面では、穿刺針と血管の走行を取り出し、適切な角度で穿刺しているか、確認することができる。

以上に述べたコンポーネント全てを統合し、トレーニングシステムを実現する。図2にシステムの概観、図3に体表透過表示での画面を表す。



図2. 中心静脈穿刺トレーニングシステム

Figure 2. Training system for central venous injection

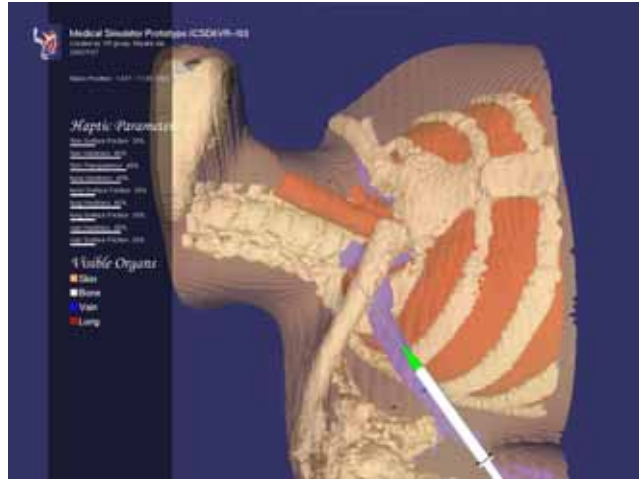


図 3. 体表透過表示

Figure 3. Transparent mode

### 3 ハプティック・テクスチャ

#### 3.1 触診時の反力のモデル化

本トレーニングシステムでは触診により、体表下の解剖を推測し、穿刺位置を決定する。そのため、ハプティック・テクスチャを用いて、体表の各点に対し、異なる弾性を付与する必要がある。本研究で用いたハプティック・テクスチャの構成法は連続体力学における次の知見に基づいている。すなわち図 4 に示す長さ  $L$ 、上部の面積  $A$  の一様な弾性率  $E$  を持つ弾性体に垂直に力  $F$  を加えた場合の縮みを  $\Delta L$  とする。この際、物体が受ける応力  $\sigma$  は

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (3)$$

であり、ひずみは

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (4)$$

により表すことができる。また、応力とひずみの関係式

$$\sigma = E\varepsilon \quad (5)$$

が成り立つゆえ、(3), (4), (5)式から(6)式の力と変位の関係を得る事が出来る。

$$F = k\Delta L, \quad k = \left( \frac{AE}{L} \right) \quad (6)$$

(6)式における  $k$  をフックの法則におけるバネ定数と見なした場合、バネ定数が弾性体の長さの逆数に比例していると考えられる。この事実に基づいてハプティック・テクスチャの構成を考えると、図 5 において図 4 の  $L$  に相当する部分は体表接触点から力を加える方向に伸ばした直線と骨との交点までの距離であると考えられる。すなわち、(6)式から体表の硬さ  $k$  は接触点と骨との距離に反比例すると結論付けることができる。この結論は骨の近くは硬いという直感的な理解に適合しているため、本研究では触診時の反力計算をこのモデルに基づいて行い、ハプティック・テクスチャを構成する。ハプティック・テクスチャに保持される値  $k$  は本質的に多次元量である。言い換えれば、本研究で求めるべきものは多次元ハプティック・テクスチャである。すなわち、図 5 から分かるように接触点とその先にある骨との距離は力を加える角度に依存して変動する。例えば図 5 では、皮膚にほぼ平行に力を加える場合、垂直に力を加える場合に比べて、骨までの距離が長くなるため、硬さ  $k$  の値が小さくなり柔らかい感触が得られる。ハプティック・テクスチャの具体的な計算方法は、表皮の各点に対し、骨と表皮の表面形状から各方向について骨との距離を算出し、硬さ  $k$  を(6)式から求める。この計算は一度行うだけで良く、システム起動時にハプティック・テクスチャをメモリ上に読み込み、PHANToM スタイラスと表皮との接触が起こった場合に、硬さ  $k$  を参照して(6)式に基づいて反力を生じさせる。理想的には以上に述べた手法により処理を行うべきであるが、硬さ  $k$  の方向依存性によりハプティック・テクスチャのデータが非常に大きくなることが問題となる。このため、本研究では硬さ  $k$  を近似的に一次元量として扱うことにする。具体的には、体表面の各点に対して最も近い骨との距離を用いて硬さ  $k$  を定義する。この単純化による誤差は決して少なくは無いが、本システムの場合、触覚から骨格の位置を推定し、穿刺位置を決めるというタスクを想定しているため、ユーザーが表皮に対して平行に力を加えるという状況は想定しにくい。また本モデルでは、皮下組織を一様と考えているため、再現される反力が正確ではない可能性もある。しかしながら、CT 像から閾値処理によって、皮下組織をサーフェス化することは困難である。そこで、本研究では次節で述べる PHANToM を用いた反力の実測により(6)式におけるパラメータ  $AE$  を定めることで、誤差を軽減している。図 6 に胸部ハプティック・テクスチャを画像化したものを表す。図 6 は硬さ  $k$  の値を画素値として各ポリゴンに割り当てたものである。図 6 から鎖骨、胸骨部において硬さが高くなっている事が分かる。また肋骨など硬く再現されていることが観察される。これらのことから、本研究で提案するハプティック・テクスチャの構成法が直感的にも妥当性を有していることが理解されよう。

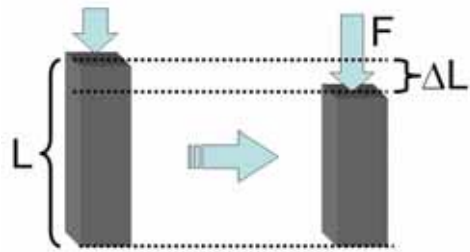


図 4. 負荷と変位

Figure 4. load and displacement

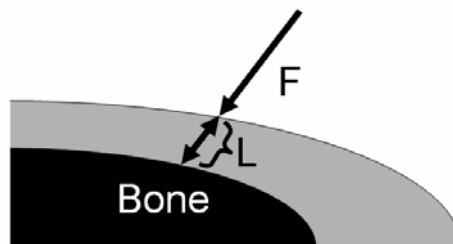


図 5. 触診ジオメトリのモデル化

Figure 5. model of palpation

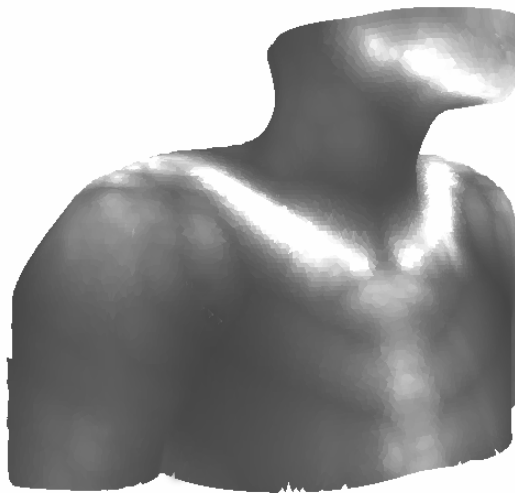


図 6. 胸部ハプティック・テクスチャ

Figure 6. haptic texture of breast

### 3.2 PHANToM を用いた反力計測

本研究においてハプティック・テクスチャの計算方法は(6)式を用いるが、この際に接触断面積と弾性率の二つのパラメータ  $A$ ,  $E$  を求める必要がある．生体弾性率の計測に関して様々な研究がある．例えば，Tie Hueらは大小のプロープで肝臓を押した際の反力を計測し，反力のモデル化を行っている<sup>[2]</sup>．また，佐久間らによる，肝臓の圧縮応力，引っ張り応力の時間的変動に関する研究も存在する<sup>[3]</sup>．

これらの弾性データを基に触診の際に生じる反力を再現する厳密な方法は、CT像から皮下組織の配置を明らかにし、各組織に対し計測データから得られる弾性率を設定した後、有限要素法などを用いてひずみと応力の関係の導出を行えば良いと考えられる。西濱らによる研究<sup>[4]</sup>では、直方体の弾性体内部にこれとは異なる弾性特性の直方体を含むモデルについて、有限要素法により押し込みに伴う反力の解析に成功している。しかし、このような単純形状から発展し、CTデータに基づいた反力の再現を試みる場合に問題となるのは、皮下組織のセグメンテーションである。マーチングキューブ法では空気・体表、骨格・筋肉などコントラストの高いものについては正確に表面形状を取り出すことが可能であるが、皮下組織のようにCT値が似通ったものについては抽出が困難である。また、測定値も invitro 実験で得られたものであるため、再現される反力に違いが出る可能性もある。

本システムでは PHANToM を用いて、触覚を再現することはすでに述べた。本研究では PHANToM を用いて触覚も記録し、(6)式におけるパラメータを決定する。例えば、体表のある部位についてその硬さ  $k$  を求めるには PHANToM のスタイラス先端に力  $f$  を加え、その時の表皮の変位  $\Delta L$  を記録する(図 7 参照)。図 8 は CT 撮像を行った被験者の胸部において、鎖骨付近の硬い領域と胸部側面の柔軟な領域でこの測定を行った結果のグラフである。このグラフの傾きから(6)式における硬さ  $k$  を求めることが出来る。傾き  $k$  は二乗誤差を最小とするよう定めた。実測により得られた硬さ  $k$  をハプティック・テクスチャにおいてどのポリゴンに割り当てるか、一般には難しい。しかし、本研究の場合は硬さ  $k$  と実測点に対応するポリゴンの骨までの距離  $L$  との一组が分かれば(6)式により未知パラメータ  $AE$  を求めることができる。本研究では  $k$  と  $L$  において極値のペアを対応関係にあると考えた。具体的には骨と表皮の最短距離をポリゴンから計算し、これを  $L_0$  とすると、 $k$  は

$$k = \frac{AE}{L_0} \quad (7)$$

で与えられる。この硬さ  $k$  は複数箇所の測定で得られた多数の直線のうち、最も傾きの大きなものに対応するため(7)式から(6)式における未知パラメータ  $AE$  を求めることができる。

以上に説明した計測手法は PHANToM が能動的に動作することを利用し、PHANToM 自体を計測デバイスとして用いるところに特色がある。触覚再現と触覚計測を行うデバイスが同一であることから、機器の特性による測定誤差が相殺され、正確な再現が行われると考えられる。本手法により得られたパラメータを用いて、(6)式によりハプティック・テクスチャを構成し、中心静脈穿刺トレーニングシステムに実装した。その結果、鎖骨付近など硬さが極端に高い部位では反力は良好に再現されるものの、ハプティック・テクスチャの値が PHANToM の再現しうる硬さの限界に近く、微振動などシステムの影響が目立った。



図 7. 反力測定風景

Figure 7. measurement of reaction force

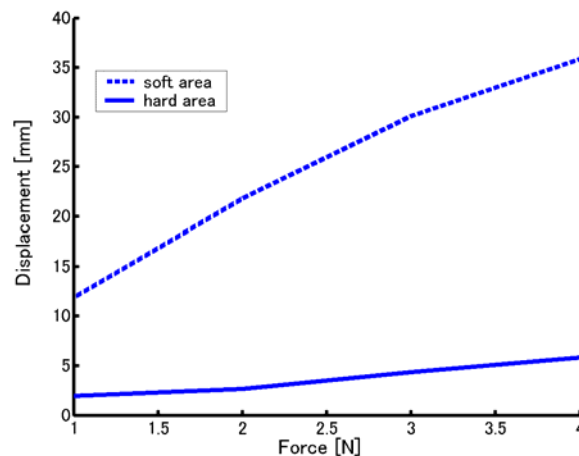


図 8. PHANToM を用いた反力-位置測定データ

Figure 8. Relationship between reaction force and displacement measured by using PHANToM

#### 4. 腰椎穿刺トレーニングシステムへの応用

筆者らが中心静脈穿刺トレーニングシステムと並行して開発を進めている腰椎穿刺トレーニングシステムについて、ハプティック・テクスチャを適用したので簡単に紹介する。腰椎穿刺とは髄液を採取したり、薬液を注入するために腰椎部で脊髄膜下腔に穿刺針をさし込む手技である。この際、背骨の隙間から穿刺する必要があるため、触診により穿刺部位を確認する必要がある。

図 9 は体表透過表示モードでの腰椎穿刺トレーニングシステムの画面である。ユーザーは触診により穿刺位置を定め、脊髄膜下腔を穿刺する。体表透過表示は学習のためであり、実際には体表の形状と触覚のみで穿刺を成功させることがユーザーの訓練内容となる。本システムでは穿刺針先端を通り、体軸に沿った断面図をオーバーキャストし、穿刺針先端

の断面上での位置を表示することも出来，学習に役立つかと考えられる．図 10 は腰部ハプティック・テクスチャであり，図 6 と同様に硬さ  $k$  を画素値にマッピングしたものである．

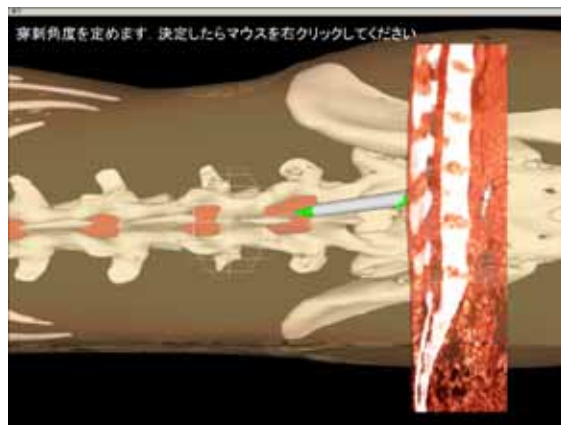


図 9. 腰椎穿刺トレーニングシステム

Figure 9. Training system for lumbar puncture



図 10. 腰部ハプティック・テクスチャ

Figure 10. Haptic texture of the waist

## 5. おわりに

本研究で用いたハプティック・テクスチャの概念それ自身は決して新しいものではなく，Minskyらによって 1995 年に初めて発表されている<sup>[5]</sup>．また，Morgenbesserらにより CG における基本的な概念であるシェーディングをハプティクスに応用し，少数のポリゴンであっても，滑らかな触覚を得ることができる Force shading が発表されている<sup>[6]</sup>．その後，Ruspiniらにより CG で広く用いられるポリゴンの凹凸を記述するテクスチャ・マッピングの一種であるバンプ・マッピングのハプティクス版が提案されている<sup>[7]</sup>．以上の流れから，ハプティクスにおけるリアリティの追求は，CG におけるそれとのアナロジーにより発展してきたと断言できよう．本論文で提案したハプティック・テクスチャは本質的に多次元量であり，力を加える方向に依存して異なる弾性がマッピングされる．CG の分野にお

いても,bi-directional texture function(BTF)<sup>[8]</sup>という本論文で提案した多次元ハプティック・テクスチャと類似の概念があり,これは一般にいうカラーテクスチャが単一の視線方向から固定された照明環境で撮影されたものであるのに対し,照明・視線方向を変動させ撮影された多次元のテクスチャ群である. BTFにより,CG物体を用いて撮影物体の質感をより忠実に再現することが可能となっている.コンピュータ上におけるCG物体の触覚的リアリティを追求する研究が,近年めざましく進歩するCG技術の発展と類似した発展を遂げる様子は極めて興味深く,CG技術のハプティクス分野への更なる応用が期待される.

#### 参考文献

- [1] 向井信彦,原田雅之,小山博史: リアルタイム手術シミュレータの構築. VR 医学, 1(1):72-77, 2002.
- [2] Tie Hu, Jaydev P. Desai: A biomechanical model of the liver for reality-based haptic feedback. Proc. MICCAI2003, 75-82, 2003.
- [3] Ichiro Sakuma, Yosuke Nishimura, Chee Kong Chui et al: In vitro Measurement of Mechanical Properties of Liver Tissue under Compression and Elongation Using a New Test Piece Holding Method with Surgical Glue. Proc. International Symposium on Surgery Simulation and Soft Tissue Modeling, 284-292. 2003.
- [4] 西濱涼子,水田忍,松田哲也:有限要素法を用いた組織内異物の表現における力学特性の評価,信学技報 MBE2002-94, 37-40, 2003
- [5] Minsky, M. D. R.: Computational Haptics:The Sandpaper System for Synthesizing Texture for a Force-Feedback Display. PhD thesis, MIT, 1995
- [6] Morgenbesser, H. B.:Force Shading for Haptic Shape Perception in Haptic Virtual Environments. M. Eng. Thesis, MIT, 1995.
- [7] Diego C. Ruspini, Krasimir Kolarov and Oussama Khatib: The Haptic Display of Complex Graphical Environments, Proc. SIGGRAPH 345-352, 1997.
- [8] Kristin J. Dana, Bram van Ginneken, Shree K. Nayar et al.: Reflectance and Texture of Real World Surfaces, ACM TOG, 15(1):1-34 1999.