

触覚情報の医療応用 ～もう一つの3次元レンダリング～

小森 優

滋賀医科大学医学部生命科学講座 (生命情報学) 〒520-2192 滋賀県大津市瀬田月輪町
(2006年2月4日受理)

Medical Applications of Haptic Information

Masaru KOMORI

Shiga University of Medical Science
Seta Tsukinowa-cho, Otsu, Shiga 520-2192, Japan
(Received February 4, 2006)

Abstract: Tactile information are utilized almost everywhere in medical practice. Although the information is important, it is difficult to learn/teach, reproduce and record them. Recent virtual reality technology in medical field can handle a part of tactile information. This paper summarizes tactile sensory of human and progress in haptic devices, and introduces some recent medical applications with haptics. Technical aspects in haptic rendering, delay/latency in haptic response and time/accuracy trade-off in physical elastic simulation are mentioned.

Key words: Virtual Reality, Haptics, Haptic Rendering, Surgery Simulation

1. はじめに

医療において画像をはじめとする視覚情報が重要であることは言を俟たないが、触覚情報も様々な局面で活用されている。触覚は視覚ほど情報量が多いわけではないが、触感としてあらわれる情報には色々な物理構造、物理特性、生理的内容が反映されたものになっている。例えば、触診や打診は非常に「安価」にできる診療行為であるが、そのスクリーニング能力は極めて有効である。これは、触診や打診から得られる情報が、生体の物理的特性だけでなく、間接的に生理的状态をも表しているためである。また、触診は様々な局面で用いられ、術中にも内部組織の触診によって手術の進行が決定されることも多い。直接指で触れない場合でも、鉗子などの器具を介して患部の状態を確かめながら処置を進める際にも触覚が活用されている。このように、医療では触覚が重要になる局面は非常に多い。

触診にしる、手術にしる、微妙な感触が重要になるケースが多い。しかし触覚情報は、

- 伝えにくい → 教育、習得が難しい
- 再現しにくい → 同じ条件での繰り返し練習が困難
- 記録しにくい → 定量的な病歴情報にならない

といった特性を持っており、医療において電子化が難しい情報となっている。たとえば軟らかさの表現では、「耳たぶくらい」といった比喩で表すしかなく、定量化されることはほとんどないといえる。それでも、触覚にまつわる医療が成り立っているのは、人間の能力の優秀さを表しているといえるが、再現性や記録性といった点では危うさを持っている。

本稿では、医療における触覚を、触覚の特性からはじめ、情報システムからヒトに働きかける様々な触覚力覚提示デバイスの紹介をし、これらのデバイスを制御するための触覚モデリングとこれらを用いた医学/医療アプリケーションである種々のシミュレーションについて述べる。

2. ヒトの触感覚

ヒトの触感覚 (Tactile) はRasmussenやPenfieldによる脳の一次運動野における触覚のマッピング (図1) やその表面積に比例した像であるSensory homunculusやMotor homunculus (図2) に見られるように、感覚として極めて重要な位置を占めている。触覚とは、脳の体性感覚野 (Somatosensory Cortical Area) に投射する感覚の総称であり、その受容器の存在部位によって皮膚下の受容器や神経末端による皮膚感覚と筋や関節角度などの姿勢知覚を生成する深部感覚 (自己受容感覚または固有受容感覚) に分類できる。また知覚行動によっても、皮膚感覚のみによる触知覚 (Tactile Perception)、

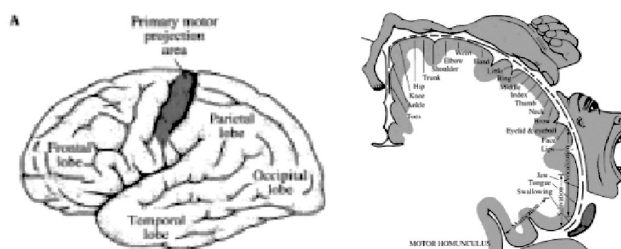


図1. 脳の一次運動野における触覚のマッピング



図2. Sensory homunculus と Motor homunculus

深部感覚のみによる運動感覚 (Kinesthetic Perception), 両方の感覚が共に働く触運動知覚 (Haptic Perception) に分類できる [1]. 本稿で主に問題としているのは, 医療での色々な手技の際に現れる指先や手に対する触運動知覚である. もちろん, 組織表面の微細な状態 (テクスチャ) を知覚する指先の皮膚感覚も重要であるが, それぞれを感覚を再現する手段 (デバイス) は異なったものになる. 再現手法については, 次項でサーベイする.

3. 触感提示の手法

システムを介して, こうしたヒトの触感覚に触覚や力覚を提示する装置 (力覚提示装置, 触覚ディスプレイ, ハプティックディスプレイなどと呼ばれる) が様々に考案されてきた. また, 触力覚の提示とは逆にヒトの動作による力の位置, 向き, 大きさを検知する機構を融合してひとつのデバイスにしたものが, ハプティックデバイス (Haptic Device) である. これらの中から主なものを紹介する.

- ・ピンアレイ型触覚提示デバイス (機械式)
アクチュエータで上下に駆動するピンをマトリックス状に並べ, 指先に装着するタイプのデバイスである. ピンの接触する面内の皮膚の上下変位で触覚を表現する. アクチュエータも電磁的なものから始まり, ピエゾ, 形状

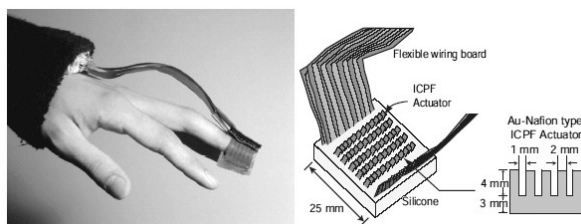


図 3. ピンアレイ型触覚提示デバイス

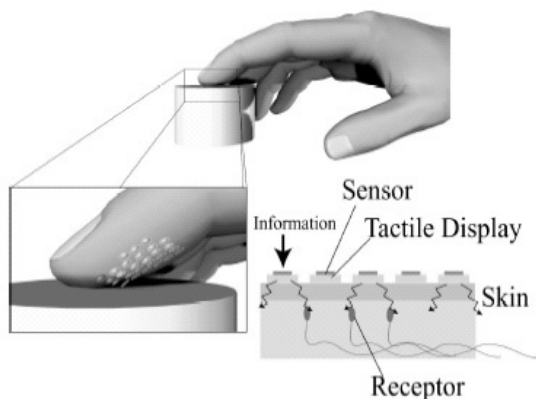


図 4. 電気刺激型触覚提示デバイス

記憶合金, 高分子ゲルアクチュエータ [2] など種々特性に合わせて用いられている (図 3).

- ・電気刺激型触覚提示デバイス (電気式)
経皮電流刺激により皮膚感覚を提示する触覚ディスプレイ [3] である (図 4).

上記の 2 つは主に皮膚感覚に由来する触覚を提示するデバイスで, このほかにも空気圧を用いたものもある.

次に触運動知覚を生じる力覚提示デバイスの例をあげる.

- ・PHANToM (デスクトップ型)
ペン型あるいは指サック型のユーザインターフェイスを持ち, これをワイヤー駆動のアームで駆動する. また, アームの関節の角度を検出して指先の位置, 向きを算出する機構を持っている (図 5). 指先への力覚提示として 3 自由度のものと 6 自由度のものがある. (SensAble 社 <http://www.sensable.com/>)
- ・SPIDER [4]
指サックをワイヤーで牽引することにより, 力覚を提示し, 指先位置を検出するデバイスである (図 6).
- ・CyberGrasp/CyberForce (装着型)
手袋型のユーザインターフェイスを持ち, 各指をワイヤーで牽引することにより, すべての指先に対して力覚を提示し, 指関節に設置された曲げセンサーにより指の姿勢を検出している. また, 手掌全体をアーム型の力覚

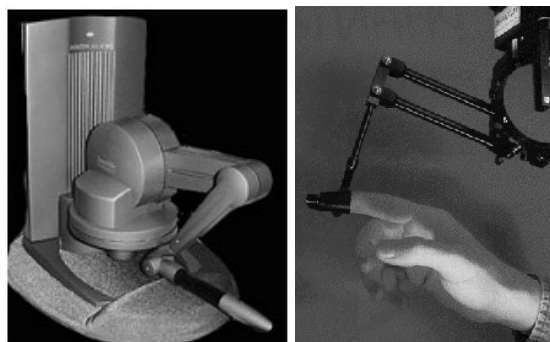


図 5. 力覚提示デバイス PHANToM (左) 3 自由度, (右) 6 自由度



図 6. 力覚提示デバイス SPIDER

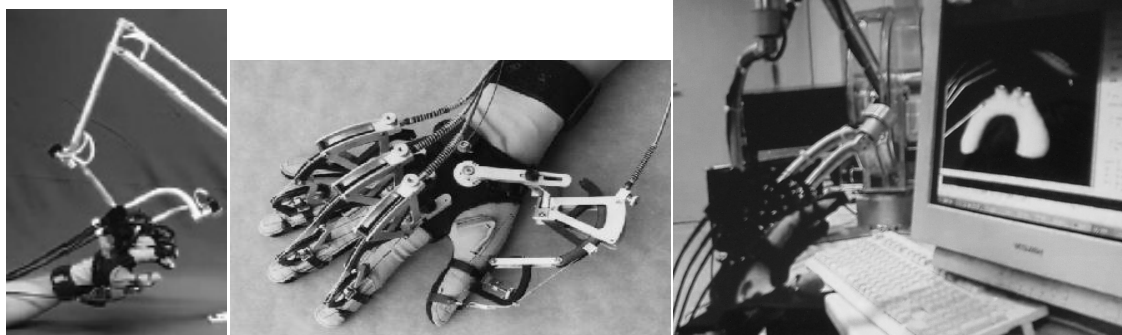


図 7. 力覚提示デバイス CyberGrasp/CyberForce

提示装置に装着することで、手掌の位置、向きを駆動、検出することができる(図7)。(Immersion社 <http://www.immersion.com/>)

4. 触感再現の手法

触運動知覚に由来する触感を再現する際に、必要になるのは位置、動き(向き、速度)である。「動き」も、心臓のように自身が動く対象に触れる場合の受動触と、静止しているものに触れる能動触のそれぞれによって再現の仕方が変わる。能動触の場合は、対象物に触れるとそこから反力を受け、それを知覚することになる。そのため、反力の生成の際の大きさ、向き、時間特性が問題となる。反力の大きさ、向きについては後述する手法で精度を高める必要があるが、その計算コストは応答時間とのトレードオフとなる。そのため応答の遅延は不可避であるが、反力の時間特性が触感にどのような影響を与えるかを明らかにしなければ、触感再現のためのシステムを設計することができない。著者らは、反力の応答遅延を(a)反力計算からデバイスによる反力提示までの伝送による遅延と(b)物体への接触から反力計算が完了するまで応答を返さないタイプの遅延に分け、被験者が遅延を感知できる最短の遅延時間を測定する実験を行った[5]。これらは指先でデバイスを前方へ押し、その反力を感知するという単純な動作に対してであるが、(a)のタイプの遅延では30 msec、(b)のタイプの遅延では4 msecという閾値が得られた。実際の手技動作では、複雑な動作になるほど遅延の感知は鈍くなる傾向があるが、最も厳しい条件としてこの値を基準にシステムを構成している。

次に対象物、ここでは生体の組織に力を作用させた際の反力を物理シミュレーションにより算出する必要がある。そのためにはまず、指先あるいは器具と組織が接触しているのかどうかを検出する必要がある。現実の環境では指で組織を押し過程を計算機内の仮想的な世界に置き換えると、指先は対象物に接触し、その後反力を生成する前に組織の中に「めり込む」ことになる。そこで初めて、どれだけの反力を返せば良いかが決定され、デバイスを制御する。この時、視覚的には指をめり込ませたりせずに組織を変形させるが、正確な変形量も計算結果を待たねばならない。フレーム間隔内に計算が完了すれば、この過程は目に映ることはない。また患部以外の周辺の状況も再現するなら、指先だけでなく指全体や器具全体のどこかが他の組織と接触していないかを検出する必要がある。

指や器具との接触だけでなく、組織は重力や組織内部からの圧力の影響も受けており、切開した場合の変形にはこれらによる力も加えなければならない。しかし計算コストの面から、これらの影響が本質的ではないとして無視され

ることが多い。

このようにして3次元空間内に触感を応答するオブジェクトを「描き出す」処理が問題になり、触覚レンダリング(Haptic Rendering)と呼んでいる。触覚レンダリングは、そのオブジェクトを視覚的に表現するグラフィックレンダリングと同期する必要があるだけでなく、両方のレンダリングには類似点も多い。

実際の物理シミュレーション法として用いられる手法として、最も簡易なMass-spring(ばね質点)モデルや境界面のみを要素分割して変形を求める境界要素モデル、物体内部まで個々に均質な要素に分割して力学計算を行う有限要素モデルがある。

ばね質点モデルは実装は容易であるが実測値からパラメータへの設定が困難で、実際の物理現象を表現できない場合がある。境界要素モデルでは非均質・非等方性の組織には適用できない。有限要素モデルは弾性分布を設定可能で、精度は高いが計算コストも高い。

有限要素法では、モデルを単純化して線形弾性としても変形と応力を関係付ける剛性方程式 $f = Ku$ を、要素数×3(次元)連の行列式として解かねばならない。例えば、比較的粗い1000要素で表した組織モデルでも、3000×3000の行列計算となる。これでは反力、変形計算は大規模マトリックス計算となり、そのままでは通常のPCではリアルタイム応答は不可能である。それでもシミュレーション精度の面から有限要素法を用いるため、接触可能領域を限定することで、前処理を行い計算量を削減などの工夫[6]により実装している[Hirota 98]。

5. 医用応用するための問題点と様々な応用例

触感を表現する手法を医用応用するためには技術的にもいくつかの問題がある。まず、生体組織の弾性がわからない。特に、実際の組織を*in situ*で考えると測定できない。このほかにも、前述のユーザの触感知特性をより詳しく知らなければならない、立体視などの視覚的要素や触覚デバイスの工夫でより高いリアリティが必要である、グラフィックス、力覚計算ともリアルタイムと感じられるよう追従しなくてはならない、触感精度を高めるためより良い近似の力学モデルと計算時間のトレードオフの解消が必要である、といった点がある。

生体組織の*in situ*弾性測定では、MRI撮影時に体表外部から微小振動加え、体内を伝播する振動波を計測することで弾性率を算出する手法Magnetic Resonance Elastography(MRE)を試みている[7]が、すべての組織で測定できるわけではない。実際には、*ex situ*で測定された値を代表値として用いることが多い。

こうした問題点は残存しており、研究段階ではあるが、

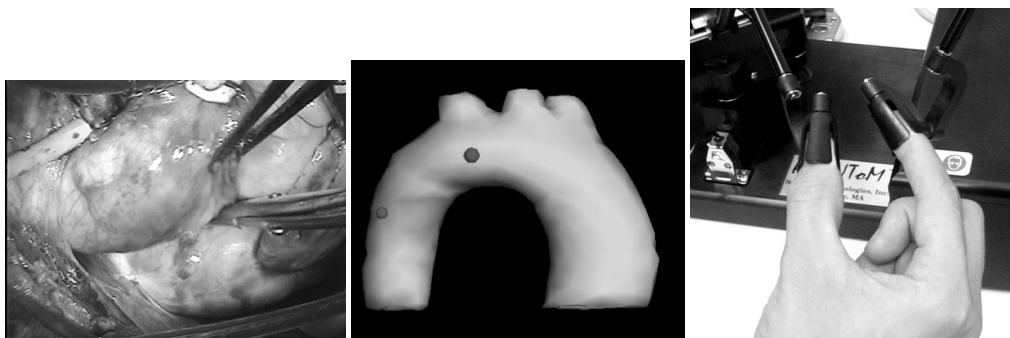


図8. 術中大動脈触診における知識伝達

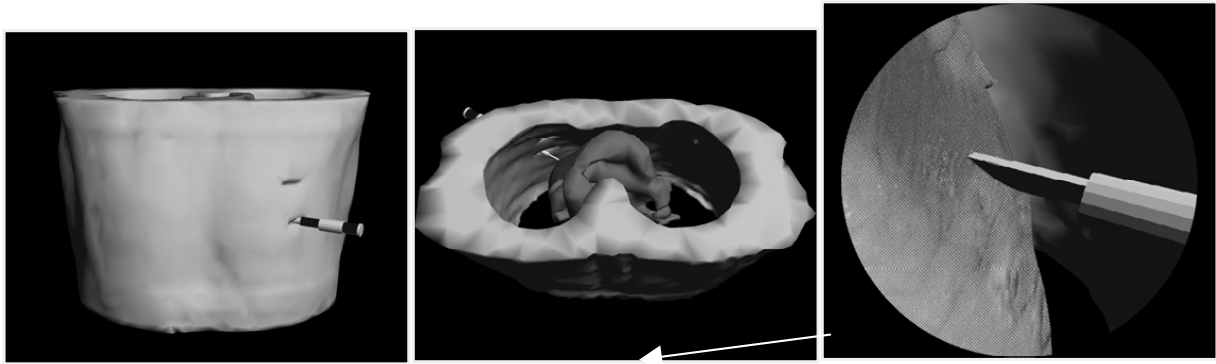


図9. 低侵襲手術 術野空間の再現

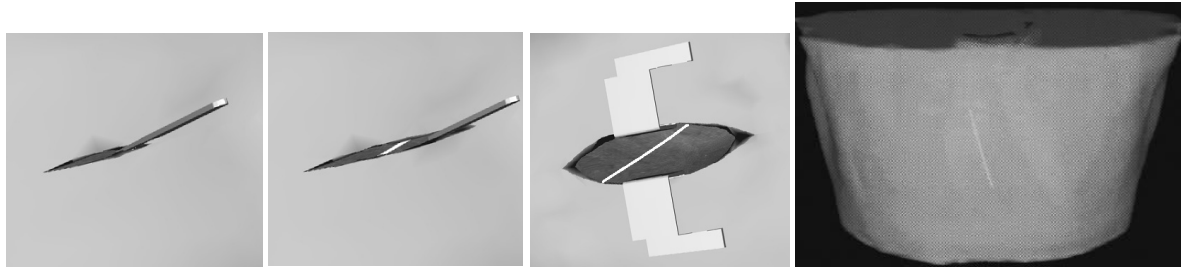


図10. 拍動下低侵襲心膜開窓術プランニング

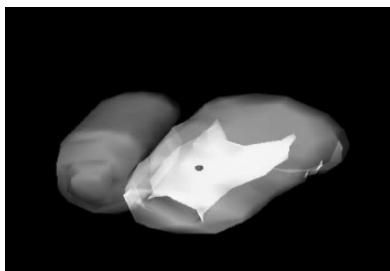


図11. 前立腺がんの直腸指診

既に様々な医用応用が開発されている。個々の解説は省略して、名称と一部を図示するにとどめる。

触感を伴う生体モデル

動きと触感を伴う心臓モデル [8]

術中大動脈触診における知識伝達 (図8) [9]

低侵襲手術 術野空間の再現 (図9) [10]

拍動下低侵襲心膜開窓術プランニング (図10) [11]

前立腺がんの直腸指診 (患者自身によるスクリーニング) (図11) [12]

6. まとめ

医療における触覚技術の適用は多岐にわたる応用範囲を持っている。安全性や効率、教育効果の点で有用と考えられるが、デバイスや技術面ではまだまだ未熟である。これらが普及するには、触覚を使ったキラーアプリケーションの出現が必要と考えられる。

触覚レンダリングは技術的には現実的な実装が難しい面が多いが、3次元画像レンダリングとの類似点が多く、これからの challenging な技術である。

参考文献

[1] 大山正, 今井省吾, 和気典二: 新編感覚・知覚心理学ハンドブック. 誠信書房, 1994

[2] 昆陽雅司, 田所論, 高森年: 高分子ゲルアクチュエータを用いた触感ディスプレイの研究. 日本バーチャルリアリティ学会第五回大会論文集, 311-314, 2000.

[3] 梶本裕之, 電気触覚ディスプレイの研究, 東京大学大学院工学系研究科計数工学専攻修士論文, 2001.

[4] 佐藤誠, 平田幸広, 河原田弘: 空間インターフェース装置 SPIDER の提案, 電子情報通信学会論文誌 (D-II), J 74-D-II, 887-894, 1991.

[5] M. Komiri, R. Yoshida, T. Matsuda, and T. Takahashi.: User haptic characteristics measurement for design of medical VR application. Proc. Computer Graphics Assisted Radiology and Surgery (CARS), 17-22, 2000.

[6] 広田光一, 金子豊久: 柔らかい仮想物体の力覚表現, 情報処理学会論文誌, 39, 3261-3268, 1998.

[7] M Suga, T Matsuda, K Minato, et al.: Measurement of In Vivo Local Shear Modulus Using MR Elastography Multiple-Phase Patchwork Offsets. IEEE Trans. on BIOMEDICAL ENGINEERING, 50, 908-915. 2003.

[8] M Nakao, M Komori, T Matuda, T Takahashi.: 4D Visible and Palpable Simulation Using Dynamic Pressure Model Based on Cardiac Morphology. Medicine Meets Virtual Reality 2001. J.D.Westwood et al. (Eds), IO Press, 362-364, 2001.

[9] 山本恭弘, 中尾恵, 黒田知宏, 他.: 心臓血管外科における拍動を伴う大動脈触診シミュレーションシステム. 電気学会論文誌誌 E. 123, 85-92, 2003.

[10] 中尾恵, 黒田知宏, 小山博史, 他.: 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, 244, 2255-2265, 2003.

[11] 中尾恵, 黒田知宏, 小山博史, 他.: 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, 8, 163-170, 2003.

[12] 黒田嘉宏, 中尾恵, 黒田知宏, 他.: 複数臓器間の接触シミュレーションを実現する弾性体間の相互作用モデル, 日本バーチャルリアリティ学会論文誌, 8, 155-162, 2003.