特集：医療技術と VR

5 指ハプティックインターフェイスによる 乳癌触診訓練システムの研究

アルハラビオサマ¹⁾, ダヌラティスビタウタス²⁾, 川崎晴久³⁾, 毛利哲也³⁾

1. はじめに

バーチャルリアリティ (VR) を利用した外科手術の計画, 手術手順の訓練, 病理学習, リハビリテーションなど^{1,2)}が近年盛んに研究開発されている。触診は医者が病気の診断や手術を行う際に大いに役立ち, 触診訓練は医学生の課題となっている。VR を応用した触診訓練システムは, 訓練者の運動学的な空間軌道や力覚を記録でき, 学習効果の確認

が容易になる。また, 様々な症例について擬似体験でき, 手術等に直面する力覚や方法論を学ぶことができる。しかし, 5 本指で操作する触診は VR 訓練システムを構築することが難しく, これまで掌に機構を装着するタイプ (以下, 装着型と呼ぶ) の Rutgers Master を用いた医学訓練シミュレーションの研究³⁾例があるのみである。装着型は, 手に圧迫感と装置の重量感を与えるため, 微妙な力覚の提示は難しい。

乳癌検診における触診 (CBE) の有用性^{4,5)}が指

Haptic Breast Palpation Using Five-Fingers Haptic Interface HIRO-II

M.Osama Alhalabi, Vytautas Daniulatis, Haruhisa Kawasaki, Tetsuya Mouri

Abstract :

Evidence supporting the clinical efficacy of clinical breast examination (CBE) emerged from recent studies recognized the need for CBE training to increase the physician's clinical skills in detecting subsurface tumors. A virtual reality system utilizing the new developed five-fingers haptic interface HIRO-II was created to address this need. The simulation considers multiple fingers contact and the interaction between the forces exerted by each finger. A physical-based model using Finite Element Method (FEM) with elementary displacement method was used to calculate the real reaction forces. This paper also presented a simple method on how to simulate the non-linearity aspect of the breast tissue. An evaluation of the system based on subjective factors is proposed. The results show how the virtual breast could generate nonlinear forces that are very close to that generated by the real training model.

Key words :

Haptic palpation, Clinical Breast Examination(CBE), Virtual training system, Haptic interface.

1) 岐阜大学バーチャルシステムラボラトリー, Virtual System Laboratory, Gifu University

2) カウナス工科大学, System Analysis Department, Kaunas University of Technology

3) 岐阜大学工学部人間情報システム工学科, Faculty of Engineering, Gifu University

摘されている。しかし、乳癌検出に関する認識的な知識と熟練した触診の技能が医師に求められ⁶⁾、かつ触診技能の訓練が難しい状況にある。また、乳房自己検診⁷⁾の重要性も指摘されている。

本研究はバーチャルリアリティを応用した VR 乳癌触診訓練システムの開発を目的としている。試作した触診訓練システムは、我々の研究グループで開発している操作者と対向して設置する 5 指ハプティックインターフェイス HIRO II⁸⁾を用いた。HIRO II は、各指 3 自由度の 5 本指ハンド機構、6 自由度のアーム機構、制御装置、VR システムから構成される。HIRO を用いた VR 乳癌触診訓練システムの開発では、生体の物理モデルの取得、5 本の指と仮想の生体との干渉チェック、生体の非線形性と複数指の相互作用力を考慮した触覚レンダリングが大きな課題となる。

生体の物理モデルは医学生触診訓練用に造られたシリコン乳房モデルを計測して取得することとした。正確な触診シミュレーションには、同時に表面を接触する複数指によって引き起こされる変形を取り扱う必要がある。これまでの触診訓練システム³⁾では複数の指の接触時に各指が受ける抗力は指の間で相互作用がないとして個々に計算している。しかし、触診でのリアリティを高めるために各指の間の相互作用を考える必要がある。複数の指で柔軟物体を操作するときの変形と力を高精度に求めると、計算コストが高価になる。この問題を解決するために様々な解決策^{9,10)}が提案されているが、これらの多くは、高いアップデート率で力を得るために触覚ループで中間的表現⁹⁾かローカルモデル¹⁰⁾で対処している。複数の接触点で柔軟な乳房の触診には各指の間の相互作用を考える必要性があり、このため物体の変形と力を求めるにはこれらのモデルは適していない。

本論文は、指の間の相互作用を考慮に入れながら正確なシリコン乳房モデルの力変位特性に合う非線形の力を提示するため、有限要素法 (FEM) と要素変位法¹¹⁾を組み合わせた手法を採用することで、柔軟物体を操作するときの変形と力を高精度に求め

ることとした。

2. 5 指ハプティックインターフェイス HIRO II

図 1 に開発した 5 指ハプティックインターフェイスロボット HIRO II の外観図を示す。HIRO II は 5 指 15 自由度の触覚指と 6 自由度のアームから構成される。その特徴は、(1) 操作者に与える圧迫感が少なく指先 5 点に微妙な力覚を提示できる、(2) 仮想物体の重量感を提示できる、(3) 操作空間が広い、(4) 操作者の手と触覚指との連結が容易、(5) 安全である等である。HIRO II の詳細は文献⁸⁾を参照されたい。ここでは、その概要を述べる。

触覚指の設計は本研究グループで開発した Gifu Hand III¹²⁾に基づいている。触覚指は、成人男性の手のサイズの 1.2 倍ほどの大きさである。各指は、内外転の第 1 関節、前後屈の第 2、第 3 の関節の計 3 自由度ある。触覚指の先端リンクには、6 軸力センサを装着し、そのうち x、y、z 軸の 3 軸出力を利用している。また、先端リンクには、永久磁石で吸引する受動球関節と指ホルダーがある。受動球関節は、操作者の指と触覚指の姿勢の調整機能を持たせている。また、緊急時の安全対策のために 5 N 以上の引き抜き力で脱着できるように設計されている。ハプティックアームの上腕と前腕は約 300 mm であり、肩部に 2 自由度、肘部に 1 自由度、手首部

図 1 ハプティックインターフェイス HIRO II
Haptic Interface Robot HIRO II

に3自由度の合計6自由度ある。乳房触診訓練システムで必要な作業空間を十分に確保している。

操作者は指先に指ホルダーを付け、永久磁石で吸引する受動球関節を介して HIRO II と接続する。このため、手に圧迫感を受けることなく、異常動作時には手を引くことで HIRO II から離れることができる。

3. VR 乳房触診訓練システム

VR 乳房触診訓練システムの開発にあたり、生体モデルの取得、指の接触による生体の変形と抗力の実時間計算、複数指と生体との干渉チェックが大きな課題となる。

3.1 胸部のモデル化

乳房の力変位特性を取得するため、医学教育の乳房触診訓練に利用されているシリコン乳房モデル(株式会社科学製)を利用することとした。この理由は、再現性のある幾何学形状と力変位の特性が得られ、開発する訓練システムの特性評価がシリコン乳房モデルとの比較で容易になるためである。

胸部の全体は、生体を模擬して作成されたマネキンを3次元計測して幾何学情報を取得し、左乳房部分のみを前述のシリコン乳房モデルからの幾何学情報と統合した。こうして得た胸部の幾何情報から、

図2 胸部モデル
Breast model

ボリュームを四面体の有限要素に細分する FEM モデル(図2参照)を作成した。有限要素のメッシュは乳頭の周辺と腫瘍の周辺を密にし、乳房の周辺で粗くした。この結果、胸部全体の四面体数は13,025、ノード数は2,740であり、胸の表面の三角パッチ数は1,106、ノード数は562である。ノード間の最小と最大の長さはそれぞれ4 mmと12 mmである。また、直径30 mmの腫瘍を1カ所配置した。

3.2 非線形力変位特性

乳房のモデル化では、大変形の効果と非線形的材料性質の考慮が必要である。一般に、生体組織は、不均質、非線形、異方性、粘弾性的な材料特性を示す。これらの組み合わせは極めて複雑となり、正確な物理モデルによる計算は巨大なパワーを必要とする。この問題を克服するため、触診時における手の動作は遅いことから、粘性と慣性力を無視したモデルにより簡素化を図った。

材料の線形な応力-歪特性は、一般に

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

で表される。ここで、 σ は応力、 E はヤング率、 ε は歪である。非線形な生体の応力-歪特性を表すため、ヤング率を歪の2次多項式

図3 シリコン乳房モデルを用いた力変位特性の測定
Force-displacement curve measurements for the silicon breast model.

(1) 応力分布

2) 変位 - 力特性

図 4 多指接触の相互干渉の例

Example of mutual interference at multi-fingered contact

$$E(\varepsilon) = a_0 + a_1\varepsilon + a_2\varepsilon^2$$

で表すこととし、係数 a_i を図 3 に示すシリコン乳房モデルを用いて実験的に取得した力変位特性に合うように調整した。その結果、脂肪部分では $a_0 = 5$, $a_1 = 12$, $a_2 = 450$, 腫瘍部分での硬さは脂肪部分のそれと比較して 10 倍に設定した。このヤング率を用いて非線形モデルを計算する。

3.3 非線形モデルと線形モデルの対応づけ

非線形材料特性と大変形に対応し、かつ計算のリアルタイム性を確保するため、物体の変形は線形モデルで計算し、指の接触点での力は実験で得た力変位特性に一致するように線形モデルと非線形モデルの力変位特性を対応づけるようにした。ただし、多点接触の場合に、指の接触力に相互作用があることに注意が必要である。図 4(1) は 3 本指に同一の変位を与えて接触したときの応力分布の例を示す。このときの中央の指と左右の指の変位-力特性を図 4(2) に示す。相互作用により、同一の変位に対してその力が異なることがうかがえる。

指の相互作用と非線形力を高速で計算可能とするため、指の接触点での接平面上の力は線形モデルの計算結果を用い、法線方向の力は次の手順で計算す

図 5 非線形モデルと線形モデルの力の関係

Graph of the nonlinear force versus linear force

ることとした。

- 1) 腫瘍を含む非線形モデルを作成し、全表面ノードに対して力変位の非線形特性を計算する。
- 2) 線形モデルで 1) と同様の計算を行う。
- 3) 線形モデルと非線形モデルの力の対応づけする。

この対応関係をオフラインで求める。図 5 は、図 4 の例での線形モデルと非線形モデルの力を対応づ

けた結果である。指の位置関係で対応する力関係が少し異なる。このとき、指先での力は

$$f = f_{lin}^i + f_{nonlin}^n \quad (1)$$

で与えられる。ここで、 f_{lin}^i は線形モデルから計算される接平面上の力であり、 $f_{nonlin}^n = P(f_{lin}^i)$ は非線形の法線力である。この法線力は、上述の線形モデルと非線形モデルでの力の対応関係を多項式近似で与えている。

3.4 実時間シミュレーション

実時間シミュレーションは、指先と物体との干渉チェック、物体の変形計算、及び VR 画像の更新を 30 Hz ほどで、指先の抗力の更新を 1 KHz で以下に述べる方法により実現した。

有限要素モデルに対し表面ノードの剛性方程式を求め、オフライン処理とオンライン処理の 2 段階に分割し、要素変位法¹¹⁾を用いて計算した。前段階のオフライン処理では、すべての可能な接触点において、基本変位による接触点の変形と力を計算しファイルに保存する。変形のデータは、変位ノード k で加えられる変位 $d_k = [d_{kx} \ d_{ky} \ d_{kz}]^T$ とノード n での変位の関係を表す 3×3 のテンソル T_{nk}^d として保存する。同様に、ノード k での変位によるノード n の力の関係を表す 3×3 のテンソル T_{nk}^f を保存する。このテンソルは表面ノードに対してのみ計算する。

オンライン処理のときは、ノード k での変位 $d_k^* = [d_{kx}^* \ d_{ky}^* \ d_{kz}^*]^T$ により生ずるノード n での変位と力をそれぞれ $d_n = T_{nk}^d \tilde{d}_k$ と $f_n = T_{nk}^f \tilde{d}_k$ で与える。ここで、 $\tilde{d}_k = [d_{kx}^*/d_{kx}, d_{ky}^*/d_{ky}, d_{kz}^*/d_{kz}]^T$ である。触診時には複数の指が接触するので、ノード n での変位と力はそれぞれ各接触点から受ける変位と力の総和となる。この計算法に基づいて、1 KHz で力を計算することができた。

3.5 干渉チェック

HIRO II の操作時に、指と胸部モデルとの干渉と侵入量を求めるため、指先に粗いメッシュと細かい

図6 実験での仮想環境
Breast palpation virtual environments

メッシュを構成し、粗いメッシュで干渉が生じたときに、細かいメッシュで精密な干渉チェックする二段階法¹³⁾を採用した。

4. 実 験

乳房触診の実験環境を図6に示す。図中のカラーボールは指先位置を表す。実験は、乳癌触診の力変位特性の評価と未経験者による腫瘍探索評価を行った。

4.1 力変位特性の評価

シリコン乳房モデルと5指によるVR触診訓練システムでの力変位特性を図7に示す。実験データは、変位（侵入量）を0からスタートし、順次変位を増大させている。ただし、途中変位の増減がある。同一の侵入量であっても異なる力となっているのは、他の指からの干渉力によるものである。実験データを3次多項式で近似した曲線は、シリコン乳房モデルの曲線とほぼ等しい。

4.2 触診操作評価

HIRO II の操作を経験していない5名の被験者に

図7 侵入量-力特性
Force curves for the left upper tumor

触診実験を行った。被験者は、最初にシリコン乳房モデルを触診して、腫瘍の場所を探す訓練をし、腫瘍周辺での触診と正常部での触診の感覚を経験する機会を設けた。次に各被験者は HIRO II の操作に慣れるために、仮想モデルに触れて、腫瘍がある組織の感覚と正常組織の感じを観測する機会を5分間与えた。これは、モデルの周辺をどのように動かせばよいかを簡単に訓練することで、すべての被験者がハードウェアの操作能力をほぼ同一レベルになるようにするためである。実験は、胸部を触診し腫瘍があると判定した部位を探すまでの時間と探し出した部位の位置誤差を評価した。各被験者は5回触診実験を行った。このとき、被験者には、各回の腫瘍の位置はランダムであると伝えている。

図8はVR触診モデルとシリコン乳房モデルにおいて腫瘍を探し出すまでの時間を示す。VR触診モデルはシリコン乳房モデルと比較し6~9秒長い時間がかかっているが、このほとんどは被験者が対象物体まで手を伸ばす時間の差であった。実物のときは早く手が動き、HIRO II の操作では遅い結果となった。しかし、物体との接触後の腫瘍の探索時間は大きな差異はないといえる。

図9では、試行回数と腫瘍の探索位置誤差の関係を示す。探索位置は腫瘍の中心から評価している。

図8 腫瘍の探索時間
Searching time for tumor

図9 試行による位置誤差の遷移
Transition of trial position errors Silicon model

繰り返しにより位置誤差は減少しており、訓練効果が現れている。

以上の実験結果は、HIRO II と VR 触診訓練システムが触診訓練に役立てることが可能であることを示している。

5. おわりに

5 指ハプティックインターフェイスロボット HIRO II を用いた乳房触診訓練システムについて述

べた。操作者に対向して設置する HIRO II は、操作者の手に圧迫感を与えることなく広い作業空間で 5 本指での触診操作を可能とした。触診時に乳房は大変形し、腫瘍を含む胸部の力変位特性は非線形性が強く、また複数指での触診時には各指の相互作用が生じる。開発したシステムは、要素変位法を採用することで複数の指の相互作用を計算し、接触面の法線方向の非線形特性を表すために線形モデルと非線形モデルの対応をとり、線形モデルで計算しながらも非線形モデルの特性に近似させる方法を採用した。この結果、生体の変形と力の実時間計算が可能となった。

実験は、シリコン乳房モデルに近似した特性が VR 触診訓練システムで得られたことを示している。また、5 名の被験者による触診実験では、シリコン乳房モデルと腫瘍の探索時間と比較して大きな差はなく、試行を重ねるにつれ位置誤差も減少した。今後、人間の計測データによる触診訓練システムの実現に向けた改良を行う予定である。

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, Vol.1, No.1, pp.72-77, 2002
- 2) 田村信彦, 津村徳道, 三宅洋一, 田辺政裕, 山浦晶, 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, VR 医学, Vol.4, No.1, pp.30-37, 2004
- 3) Langrana N, Burdea G, Ladeji J, and Dinsmore M, "Human performance using virtual reality tumor palpation simulation", Computers & Graphics, Vol.21, No.4, pp.451-458, 1997
- 4) Miller AB, To T, Baines CJ, et al. Canadian National Breast Screening Study-2: 13-year results of a randomized trial in women aged 50-59 years. Journal of the National Cancer Institute, Vol.92, No.18, pp.1490-9, 2000.
- 5) 小泉亮, 他 5 名, 乳癌検診における視触診の意義—生存率と感度からの検討—, 日本乳癌検診学会誌, 第 12 巻第 3 号, pp.170, 2003
- 6) Lee KC, Dunlop D, Dolan NC. Do clinical breast examination skills improve during medical school? Academic Medicine, Vol.73, No.9, pp.1013-9, 1998.
- 7) 古妻嘉一, 他 8 名, 乳房自己検診 (BSE) の質的評価の検討, 日本乳癌検診学会誌, 第 8 巻第 2 号, pp.185, 1999
- 8) Kawasaki H, Mouri T, Alhalabi MO, Yashutaka S, Oh-tuka Y, Ikenohata S, Kigaku K, Daniulaitis V, Hamada K and Suzuki T, Development of Five-Fingered Haptic Interface: HIRO II, Proc. of ICAT 2005, pp.209-214, 2005.
- 9) Barbagli F, Prattichizzo D, Salisbury K. Multirate analysis of haptic interaction stability with deformable objects. Proc. of the 41 st IEEE conf. on Decision and Control, pp.917-922, 2002.
- 10) Balaniuk R. Using fast local modeling to buffer haptic data, Proceedings of Fourth PHANTOM Users Group Workshop-P UG 99, 1999
- 11) Cotin S, Deflingette H, and Ayache N, Real-Time Elastic Deformations of Soft Tissues for Surgery Simulation, IEEE Trans. on Visualization and Computer Graphics, Vol.5, No.1, pp.62-73, 1999.
- 12) Mouri T, Kawasaki K, Yoshikawa K, Takai J, Ito S. Anthropomorphic Robot Hand: Gifu Hand III, Proc. of Int. Conf. ICCAS 2002, pp.1288-1293, 2002.
- 13) Alhalabi M. O, Daniulaitis V, Kawasaki H, Tanaka Y, Hori T, Haptic Interaction Rendering Technique for HIRO: An Opposite Human Hand Haptic Interface", Proc. of EuroHaptics, pp. 459-462, 2004.