

VR 穿刺トレーニングシステムのための方向依存性ハプティックテクスチャの提案

遠藤恒史 ¹⁾, 中口俊哉 ¹⁾, 津村徳道 ¹⁾, 三宅洋一 ^{1), 2)}

Directional Haptic Texture for VR Injection Training System

Hisashi ENDO, Toshiya NAKAGUCHI, Norimichi TSUMURA, Yoichi MIYAKE

Abstract:

It is important to reproduce the realistic palpation for the injection training system based on VR (Virtual Reality). The haptic texture on the surface of a virtual human body is one of the approaches for realistic reproduction. The conventional haptic texture, however, has the problem that the directionality of the reaction force is unconsidered. In this paper, the DHT (Directional Haptic Texture) is introduced to solve the problem of the conventional method. It is difficult to store the huge amount of pre-computed DHT data into the memory. Then we use a graphics processor to achieve the real-time calculation. The effectiveness of the proposed method has been compared with the conventional method. By using DHT, we have developed the VR injection training system with realistic haptic sense.

Keyword:

Virtual reality, Medical training system, Directional haptic texture, Haptic interface

1) 千葉大学大学院自然科学研究科, Graduate School of Science and Technology, Chiba University

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

1. はじめに

近年医療技術は飛躍的に進歩し、多様化・高度化が進んでいる。医療事故の増加が社会問題化する中で、医師の習得すべき技術は増え続ける一方である。特に研修医は効率よく臨床技術を習得していく必要があり、より効果的な学習方法が求められる。新たな訓練法の導入が望まれる中、バーチャルリアリティ(VR)技術を医療に応用する研究が様々な分野で研究が進んでおり、既に商用製品として利用されているものも存在する¹⁾。VR技術の応用により、手技を安全に繰り返し体験することが可能である。

筆者らはVR技術を用いて研修医のための穿刺トレーニングシステムを開発した。穿刺とは身体の一部に中空の細い針を刺し、内容物の採取、薬剤投与等を行う手技であるが、血管や神経、内臓、骨格など、体の内部構造を立体的に把握できなければ重大な事故につながる危険性がある。しかし、表皮下の組織の位置関係を立体的にイメージすることは困難であるため、習得には多くの時間を要する。また穿刺法には効果的な練習方法が存在せず、技術の習得をさらに困難にする要因となっている。従来から人体模型を用いた訓練が提案されているが、模型は消耗品であり、バリエーションのないことが問題である。VRによるシステムはこの問題を解決するものであり、組織の透過表示や操作の記録・再生を可能とする大変有効な訓練法である。ところが、現在のVRシステムでは穿刺位置の決定時に非常に重要な触診の再現が不十分である。本研究はトレーニングシステムにおける触診時の触覚を正確に再現することを目標とする。

正確な触覚再現には触覚デバイスの入力に対して適切な反力をユーザにフィードバックすることが必要である。筆者らのシステムでは触覚を再現する仮想空間において、体表オブジェクトに弾性分布を設定し、触診時の部位による反力の違いを正確に再現する。仮想オブジェクトの表面に法線や摩擦係数などを設定し、より複雑な触覚情報を提示する手法としてハプティックテクスチャ³⁾⁴⁾⁵⁾があるが、田村ら⁶⁾は形状表面の弾性分布を内部の形状との位置関係から求め、一様でない内部構造を持つ物体をハプティックテクスチャによって表現する手法を提案している。物理シミュレーションにおいて形状からの反力を再現する場合、物理特性を考慮した形状変形の結果から反力を求めることが一般的であるが、ハプティックテクスチャの応用では一般的に計算負荷が高いとされる形状変形が不要であり、システム稼動時のリアルタイム性を容易に確保できる。田村らの手法では実装時の問題からテクスチャの方向依存性が考慮されておらず、単純化による誤差が生じる。本論文ではこの問題点を解決するため方向依存性ハプティックテクスチャ(DHT: Directional Haptic Texture)を提案する。

次章では筆者らによる穿刺トレーニングシステムを簡単に紹介し、第3章でDHTによる触覚再現について述べる。第4章ではシステムへの実装およびアルゴリズム評価を行う。

2. 穿刺トレーニングシステム

筆者らのトレーニングシステムにおいて対象となる手技は鎖骨下中心静脈穿刺および腰椎穿刺である。中心静脈穿刺は中心静脈栄養法における重要な手技の一つで、点滴を行うためのカテーテルを中心静脈に留置する前段階として行われる。カテーテル挿入時にガイドとして用いられる穿刺針を鎖骨の中間付近から鎖骨下静脈へ挿入する際、静脈に近い肺や動脈を損傷しないように穿刺を行わなければならない。よって穿刺針の挿入点および角度

が非常に重要である．腰椎穿刺は脳脊髄液の採取や抗がん剤・麻酔薬等の投与に用いられる手技で，主に第3・第4腰椎の間からくも膜下まで穿刺針を挿入する．針のくも膜下到達は髄液の流出によって確認でき，到達後に圧力測定・脊髄液採集等を行う．腰椎の突起の間から正確に穿刺針を挿入する必要があり，中心静脈穿刺と同様に針の挿入点が重要である．

筆者らによる穿刺トレーニングシステムの概観を図1に示す．モニターには実物大の仮想人体が表示され，任意の視点から穿刺が可能である．体表および骨格，臓器の形状データはCTスライス像をマーチングキューブ法により三次元再構成して取得したものである．ユーザはステレオ液晶シャッターメガネ CrystalEyes (STEREOGRAPHICS 社)を装着し，仮想空間を立体的に捉えることができる．また，触覚インターフェイス PHANToM 2) (SensAble Technologies 社)により触覚情報の提示を受ける．PHANToM は空間座標および回転の6自由度入力と同時に，3自由度の力を出力するデバイスである．図2に実際の鎖骨下中心静脈穿刺および腰椎穿刺トレーニングシステムの実行画面を示す．

3. 触診時の反力生成

3.1 ハプティックテクスチャ(従来法)

田村らの手法ではハプティックテクスチャを用いてオブジェクトに弾性分布を与え，触診時にフィードバックする力の大きさを制御する．具体的なテクスチャ構成法を以下に記す．まず図3に示す様に連続体力学において長さ L ，断面積 A の一様な弾性率 E を持つ弾性体を考える．垂直に力 F を加えた場合の縮みを ΔL とすると，弾性体内部での応力 σ と歪み ε は

$$\sigma = \frac{F}{A}, \quad (1)$$

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L}, \quad (2)$$

と与えることができる．これらの式と応力と歪みの関係式

$$\sigma = E\varepsilon, \quad (3)$$

から以下の力と変位の関係式が得られる．

$$F = k\Delta L, k = \frac{AE}{L}. \quad (4)$$

(4)式における k をフックの法則におけるばね定数と考えると，ばね定数 k は弾性体の長さ L に逆比例していることが分かる．図4の様な触診時の反力生成モデルを考え，上記の式に基づいて体表の各点で反力計算を行う．図4において皮下組織を一様な弾性体と仮定すると，触診時の体表からの反力 F の大きさは(4)式より触診点の変位 ΔL とばね定数 k の積から求められる． k は触診時に感じる硬さに相当し，その大きさは触診点における力の作用線上での骨(固定端)までの距離 L に逆比例する．(4)式中の定数 AE の値は従来法⁷⁾と同様に PHANToM を測定装置として用いて人体の反力を実測することにより求まる．従って，適切な L を求めることで触診点におけるばね定数 k を計算できる．システム起動時に k の分布をハプティックテクスチャとして保持し，触診の際にテクスチャの値を参照することにより反力の生成を行う．

上記の手法は L の値として触診点と骨の最短距離を採用し、テクスチャを構成するモデルである。この手法によって構成されるハプティックテクスチャを可視化したものを図 5 に示す。それぞれ胸部および腰部の体表各点の骨との最短距離から求めたばね定数を濃度で表現したもので、暗い領域は骨から遠く軟らかい部位に、明るい領域は骨に近く硬い部位に対応している。

従来法の問題点は単純化のため骨との最短距離を L として用い、触診時の加力方向を考慮に入れていない点である。(4)式の L は本来、力の作用線上での触診点と骨格の距離であり、力を加える方向によっては骨との最短距離と大きく異なるケースも考えられる。図 4 から分かる通り同一の点であっても L は加力方向により大きく変化するもので、従来法では方向による反力の違いを再現できない。触診時の方向による反力の変化は医師にとって重要な情報であり、これを再現する手法を提案する。

3.2 方向依存性ハプティックテクスチャ(DHT)

本研究では従来法の問題点を解決するため、各点におけるばね定数を加力方向ごとに算出し、DHT を構成する。コンピュータグラフィックスの分野では視線・照明方向ごとに色情報を保持したテクスチャ群である Bi-directional Texture Function(BTF)⁸⁾が提案されており、触覚再現の分野においてテクスチャに方向性を取り入れた本研究の DHT はこれと同様の概念ともいえる。

ばね定数の方向依存性を考慮するため、(4)式における L を加力方向が変化するたびに適切に計算することを考える。まず直感的に考えられる方法は、触診時に力の作用線を求め、作用線上の表皮と骨の距離をそのまま(4)式の L として用いる方法である。同一の点を触診する場合であっても、加力方向の変化により骨までの距離を適切に求めることができる。しかし、この方法には大きな問題点がある。図 6(a)の様なジオメトリで触診を行った場合、最も触診点に近い骨による影響が大きいことは明らかであるが、力の作用線上での骨との距離を基にするアルゴリズムでは作用線上に位置しない骨格の存在を考慮しない。また、図 6(b)の様に作用線上に骨が存在しない場合には適切な距離の導出が不可能であり、ばね定数を求めることができない。よって、上記の一直線上でのみ骨格からの影響を考えるモデルは不適切であり、全方向の骨からの影響を考える必要がある。

本研究では全ての方向からの影響を考え(図 7(a))、体表の各点において加力の方向を中心とした全方向への骨格との距離マップを作成する(図 8)。マップは等距離射影方式の魚眼レンズ(図 9)と同様に、力の作用線を中心に射影し、作用線からの仰角をマップ中心からの距離に変換したものである。加力の方向からの仰角を θ 、方位角を ϕ とすると、マップ中の各点はある方向の骨との距離 $d(\theta, \phi)$ を表している。図 8 は $d(\theta, \phi)$ を画素値に変換し距離マップを可視化したもので、画素値の高い(明るい)方向は触診点と骨が比較的近く触診点への影響が大きいことを、画素値が 0 の低い(暗い)方向には骨が存在していないことを表す。全方向への距離マップを用いることにより図 6 に示したようなジオメトリでの触診にも対応する。

続いて、(4)式の L に相当する方向依存距離 L' を距離マップより以下のように求める。

$$L' = \sum_{\theta=0}^{\pi/2} \sum_{\phi=0}^{2\pi} d(\theta, \phi) \cdot f(\theta), \quad f(\theta) = \frac{\cos(\theta)}{\sum_{\theta=0}^{\pi/2} \cos(\theta)}. \quad (5)$$

式中の $f(\theta)$ は加力方向からの仰角 θ による影響率関数で、力を加えた際に正面にある骨による影響が最も大きいことを考慮した(図 7(b)). $f(\theta)$ は $\theta = \pi/2$ の場合に影響が 0 になるとの考えから経験的に導入したもので、力の作用線上での骨からの影響は最大となり、仰角 θ の増加とともに減衰する. 方向依存距離 L' はある方向における骨との距離 $d(\theta, \phi)$ と影響率関数 $f(\theta)$ の積算を距離マップの全方向で積分することで求まる. なお、 $f(\theta)$ の分母は正規化のためのものである. 最後に方向依存距離 L' を用いて(4)式を定義しなおすと、

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

となる. ばね定数 k はある一点・一方向のもので、全ての地点のあらゆる方向での k を求めることで DHT を構成できる. DHT を保持することにより、任意の触診点・加力方向において反力生成が可能となる.

4. 実装と評価

DHT は加力方向の変化に応じて値の変わる多次元テクスチャであるため、全方向のテクスチャ値をシステム起動前に予め計算して保持するには膨大な記録容量を必要とする. しかし、本システムで使用する触覚デバイス PHANToM はポイント型インターフェイスであり、触診点のみのテクスチャ値を取得できれば反力を生成できる. よって、本システムではテクスチャ全体の値を保持しておく必要はなく、触診時に当該点・当該方向での距離マップを生成し、反力を再現する.

距離マップの生成には触診点から全方向への骨との距離計算が必要であるが、本研究ではプログラム可能な GPU(Graphics Processing Unit)の機能を用いてリアルタイムでのマップ生成を実現した. GPU 上での等距離魚眼レンズ射影をプログラムすることで、並列処理ハードウェアで一枚の画像として高速に距離マップを生成できる. 得られた距離マップから(5)、(6)式によりリアルタイムに反力を生成し、触覚をフィードバックする.

提案手法の評価実験を行うため、上記のアルゴリズムを用いた評価用プログラムを実装した(図 10). 画面には体表と骨を簡易化した平面・柱状体が表示され、柱状体のみ表示の ON/OFF を切り替えられる. 画面左半分の平面には 3.1 章で述べた骨との最短距離によるハプティックテクスチャ(従来法), 右半分の平面には DHT による反力再現が実装されている. 実験時には柱状体の表示をなくし、平面の触覚情報のみを頼りに表示されていない柱状体の形状を被験者が特定する. 被験者は用意された 3 種類(円柱, 四角柱, 三角柱)の柱状体から回答を選択した. のべ 24 名の被験者による実験結果を表 1 に示す. 正しい形状を特定できた割合は提案手法のほうが高く、触診時に表皮下の触覚情報を忠実に再現できる点において提案手法の有効性が確認できた.

さらに有用性が確認できた DHT を第 2 章において紹介した VR 穿刺トレーニングシステムへ実装し、トレーニングシステムにおいてもアルゴリズムがリアルタイムで動作する

ことを確認した.

5. おわりに

本論文では穿刺トレーニングシステムにおいて、触診時の部位・加力方向に応じた反力生成のための DHT の構築法を提案した. 本手法により実行時に負荷の大きい形状の変形計算を行うことなく、反力の再現が可能になる. また、プログラム可能なグラフィックプロセッサを利用し、ハードウェア上での画像の描画により DHT を扱う方法を考案した. 手法の有効性は従来法との比較実験により確認できた. さらに、穿刺トレーニングシステムに DHT を実装した. 今後は形状変形による反力生成など他の手法との速度・精度比較実験や医師による主観評価実験を行う必要がある.

なお、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) F. P. Vidal, F. Bello, K. Brodlie et al.: Principles and Applications of Medical Virtual Environments. Eurographics 2004 State of the Art reports, 2004.
- 2) T. H. Massie and J. K. Salisbury: The PHANTOM Haptic Interface: A Device for Probing Virtual Objects. Proceedings of the ASME Winter Annual Meeting, Symposium on Haptic Interfaces for Virtual Environment and Teleoperator Systems, Chicago, 1994.
- 3) M. D. R. Minsky: Computational Haptics: The Sandpaper System for Synthesizing Texture for with a Force-Feedback Haptic Display. PhD thesis, MIT, 1995.
- 4) H. B. Morgenbesser: Force Shading for Haptic Shape Perception in Haptic Virtual Environment. M. Eng. thesis, MIT, 1995.
- 5) D. C. Ruspini, K. Kolarov and O. Khatib: The Haptic Display of Complex Graphical Environments. Computer Graphics Proceedings, Annual Conference Series, SIGGRAPH'97, Los Angeles, pp. 345-352, 1997.
- 6) 田村信彦, 津村徳道, 三宅洋一他: 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. 3, No. 1: pp. 30-37, 2004.
- 7) 遠藤恒史, 田村信彦, 中口俊哉他: 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, Vol.104, No. 318, MI2004-41: pp.41-45, 2004.
- 8) K. J. Dana, B. van Ginneken, S. K. Nayar et al.: Reflectance and Texture of Real World Surfaces, ACM Transactions on Graphics, ACM Trans. Graphics, vol. 18, no. 1: pp. 1-34, 1999.

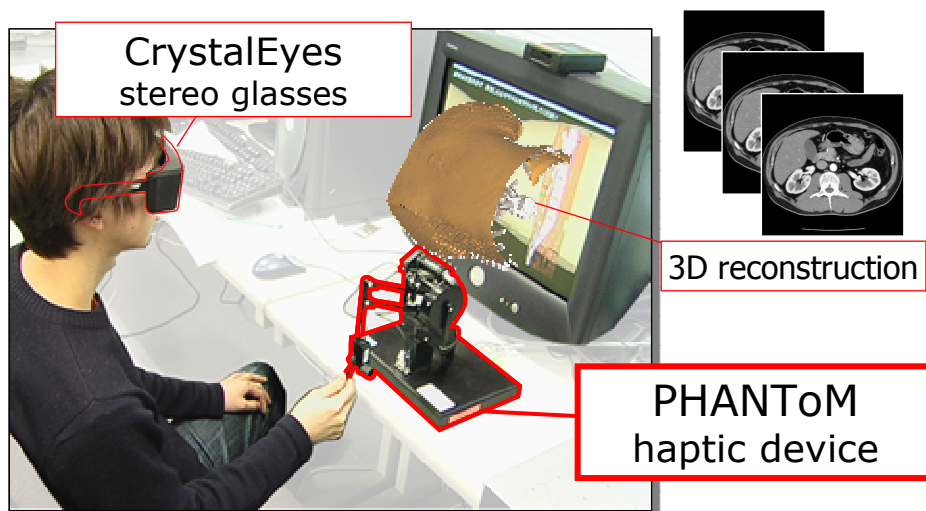


図1 トレーニングシステム概観

Fig. 1 Overview of our VR injection training system.

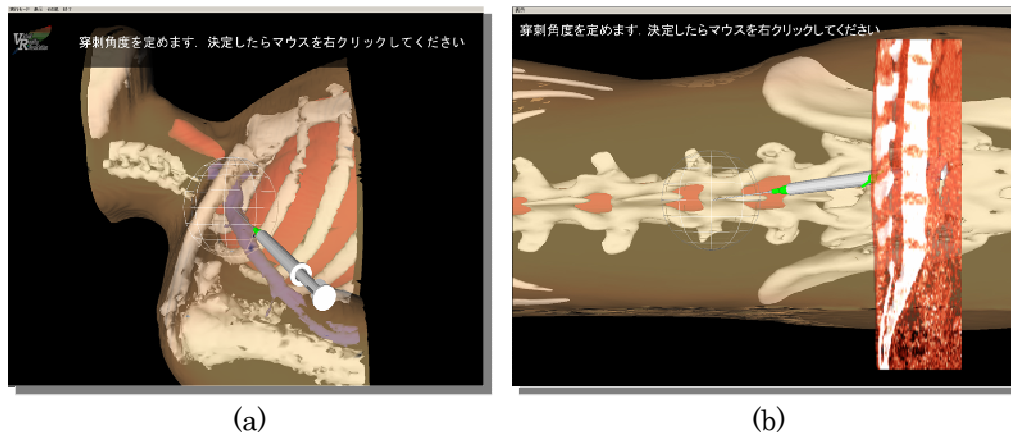


図2 トレーニングシステム実行画面 (a)鎖骨下中心静脈穿刺, (b)腰椎穿刺

Fig. 2 Screenshot of the training systems, (a) Central venous injection, (b) Lumbar puncture

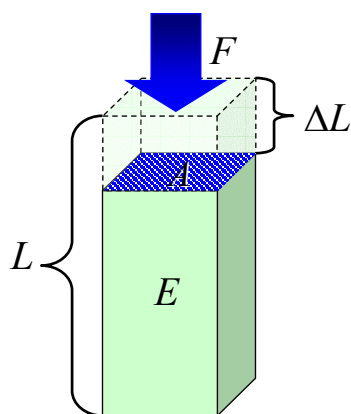


図3 負荷と変位

Fig. 3 Load and displacement

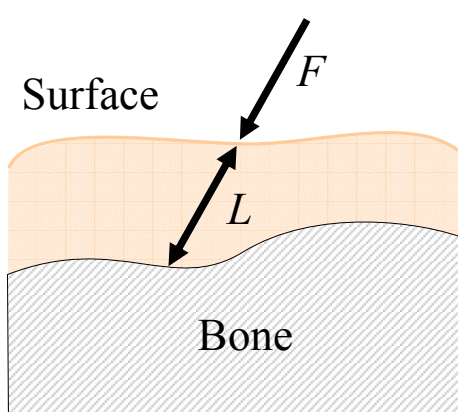


図4 触診時の反力生成モデル

Fig. 4 Model of force reproduction during the palpation

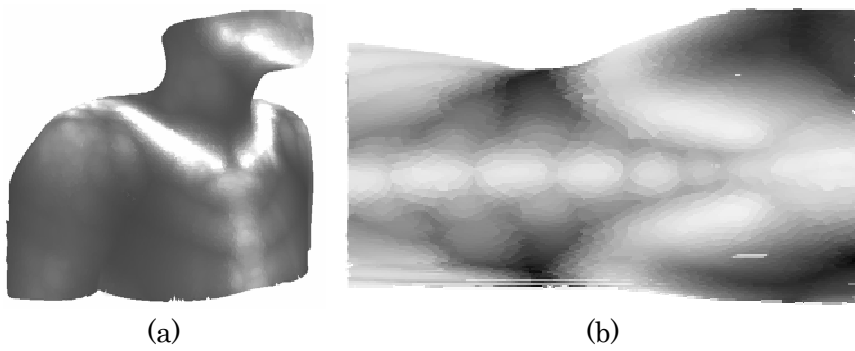


図 5 従来法によるハプティックテクスチャ (a)胸部, (b)腰部

Fig. 5 Conventional haptic texture, (a) Chest region, (b) Waist region

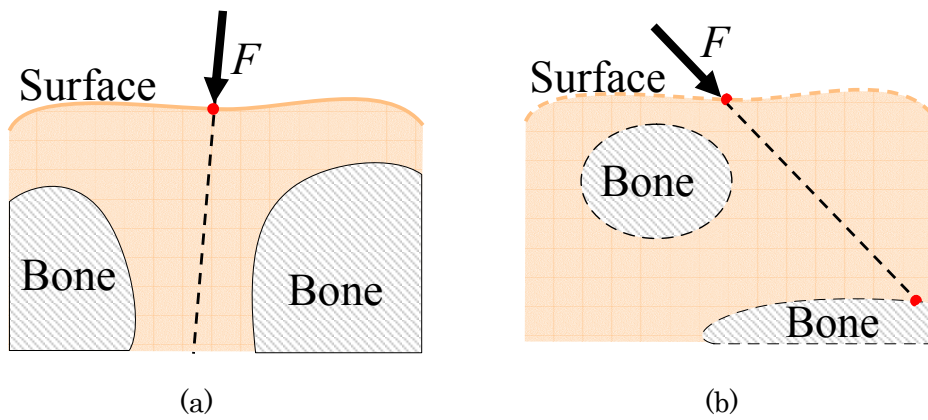


図 6 近接した骨が考慮されない二つの例

Fig. 6 Two examples that the nearest bone is ignored

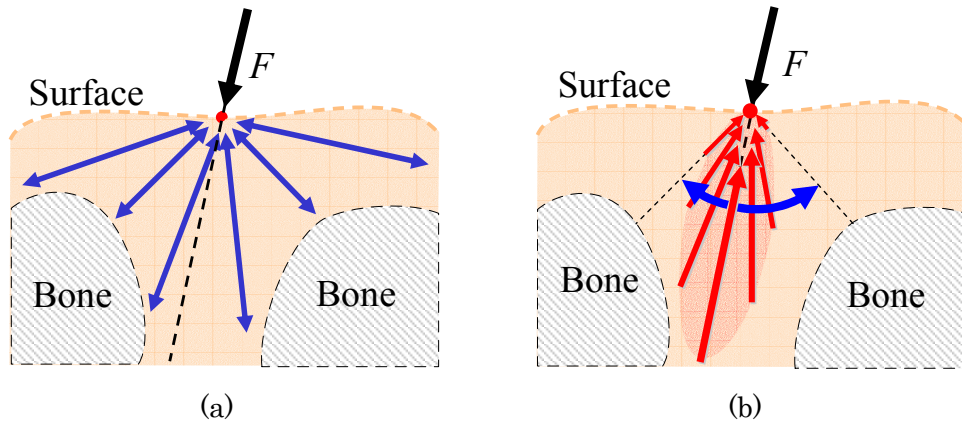


図 7 全方向の骨からの(a)距離による影響, (b)力の作用線からの角度による影響

Fig. 7 Influence of every bone in all directions, (a) distance, (b) direction



図 8 距離マップ

Fig. 8 Distance map

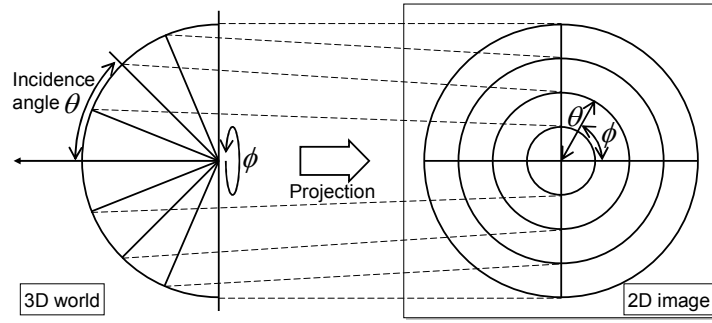


図 9 等距離射影魚眼レンズ

Fig. 9 Equidistance projection fish-eye lens

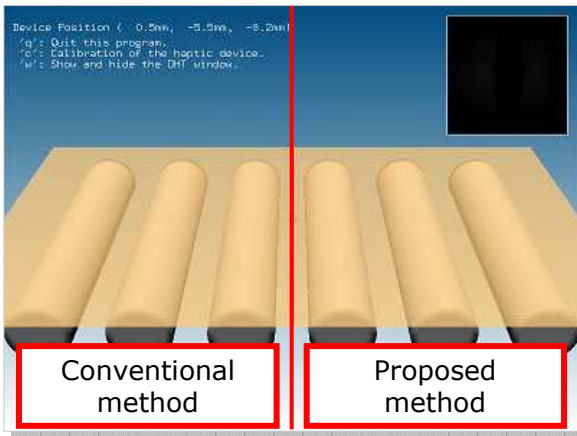
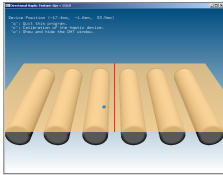
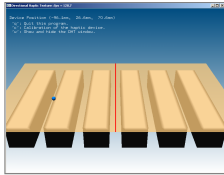
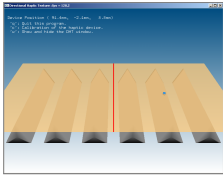


図 10 比較評価実験プログラム実行画面

Fig. 10 Screenshot of comparative experiment

表 1 比較評価実験における従来手法および提案手法での正答率

Table 1 Result of comparative experiment

Shape				Average
	Cylinder	Quadrangular prism	Triangular prism	
Conventional method	71%	88%	83%	81%
Proposed method	75%	92%	92%	86%