

VR 穿刺トレーニングのための顔位置追跡可能なイメージオーバーレイ環境の構築

小石毅¹⁾, 田村信彦¹⁾, 中口俊哉²⁾, 津村徳道²⁾, 三宅洋一^{2,3)}

Development of Image Overlay System with Head-tracking for VR-based Injection Training

Takeshi KOISHI, Nobuhiko TAMURA, Toshiya NAKAGUCHI, Norimichi TSUMURA, Yoichi MIYAKE

Abstract:

The system overlaying the stereoscopic images onto the haptic interface is proposed. In order to develop the training systems based on virtual reality medical doctors to experience medical treatments, it is important to improve the reality that visual and haptic information are synchronized. Our training system proposed in a previous paper for central venous injection uses the stereoscopic glasses and the haptic interface. This system has a palpation phase and an injection phase. During the injection phase, it is important that the user can see 3D injector images and the stylus of the haptic interface corresponding. In the proposed system, the user can look down the images projected from the display and reflected on the half mirror, and the haptic interface through the mirror. Using infrared LEDs wirelessly attached to the stereoscopic glasses and the infrared camera set under the display, the proposed system can show the 3D images considering with the face position in real-time. This system can achieve higher reality and more effectiveness than our conventional system. This system is evaluated by the experienced medical doctor as effective one.

Key words: Virtual reality, Medical training system, Injection, Mixed reality, Image overlay, Head-tracking

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

2) 千葉大学工学部情報画像工学科, Development of Information and Image Science, Faculty of Engineering, Chiba University

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, Research Center for Frontier Medical Engineering, Chiba University

1. はじめに

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。本栄養法は、中心静脈に約 2mm の細いカテーテルを挿入し、このカテーテルから点滴を行う方法である。カテーテルを留置するには、図 1 に示すように、まず鎖骨付近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行う。しかし、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）などを生じないように穿刺を行わなければならない。鎖骨下静脈は安定性に優れ長期留置に適するが、しかしながら鎖骨下静脈は体表から観察ができず位置の同定が困難であり、穿刺が難しい部位といえる。鎖骨下静脈穿刺は頻繁に利用する手技にも関わらず、これまでは有効な練習方法が存在しなかった。

我々はこれまでに、VR (Virtual Reality : 人工現実感) 技術を用い、医師が中心静脈穿刺を仮想的に体験するトレーニングシステムを開発したり、システムの外観を図 2 に示す。

VR 技術は、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²⁾。大きな利点は、従来は臨床によってのみ得られた知識や経験を体験可能なことである。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³⁾。

しかし、図 2 に示す従来システムには問題点がある。穿刺針にみなした触覚デバイスの把持部とディスプレイに提示される穿刺針の立体画像は離れており、臨床における現実の穿刺とは状況が大きく異なることである。解決策として、触覚デバイスと立体画像の知覚位置を一致させ、システムへの没入感を高めることで、より一層トレーニング効果を向上させることができる。

本研究では、穿刺針に見立てる触覚デバイスの把持先端部と穿刺針の立体画像が、ユーザから見て三次元的な姿勢・動き共に一致するよう、触覚デバイスに立体画像をオーバーレイ表示する環境を構築する。ユーザは、水平に設置したハーフミラーに投影される画像を上から覗き込みつつ、ハーフミラーを透過して下方にある触覚デバイス进行操作する。

このような環境は既にいくつか開発されている⁴⁾⁵⁾。しかし、ユーザの顔位置の変化に未対応⁴⁾か、或いは顔位置を検出するセンサの配線がユーザの動きを妨げる⁵⁾などの問題点がある。本提案システムでユーザが装着する立体視用液晶シャッターメガネに設置した赤外 LED と、ディスプレイ側に設置した赤外カメラを用いて、顔位置の変化にリアルタイムに対応した 3 次元画像を提示する。

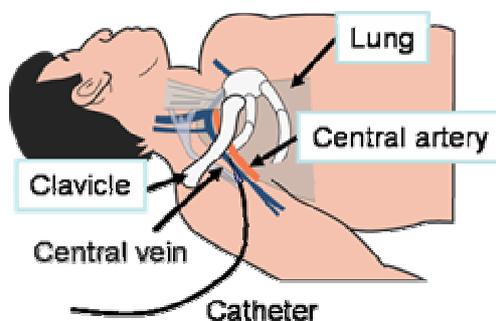


図 1. 中心静脈カテーテル

Figure 1. Central venous catheter placement

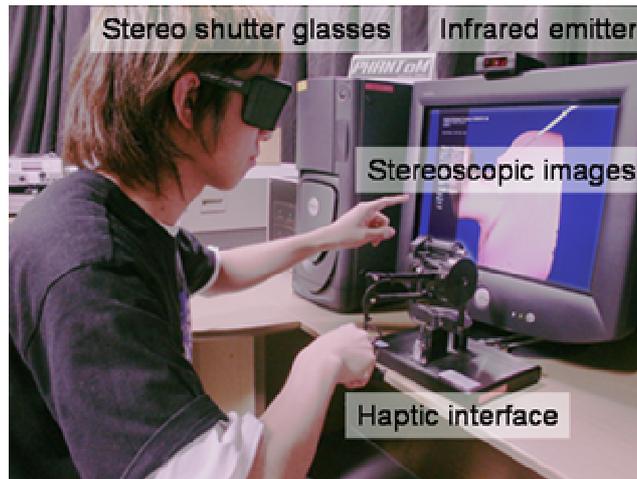


図 2. 中心静脈穿刺トレーニングシステム (田村他, 2004)

Figure 2. Training system for central venous injection (Tamura et al., 2004)

2. 提案するオーバーレイシステム

図 2 に示す従来の中心静脈穿刺トレーニングシステム¹⁾では, CT 画像をもとに人体上半身の三次元再構成を行い, 液晶シャッター式ステレオメガネを用いて, 実物と同スケールで立体表示する. 立体視による不快感を軽減するため, 鎖骨付近が視差 0 の奥行, すなわちディスプレイ面に来るように調整している. 本システムは穿刺位置決定のための触診のステップと, 実際に穿刺を行う穿刺のステップから成る.

本研究では, 従来のシステムを基に, 没入感の向上を目的とした改善を行う. 穿刺針に見立てる触覚デバイスの把持先端部と穿刺針の立体画像が, ユーザから見た際に三次元的な姿勢・動き共に一致するようにする. 図 3 右に示すように, 触覚デバイスに立体画像をオーバーレイ表示することで実現する. ユーザは, 斜めに設置した CRT ディスプレイが提示する立体画像を, 水平に設置したハーフミラーに反射させて見る. 触覚デバイスはハーフミラーの下方に設置する.

図 3 左にはユーザの顔位置追跡情報の流れを示す. ディスプレイ下方に設置した赤外カメラでユーザ頭部付近を撮影し, 画像処理を行ってユーザの装着するステレオメガネの両脇に付けた LED を抽出する. 画像中の LED 位置とカメラの位置・姿勢情報を用いてユーザの顔の位置・向きを計算し, ユーザの眼球位置を推定する. 求めた眼球位置を基に立体画像を提示する.

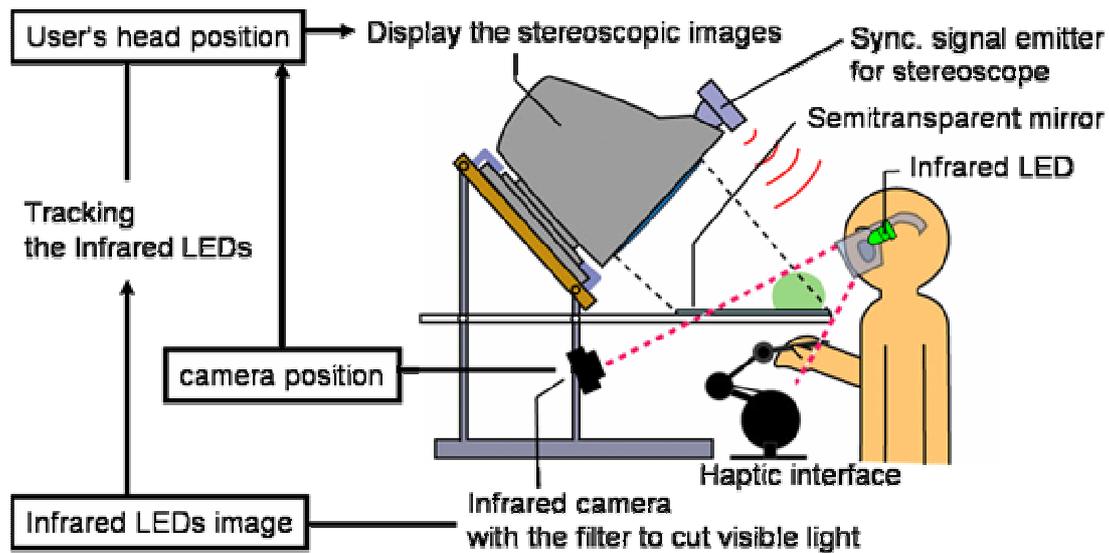


図 3. 提案するイメージオーバーレイシステムの外観と顔位置追跡情報の流れ

Fig.3 Proposed image overlay system and flow of head-tracking data

3. ユーザの眼球位置変化に対応した両眼立体視

提案システムでは、両眼視差方式を用いて立体画像を提示している。左眼用画像と右眼用画像を交互に提示することで、ユーザは立体画像を知覚する。画像を生成するには、仮想空間上の3次元物体を2次元に投影変換する視体積を与える必要がある。視体積を規定するパラメータは、両眼距離、眼とディスプレイ表面の距離、ディスプレイの高さ、ディスプレイの幅、クリッピング面である。仮想空間と実空間のスケールを一致させる為に、これらのパラメータを実測に基づいて設定する。視体積の投影面は、実際のディスプレイとハーフミラーを挟んで共役な位置にある、いわば仮想のディスプレイ表面と一致させる。眼の位置が左右で異なるため、視体積の形状は左右の眼で異なり、提示画像が左右で変化する。

また、トレーニング中絶えず変化するユーザの眼の位置に対応した視体積を算出する必要がある。例えば、図4(a)のように正面からの観測では見えない立方体の側面部分が、観測位置を変えた際に、図4(b)のように見えるようにする。つまり、生成される画像を眼の位置によって変化させる。特殊なメガネやセンサを必要とせず、目の位置変化に対応した立体画像を提示可能なデバイスもある⁹⁾が、提示画像の解像度が低いという問題点がある。提案システムでは、提示画像の解像度が高い液晶シャッターメガネ方式を採用する。液晶シャッターメガネの左右にLEDを付与し、ユーザの顔位置情報を算出し、眼球位置を推定する。中心静脈穿刺のトレーニングは短時間で完了するので、メガネをかけることは負担にならない。

上記のようにインタラクティブ性を有するシステムでは、実時間での位置情報の取得が求められる。また、ユーザの動きを妨げないよう、配線の無いメガネが望ましい。以上の仕様を満たすよう提案システムでは、図3に示すように、液晶シャッターメガネの両脇に赤外LEDを取り付け、それをディスプレイ側に設置した赤外カメラで撮影して追跡する方法を採用した。

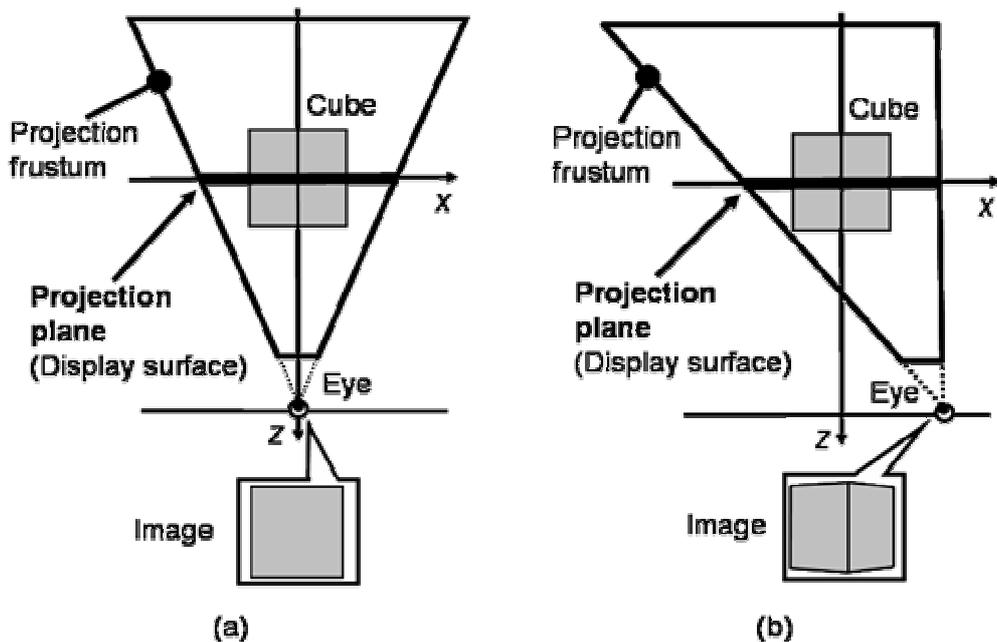


図 4. 目の位置変化に伴う視体積と生成画像の変化（立方体の例）. (a) 立方体を正面から見る場合 (b) 立方体を斜めから見る場合

Fig.4 Change of projection frustum and image with eyes position (A case of a cube) (a) Front view (b) Oblique view

3. 1 眼球位置

眼球位置情報の取得を目的とし、液晶シャッターメガネの両脇に取り付けた赤外 LED を、ディスプレイ側に設置した赤外カメラで撮影する。このとき、「ユーザは鏡に映りこんだ仮想ディスプレイ表面に対して正対している」という仮定を導入することで、二つの LED のみで 3 次元位置・姿勢を算出できる。可視光ではなく赤外光を用いることで、周囲の光の影響を大幅に低減できる。

赤外 LED の光を追跡するアルゴリズムとして Cam Shift (Continuously Adaptive Mean Shift) ⁷⁾ を用いた。Cam Shift アルゴリズムは、画像中の特定の色領域を追跡でき、色特徴を用いた物体追跡によく用いられる。計算負荷が小さく、リアルタイム処理に適している。追跡を安定して行うために、赤外カメラから得られる画像に直接 Cam Shift アルゴリズムを適用するのではなく、赤外 LED の光とそれ以外の領域が分離できるよう閾値で単純 2 値化した画像に対し Cam Shift アルゴリズムを適用する。この様子を図 5 (a) に示す。今回は経験的に、8bit 非負の画素値に対して閾値を 250 と定めた。

提案システムでは二つの赤外 LED を追跡するため、画像中の探索領域を二つ与える。通常の Cam Shift アルゴリズムでは、発見した目標色領域を囲む最小の長方形内が次フレームにおける探索領域となる。しかし、提案システムの LED 光は動きに比べ大きさが相対的に小さい。そのため、通常の Cam Shift アルゴリズムを適用すると、1 フレーム後の光が設定した探索領域を飛び出し、光を見失う恐れが大きい。追跡を安定して行うため、Cam Shift アルゴリズムにおけるフレーム毎の探索領域を最大にする。その際、発見した目標領域の重心を探索領域の中心に保ちつつ、探索領域が画面外に及ばないように設定する。探索

領域の初期状態を図 5 (b)に，ユーザが画面端付近に顔を動かした場合の探索領域を図 5 (c)に示す．また，90度以上顔を傾けることはないので，左右の LED の位置が入れ替わらないことを前提とした．ユーザが画面中央付近で首をかしげている状態の探索領域を図 5 (d)に示す．このようにして取得した二つの LED の位置と距離を用いて，顔位置を算出する．次いで，顔位置を基に眼球位置を推定する．

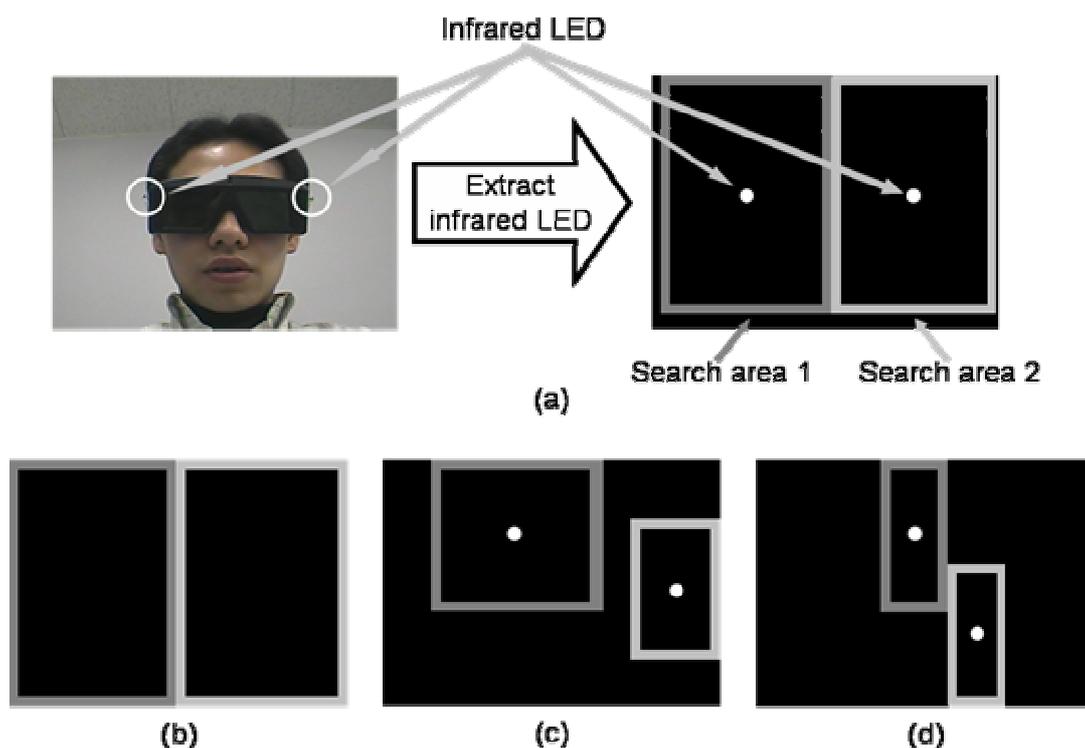


図 5. ユーザ頭部画像からの赤外 LED の抽出と次フレーム探索領域の設定 (a) 抽出した赤外 LED と対応する探索領域 (b) 探索領域の初期状態 (c) ユーザが画面端付近に顔を動かした場合 (d) ユーザが画面中央付近で首をかしげている場合

Fig.5 Infrared LEDs extracted from user's head image and corresponding search area settings in the next frame (a) Extracted Infrared LEDs and corresponding search area settings (b) Initial search area settings (c) A case of user moving his head close to the end of the window (d) A case of user tilting his head in close to the center of the window

3. 2 画像の振動への対応

以上に述べたシステムを評価したところ，画像が小刻みに振動し，ユーザに不快感を与えた．本システムでは，顔位置追跡により求めた眼球位置に合わせ，両眼立体視の視体積を更新する．実験では 640×480 の画素を持つカメラを用いて，検出した LED の位置の変化 1 ピクセル毎に視体積を変化させている．使用したカメラ画像上での 1 ピクセルの長さは，ユーザの顔までの平均の距離である 50cm の地点では約 0.8mm に相当する．そこで，この微細振動を除去するため，ある一定以上の動きを検出してから視体積を変化させるようにした．視体積の変化に反映させる最小の検出位置の変化を 1 ピクセルから 10 ピクセルまで

変化させ、それぞれの場合において求めたユーザの左目の位置の変化の様子を図6に示す。横軸は時間経過、縦軸は算出した眼球位置の水平な方向の変化量である。図6(a)は、ユーザに静止するよう指示し振動量を測定した結果を示す。図6(b)は、変化の滑らかさを評価するため、ユーザの画面に向かって右側への移動を測定した結果を示す。図6より、閾値が小さいほど振動は増大するが変化は滑らかであり、閾値が大きいほど振動が減少する代わりに変化がより離散的になることが確認できる。

数人のユーザによる主観では、閾値が3ピクセルのときに画像の振動は大幅に軽減されながらも、その変化は比較的滑らかに保たれた。閾値が4ピクセル以上になると、変化が離散的に感じられるようになった。

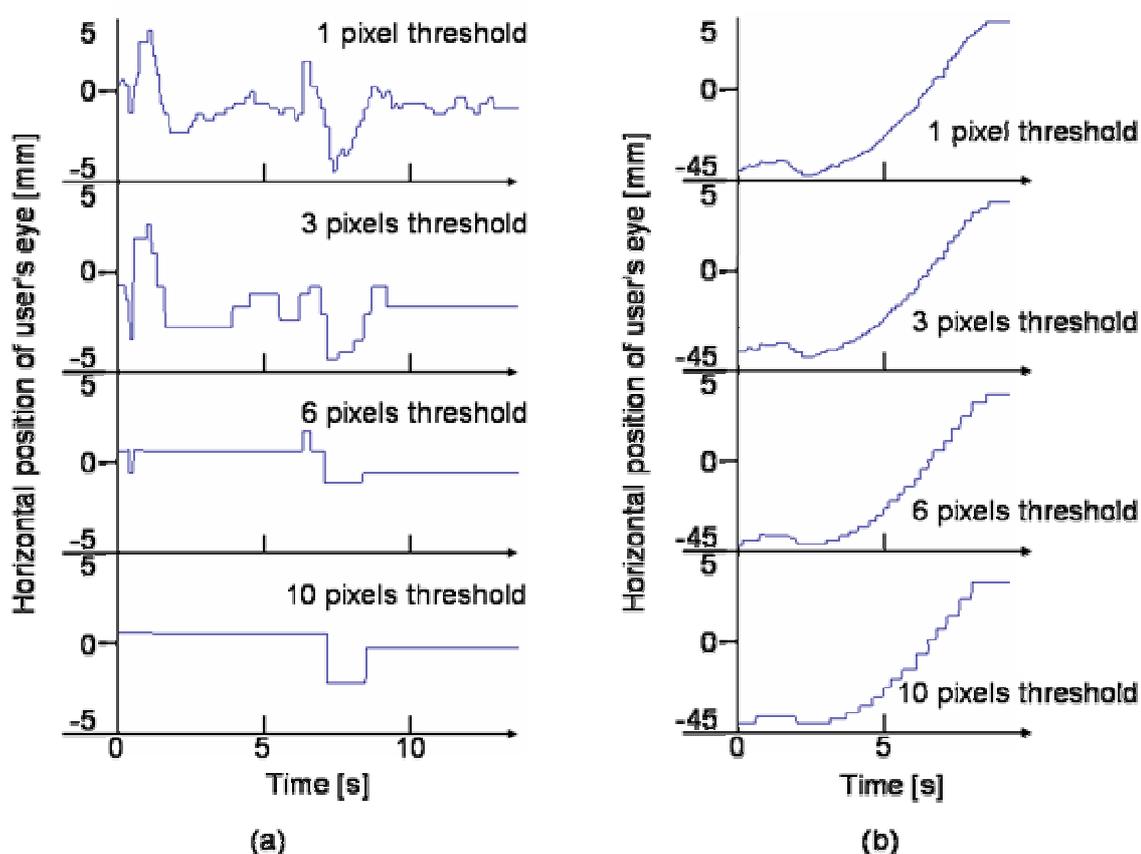


図 6. 左眼位置の計算結果. 赤外カメラが閾値以上（ピクセル数）の赤外 LED の動きを検出してから、左眼位置の計算に反映させる。(a) ユーザが静止した状態での計算結果 (b) ユーザが画面に向かって右側へ移動している状態での計算結果

Fig.6 Calculation result of user's left eye position. The result is modified when Infrared camera detects the more movement of infrared LED than threshold (the number of pixel). (a) Calculation result when user keeps still. (b) Calculation result when user moves right in front of the display in the mirror.

4. 実験

構築したシステムでは、CRT はイーヤマ製 HM204D/DT, グラフィックカードは 3Dlabs 社製 Wildcat 4 7110 Graphics Adapter, 液晶シャッター式ステレオメガネは StereoGraphics 社製 CrystalEyes, 触覚デバイスは SensAble Technologies 社製 PHANTOM Omni, 赤外カメラはワテック社製 WAT - 535EX, 計算機は Intel XEON 2.8GHz・メモリ 2GB を用いた。顔位置の追跡を行った際の描画更新頻度は、左右の眼それぞれで毎秒 30 回以上であり、リアルタイム処理を実現している。

両眼視差方式の立体視では、左右の眼に提示される画像が異なるほどに、特有の不快感を生じやすくなり、場合によっては左右の像が適切に融合されずに二重に見えてしまう⁸⁾。提案システムにおいても、ユーザによってはこの現象が報告された。視体積のパラメータである両眼間隔を小さくすることで、立体感は弱まってしまうものの、不快感を効果的に抑えられることが分かっている。また、この不快感は個人差が極めて大きいため、ユーザが自ら両眼間隔の設定を調節できるようにした。なお、両眼間隔の既定値は成人の平均といわれる 60mm を用いている。

豊富な中心静脈穿刺の経験を持つ医師の評価により、穿刺針の立体画像と触覚デバイスの把持先端部が一致して見え、従来システムより臨床における手技に近く、トレーニングに有効なシステムであるというコメントを得た。また、赤外カメラと赤外 LED を用いた追跡により、顔位置変化にリアルタイムに対応した 3 次元画像を提示する事ができた。

5. おわりに

本研究では、VR 技術を用いた穿刺トレーニングシステムの有効性を高めるため、立体画像を触覚デバイスにオーバーレイ表示する環境を構築した。また、ユーザの眼球位置の変化に基づいた立体画像を提示できるよう、赤外 LED をステレオメガネに取り付けて赤外カメラで撮影し、ユーザの顔位置を算出し眼球位置を推定した。これにより、仮想空間への高い没入感を得ることができ、よりトレーニング効果の高いシステムを実現することができた。医師の評価により、本システムの有効性が確認できた。

謝辞

本システムの開発にご指導いただいた本学附属病院総合医療教育研修センター田邊政裕教授、および提案システムの評価に協力していただいた坂間淳孝医師に感謝する。

なお、本研究の一部は科学研究費補助金（基盤 A 16200037）によった。

文献

- 1) 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, 3 (1): 30 - 37, 2004.
- 2) F. P. Vidal, F. Bello, K. Brodlie et al. : Principles and Applications of Medical Virtual Environments. Eurographics 2004 State of the Arts Report.
- 3) 小山博史: Virtual Reality 技術を用いた新しい手術教育. VR 医学, 1 (1): 30 - 39, 2002.
- 4) Reachin Display , Reachin 社 ホーム ページ : <http://www.reachin.se/products/reachindisplay/>
- 5) Mike Blackwell, Constantinos Nikou, Anthony M. Digioia et al. : An Image Overlay

System for Medical Data Visualization. In First International Conference on Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention (MICCAI), Lecture Notes in Computer Science 1496 : 232 – 240, 1998.

6) S. Nakajima, K. Nakamura, K. Masamune et al. : Three-dimensional medical imaging display with computer-generated integral photography. Computerized Medical Imaging and Graphics, 25 : 235–241, 2001.

7) Gary R. Bradski : Computer Vision Face Tracking for Use in a Perceptual User Interface. Intel Technology Journal Q2, 1998.

8) 松田隆夫 : 視知覚, 培風館, 1995, 145 – 149