

Title	AR技術を用いた遠隔超音波診断のための患部情報共有
Author(s)	大城, 理; 井村, 誠孝; 安室, 喜弘 他
Citation	日本バーチャルリアリティ学会論文誌. 2003, 8(2), p. 131-135
Version Type	VoR
URL	https://hdl.handle.net/11094/3416
rights	
Note	

Osaka University Knowledge Archive : OUKA

<https://ir.library.osaka-u.ac.jp/>

Osaka University

AR 技術を用いた遠隔超音波診断のための患部情報共有

大城 理^{*1}, 井村誠孝^{*1}, 安室喜弘^{*1},
眞鍋佳嗣^{*1}, 湊小太郎^{*1}, 千原國宏^{*1}

Visual and Haptic Interface for Ultrasound Probing Instruction in Tele-echo System

Osamu Oshiro^{*1}, Masataka Imura^{*1}, Yoshihiro Yasumuro^{*1},
Yoshitsugu Manabe^{*1}, Kotaro Minato^{*1} and Kunihiro Chihara^{*1}

Abstract – We have proposed the visual and haptic interface for the tele-echo system where ultrasound (US) probing can be instructed from a diagnostic to measurement site via network. In the measurement site, the surface of a patient body was captured with a CCD camera and the shape of patient was measured using the triangulation. In the diagnostic site, three dimensional image of a patient was reconstructed and a medical doctor could touch the virtual patient body with a haptic device. The position, orientation and tilt of a US probe was transmitted from the diagnostic to the measurement site with our previous proposed mark, called 'Web-Mark' and the mark was projected on the patient directly. The experimental results demonstrated that the proposed system enables to obtain US images, long axis and apex image in the shorter time as compared with the system using two dimensional information of the patient only.

Keywords : Ultrasound, 3-D shape, Tele-medicine, Haptic device, Interface

1 はじめに

臨床現場における診断は、古典的には患者と対話したり、顔や皮膚等の色を見たり、患部に触れる等の手法によって行われてきた。近年の超音波イメージング、X線CT (computer tomography), MRI (magnetic resonance imaging) 等の様々なモダリティ [1] の進歩や3次元画像再構成技術 [2]-[6] の発展に伴い、体内臓器を非侵襲的に診断できるようになってきた。またコンピュータネットワークの整備に伴い、遠隔地に居る医師が画像遠隔診断を行うことも可能となってきている [7]。画像診断は取得した画像の読影もさることながら、画像取得そのものに経験が必要である。特に超音波診断は、超音波プローブを患部に当てる位置、向き、傾き等によって獲得される画像が大きく左右される。従って遠隔超音波診断には、プローブ操作を遠隔より行うことが重要な要素である。我々は遠隔超音波診断システム「テレエコー」システムの開発を行っており [9]、ネットワーク技術とAR (augmented reality) 技術を駆使して、医師の音声、患部の映像、診断画像を転送して円滑にプローブ操作の教示が行えるインタフェースを構築してきた [10]。しかしながら患部は平坦ではないため、起伏の激しい部位においては教示が十分に伝わらないという欠点があった。今回、患部の2次元映像とともに3次元形状をも計測、転送することで、平坦でない部位におけるプローブ教示も容易に行えるシステム構築を行った。本文では、そのシステム構成と評価実験に関して述べる。

2 テレエコーシステム

図1にテレエコーシステムの概要を示す。本システムでは医師の居るサイト(診断側)と患者の居るサイト(計測側)をネットワークで接続して様々な情報を双方向的に転送することで、遠隔地からのプローブ操作教示が容易になる。以下にプローブ操作教示の流れを記す。

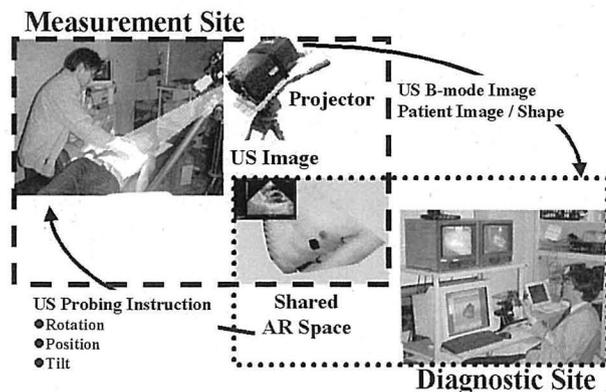


図1 テレエコーシステム
Fig.1 Tele-echo System

2.1 患部計測

まず、市販のプロジェクタ (Epson ELP-500, 液晶シャッタ方式, 800 ANSIルーメン) を用いて、800 × 600 ピクセルの分解能でスリット光を図2に示すように患者の胸部上に投影した。

^{*1}奈良先端科学技術大学院大学

^{*1}Nara Institute of Science and Technology

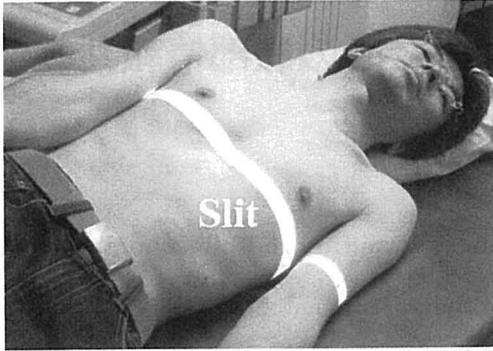


図2 患部立体計測
Fig. 2 3D Measurement of a Subject

次に、患部とスリット光を CCD カラーカメラ (Wattec WAT-202D, 1/3 インチ, 38 万画素) を用いて 640×480 ピクセルの解像度で撮影し、三角測量の原理に基づいて患部の 3 次元形状を能動計測した [11].

スリット光は図の左から右方向に走査させて 40 回撮影を行い、スリット光の左エッジ部分の 480 点、合計 19,200 点における 3 次元座標を計測した。形状計測とは別にスリット光が含まれていない患部をテクスチャ画像として獲得し、3 次元座標群とテクスチャ画像を診断側に転送した。同時に超音波診断装置で計測した超音波画像も転送した。

2.2 仮想患部提示

計測側から転送された 3 次元座標データを全て使用してポリゴンを生成し、患部画像をテクスチャとして貼り付けることで図 3 (a) に示すような患部の 3 次元形状を再構成した。

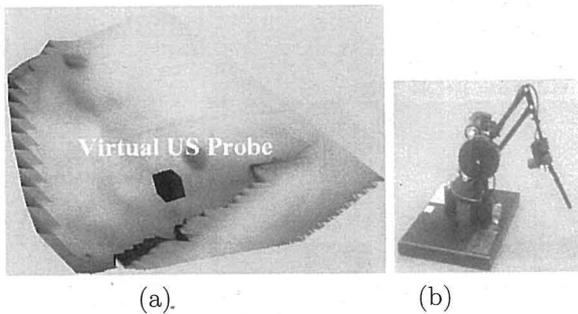


図3 仮想患部提示 (a) 再構成された患部 (b) 触覚デバイス

Fig. 3 Virtual Subject (a) reconstructed body (b) haptic device

診断側では超音波診断画像と患部画像とともに、患部の立体映像をも医師に提示した。この際、図 3 (b) に示す触覚デバイス (SensAble Technologies, PHANTOM 1.5/6DOF) [8] の先端を図 3 (a) の再構成した患部上の仮想超音波プローブと連動させ、患部の衝突判定を行うことで医師が仮想的に患部表面を触れることを可能とした。衝突判定ではポリゴン数を 1,200 に削減して、実時間で処理が行えるようにした。

2.3 Web-Mark を用いた教示

プローブの位置、向き、傾きを教示するために、図 4 (a) に示すような同心円状の Web-Mark パターンを用いた [10].

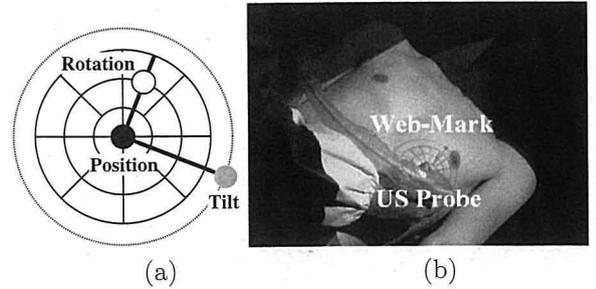


図4 Web-Mark (a) パターン (b) 患部投影
Fig. 4 Web-Mark (a) pattern (b) projection onto a subject

Web-Mark では、同心円の中心がプローブの位置、白丸マーカが向き、最外同心円の大きさが傾きに対応する。

まず診断側において、医師が患部映像を見て、さらには、触覚デバイスを使用することでプローブの位置、向き、傾きが、適切になるようにした。次に、これらの 3 種類のパラメータを診断側から計測側に転送して、Web-Mark をプロジェクタによって図 4 (b) に示すように直接患部に投影した。計測側では、Web-Mark の指示に従って患部に実際のプローブをあて、超音波画像を獲得した。

ところで患部は平坦ではないため、Web-Mark は歪んで投影される。この歪みにより、特に、脇腹におけるプローブ操作教示が困難になる。今回、図 5 のように、前もって逆変換した後に投影することで Web-Mark の補正を行った。

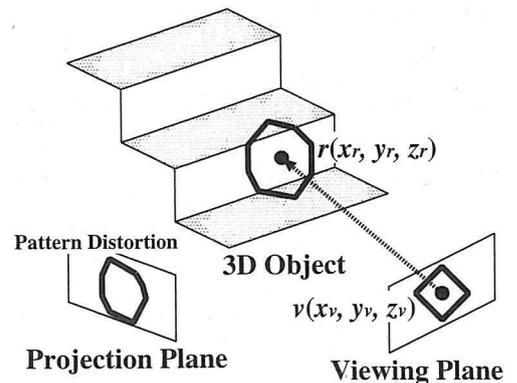


図5 歪み補正手法
Fig. 5 Distortion Compensation

- 2.1 で述べたように患部形状を計測し、投影平面を決める。
- 視点 $v(x_v, y_v, z_v)$ と患部上の注視点 $r(x_r, y_r, z_r)$ を結んだ線より視野平面を求める。

3. 視野平面から歪みのないパターンを患部に投影した場合の、投影平面で観察されるパターンの歪みを計算する。
4. 3 で求めた歪んだパターンを投影平面から患部に投影する。

図 6 (a), (b) に、補正の有無によるマネキン上に投影された Web-Mark の差異を示す。補正を施すことで、図 6(b) より、Web-Mark が同心円として投影されており、特にマネキンの乳房における歪みを除去することができた。

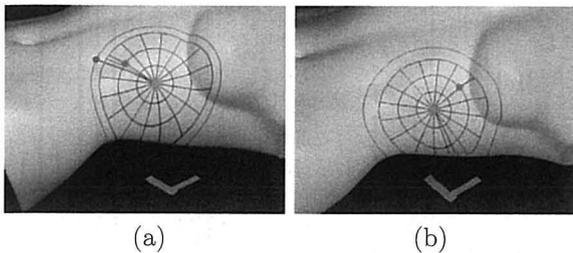


図 6 投影された Web-Mark (a) 歪み補正なし (b) 歪み補正あり
 Fig. 6 Projected Web-Mark (a) without compensation (b) with compensation

3 評価実験

今回はインタフェースに関する評価に重きを置き、本学の一室に診断側と計測側を設置して実験を行った。なお、両者はパーティションで区切った。両側に設置した計算機(計測側: CPU Pentium III 1GHz 512MB, Graphics RIVA128 NVidia, 診断側: CPU Pentium 4 1.5GHz 1GB, Graphics Wildcat II 5110 3Dlabs)を学内 LAN に接続し、患部情報と教示情報を転送した。音声による医師からの教示は直接行い、超音波診断装置と診断側のモニタを直結した。診断側に循環器内科の医師を、計測側に超音波プローブ操作が未経験である本学の学生を配置して評価実験を行った。今回の評価実験では、図 7 (a)-(c) に示すように心臓の断層像

- 胸骨左縁左心室長軸 (長軸像)
- 左心室短軸僧帽弁 (短軸像)
- 心尖部四空能腔断面図 (心尖像)

を獲得することをタスクとした。獲得した超音波画像と獲得までに要した時間を評価し、3種類のタスクを3人の健常人(本学学生)に対して施した。診断側での Web-Mark の操作インタフェースとしてディスプレイとペンタブレットを用いたシステム(2D システム) [10] と、今回構築したシステム(3D システム)との比較を行った。

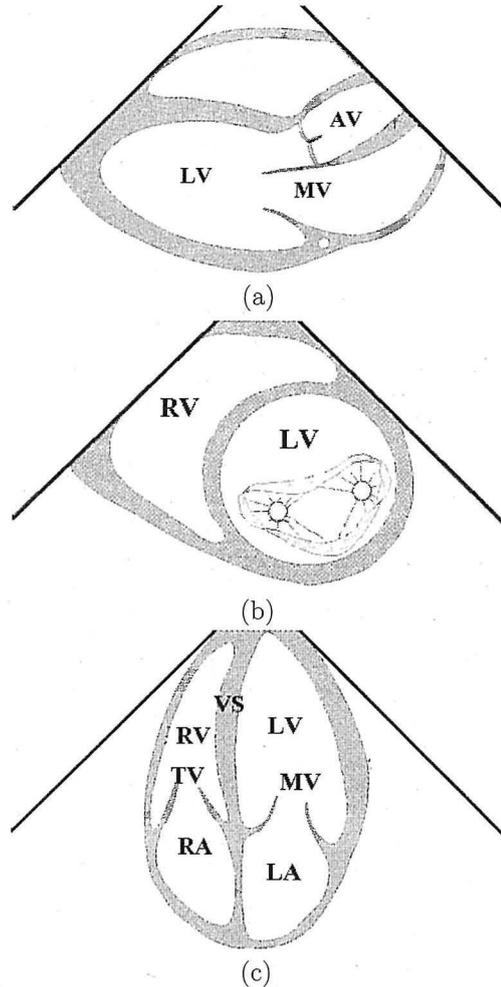


図 7 タスクとした心臓断層像 (a) 長軸像 (b) 短軸像 (c) 心尖像
 Fig. 7 Required Cross Sectional Images of a Heart (a) long axis image (b) short axis image (c) apex image

獲得した超音波画像を図 8 (a)-(c) に示す。図 7 と比較するとわかるように、臨床で頻繁に使用される画像を、超音波プローブを初めて扱った学生に獲得させることができた。図 9 に超音波画像を獲得するのに要した時間を示す。全てのタスクを数分以内で終了することができた。また、長軸と心尖画像に関しては、3D システムの方が短時間で画像取得が行えた。心尖画像の所得には、胸部から脇腹における平坦でない部位にプローブをあてる必要がある。今回構築したシステムは、そのような平坦でない箇所におけるプローブの遠隔教示に適していると考えられる。

ところで、短軸画像に関しては、2D システムの方が短時間で教示が終了した。今回の実験では、短軸画像の獲得は長軸画像を獲得した後に、引き続いて行った。超音波画像を長軸から短軸画像に変えるには、比較的平坦である胸部上にプローブをあてた状態で、それを回転させる、すなわち、パラメータを一つだけ変更させるだけで十分である。2D、3D システムとも、Web-Mark のパラメータを一つ変更すると短軸画像が得られるが、2D システムの場合、胸部の起伏を全く考慮せずに教示が行えたため、画像獲得時間の短縮に

至ったと考えられる。

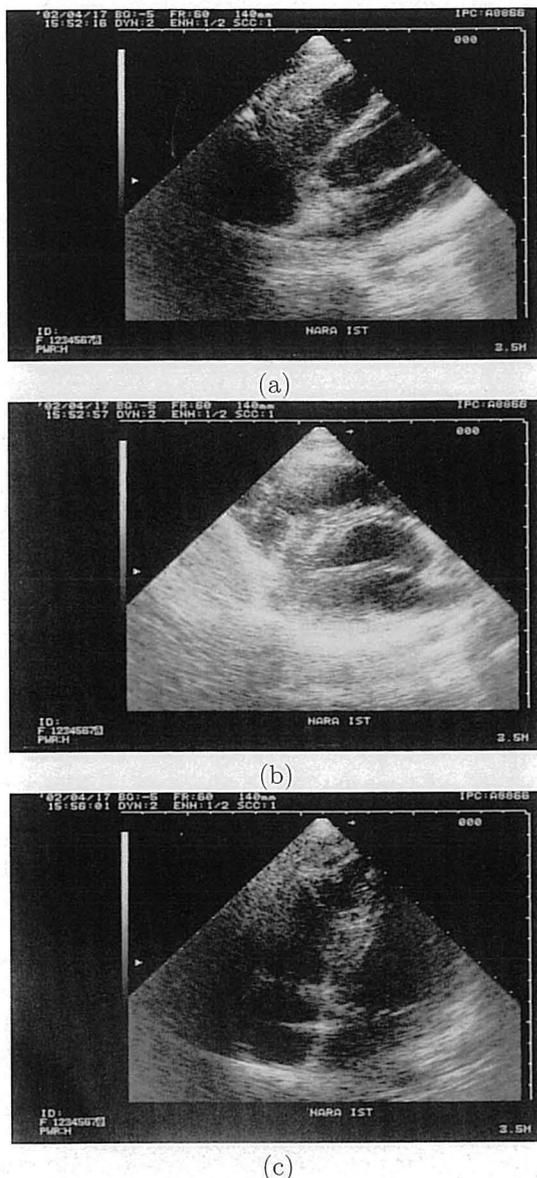


図8 獲得した超音波画像 (a) 長軸像 (b) 短軸像 (c) 心尖像
 Fig.8 Obtained US B-mode image (a) long axis image (b) short axis image (c) apex image

4 まとめ

患部の2次元映像だけでなく3次元形状を用いた視覚的、かつ、触覚的なインタフェイスを通じて、プローブ操作教示を行う遠隔超音波診断システムを構築した。3種類の超音波画像、長軸、短軸、心尖像の取得を試みたところ、所望の画像が数分程度で獲得でき、患部の2次元映像のみを用いたシステムと比較すると短時間で教示が行えることができた。

本論分の冒頭でも述べたが、臨床現場における診断は、患部に触れる等の手法によって行われてきた。今回我々が行ったように、VR (virtual reality) や AR の技術は、このような古典的ではあるが非常に対話的

である診断手法を新しい形で医療現場に与えるものになることが期待される。

本研究を進めるにあたり、評価実験に協力して頂きました京都大学松田哲也先生に感謝致します。なお、本研究の一部は、日本学術振興会 未来開拓学術研究推進事業 (外科領域を中心とするロボティックシステムの開発) の助成による。

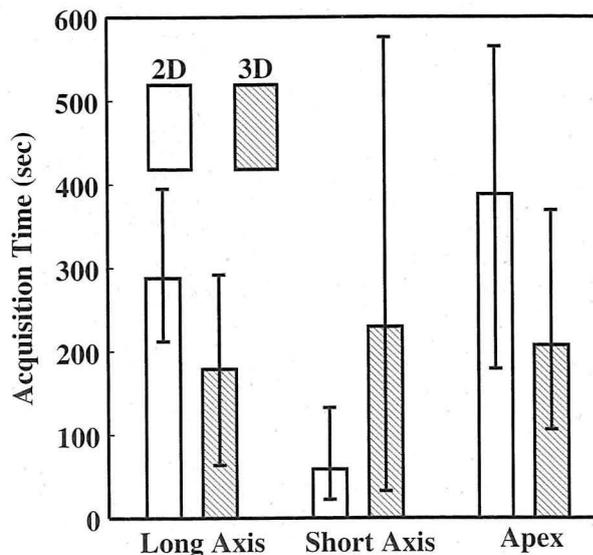


図9 超音波画像獲得に要した時間
 Fig.9 Acquisition time to obtain US B-mode image

参考文献

- [1] Zang Cho, Joie Jones and Manbir Singh: Foundations of medical imaging, John Wiley & Sons, Inc. (1993)
- [2] Aasha Gopal, Andrew Keller, Zhanqing Shen, Peter Sapin, Klaus Schroeder, Donald King Jr and Donald King: Three-dimensional echocardiography: in vitro and in vivo validation of left ventricular mass and comparison with conventional echocardiographic methods, Journal of American College of Cardiology, 24, pp.504-513 (1994)
- [3] Auge Hernandez, Olivier Basset, Isabelle Dautraix and Isabelle Magnin: Acquisition and stereoscopic visualization of three-dimensional ultrasonic breast data, IEEE Trans Ultrason. Ferro Freq. Contr. 41, pp.576-580 (1996)
- [4] Osamu Oshiro, Kumi Kamada, Kunihiro Chihara, Wojciech Secomski and Andrzej Nowicki: Three Dimensional Endoscopic Image of a Blood Vessel using High Frequency Ultrasound, Japanese Journal of Applied Physics, 39, pp.3216-3219 (2000)
- [5] Masataka Imura, Kumi Kamada, Tomohiro Kuroda, Osamu Oshiro, Kunihiro Chihara, Ei Toyota, Yasuo Ogasawara and Fumihiko Kajiyama: Interactive Observation of Kidney Glomeruli using Immersive Projection System, Proceedings of the IEEE-EMBS Special Topic Conference on Molecular, Cellular and Tissue Engineering, pp.128-12 (2002)
- [6] Osamu Oshiro, Ayumu Matani, Kunihiro Chihara

- Taisei Mikami and Akira Kitabatake: 3D Visualization of Myocardial Motion and Blood Flow Using cine-MR Images, Conference Proceedings, 18th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, pp.754-755 (1996)
- [7] Forbes Dewey, James Thomas, Murat Kunt and Ian Hunter: Prospects for telediagnosis using ultrasound, Telemedicine Journal, 2, pp.87-100 (1996)
- [8] www.sensable.com/haptics/products/6dof.html
- [9] Toshiyuki Umeda, Ayumu Matani, Osamu Oshiro and Kunihiro Chihara: Tele-Echo System: A Real-Time Telemedicine System Using Medical Ultrasound Image Sequence, Telemedicine Journal, 6, pp.63-66 (2000)
- [10] 末永貴俊, 飯野恵秋, 黒田知宏, 大城 理, 千原國宏: 遠隔超音波画像診断におけるプローブ操作教示システム, 電子情報通信学会論文誌, J83-D-II,1, 324-334 (2000)
- [11] 井口征士, 佐藤宏介: 三次元画像計測, 昭晃堂, 東京 (1990)

(2003年1月30日受付)

[著者紹介]

大城 理 (正会員)



1990年大阪大学大学院博士課程修了。1990年住友金属工業株式会社入社。1993年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。1994年奈良先端科学技術大学院大学先端科学技術研究調査センタ助教授。遠隔医療, 生体信号処理, 画像処理の研究に従事。電気学会, 日本エム・イー学会, IEEEなどの会員。工学博士。

井村誠孝 (正会員)



2001年奈良先端科学技術大学院大学博士課程修了。2001年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助手。現在, 医用画像情報の3次元可視化, 考古学におけるデジタルアーカイブ, 可触化デバイスの研究に従事。ヒューマンインタフェイス学会, 可視化情報学会などの会員。博士(工学)

安室喜弘 (正会員)



2000年奈良先端科学技術大学院大学博士課程修了。2000年日本学術振興会リサーチアソシエイト。2001年奈良先端科学技術大学院大学助手。コンピュータグラフィックス, 超音波計測, ウェアラブルコンピュータの研究に従事。システム制御情報学会, IEEEなどの会員。博士(工学)

眞鍋佳嗣 (正会員)



1995年大阪大学大学院博士課程修了。1995年大阪大学基礎工学部助手。1997年大阪大学大学院基礎工学研究科助手。1999年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科助教授。2001年ヨエンス大学客員研究員。カラー画像処理, 画像計測, 質感表現の研究に従事。電子情報通信学会, 情報処理学会, IEEEなどの会員。博士(工学)

湊小太郎



1972年京都大学大学院修士課程修了。1979年京都大学医学部附属病院助手。1983年京都大学医学部附属病院助教授。1991年京都大学大学院人間・環境学研究科助教授。1997年奈良先端科学技術大学院大学情報科学センタ教授。2001年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授。メディア進化論, 医用画像処理, 医療情報システムの研究に従事。電子情報通信学会, 日本エム・イー学会などの会員。工学博士。

千原國宏 (正会員)



1973年大阪大学大学院博士課程修了。1973年大阪大学基礎工学部助手。1983年大阪大学基礎工学部助教授。1992年奈良先端科学技術大学院大学情報科学研究科教授。医用画像, 画像メディア, パーチャルミュージアムの研究に従事。電子情報通信学会, 日本エム・イー学会, 日本超音波医学会などの会員。工学博士。