

医用超音波断層像を用いた臓器の 3次元形状再構成とAR/VR技術による可視化

吉永崇, 宮崎航, 田口侑人, 榎田晃司

東京農工大学大学院 生物システム応用科学府

1. はじめに

超音波診断法は、医師が超音波プローブ(以下、プローブ)を手を持ち、患者の体表に押し当てるだけで生体内の断層像や血流の情報が得られる診断法で、その利便性と非侵襲性によって幅広く用いられている。しかし、診断に適した断層像の取得には診断装置のモニターを見ながら臓器の3次元形状をイメージしてプローブを操作しなければならないため熟練を要し、定量性や客観性に欠けるという問題点がある。そのため、通常の診断を行う環境下で臓器や断面の位置関係をリアルタイムに呈示できれば、プローブ操作の補助はもとより、熟練医師との3次元情報の共有が可能な超音波診断教育ツールとしての利用も期待できる。

そのため、2次元の超音波断層像を3次元に展開する研究は数多く行われてきた。3次元位置計測センサを用いてプローブの位置・姿勢をリアルタイムに計測し、AR(Augmented Reality)技術を用いてカメラ画像中のプローブ先端に断層像をリアルタイムに重畳表示するシステム[1,2]では、断層像内の2次元情報と体内の3次元情報とのレジストレーションの補助を可能としたが、臓器の3次元形状の可視化は不可能であった。また、一定の距離間隔で取得した断層像からボリュームデータを作成し、血管の3次元形状を再構成する手法も[3]報告されてきたが、プローブの操作方法が厳密に規定されるなどの制約があった。さらに、3次元物体の輪郭の空間分布から形状を再構成することを目的とし、複数の輪郭間の位置関係を認識してそれぞれを直線的に接続する手法[4]が提案されてきたが、輪郭同士が交差するなど、複雑な位置関係を持つ場合は実際とは異なる形状を再構築しやすいという問題点があった。

そこで本研究では、任意の位置・姿勢で取得した断層像内の臓器の輪郭を3次元空間に展開し、RBF(Radial Basis Function)補間アルゴリズム[5]を使用した輪郭間の補間によって3次元形状を再構成することで、臓器の位置や形状をカメラ画像内の患者体表上や、全てCG(Computer Graphics)で構築した空間への表示が可能なシステムを開発した。以下に詳細を示す。

2. システム概要

本研究で提案する臓器の3次元形状再構成システムは Fig.1 の様に①-③の要素から構成されており、それぞれ以下に示す機能を有する。

- ① プローブの位置・姿勢リアルタイム計測
- ② 超音波断層像からの臓器の輪郭取得
- ③ 輪郭の空間分布を用いた形状の再構成

システム使用時には①と②を連動させ、任意の位置・姿勢で取得した断層像内の臓器の輪郭を3次元空間に展開する。その後、輪郭の空間分布をもとに臓器の形状を3次元モデルとして再構成し、③の様に患者の体表への重畳表示などの方法で操作者に視覚情報として呈示する。さらに、再構成する対象を心臓とする場合には、我々がこれまでに開発してきた左心室の輪郭認識アルゴリズム[6]を使用して輪郭を自動取得

した。また、形状が拍動によって変化することを考慮して心電図波形との同期を行い、同時相の輪郭のみを用いて形状を再構成することとした。そのため撮像時には、心電図のデータをアナログ出力コネクタでリアルタイムに出力し、ADボードを用いてデジタル信号に変換してPCへ取り込んだ。

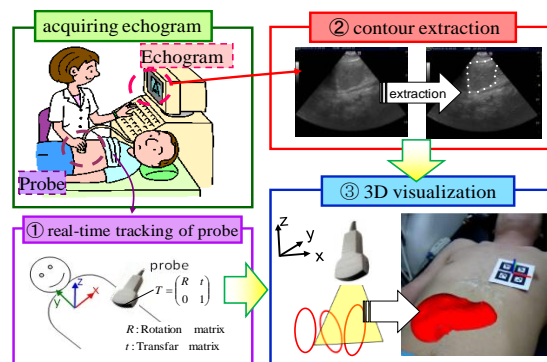


Fig.1 System configuration

3. 臓器の3次元形状可視化システムの開発

3.1 ARToolKitを用いたプローブの位置計測

2次元断層像中の臓器の座標を3次元座標に変換するため、市販のUSBカメラと紙に印刷したマーカのみで3次元の位置・姿勢のリアルタイム計測が可能なARToolKit[7]を使用した。これは、Fig.2の様な正方形のマーカを撮影したカメラ画像に対して2値化やラベリング等の画像処理を施すことでマーカを検出し、その4隅の座標や内部パターンの向きを用いてマーカの位置・角度を算出できるライブラリである。マーカはFig.2(a)(b)のように内部のパターンを自由に定義したり、(c)のように複数のマーカを組み合わせることで1つのマーカとしてもできるため拡張性が高く、安価で簡便な位置・姿勢計測ツールとして使用されている[8,9]。

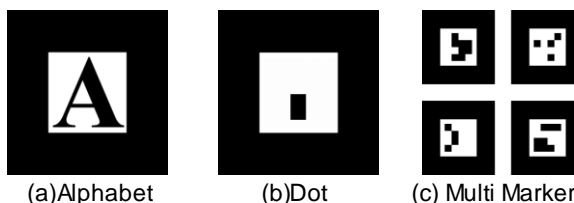


Fig.2 Example of marker

本研究では Fig.3 の様に患者体表とプローブにそれぞれマーカを取り付け、カメラに対する両者の相対関係から、体表面に対するプローブの位置と姿勢をリアルタイムに計測するシステムを開発した。ここで、カメラに対するマーカの位置・姿勢は式(1)に示す回転行列 R と並進行列 t から成る同次変換行列 T として得られる。また、プローブおよび患者に貼ったマーカの同次変換行列を T_{cp} , T_{co} とすると、プローブマーカおよび体表マーカ座標系の3次元座標 v_p , v_o の関係は式(2)で表せる。従って T_{cp} , T_{co} をリアルタイムに計測する

ことでカメラの位置や患者の体動に関係なくプローブマーカ座標系における撮像対象の座標 \mathbf{v}_p を、患者体表を原点とする 3 次元座標 \mathbf{v}_o に変換できる。

$$T_{4 \times 4} = \begin{pmatrix} \mathbf{R}_{3 \times 3} & \mathbf{t}_{3 \times 1} \\ 0 & 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$\begin{pmatrix} \mathbf{v}_o \\ 1 \end{pmatrix} = T_{co}^{-1} T_{cp} \begin{pmatrix} \mathbf{v}_p \\ 1 \end{pmatrix} \quad (2)$$

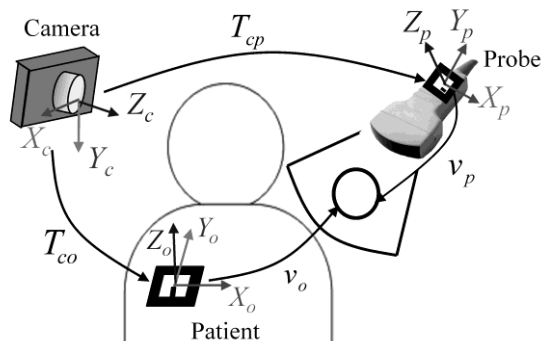


Fig.3 Tracking system using ARToolKit

3.2 RBF 補間を用いた臓器の 3 次元形状再構成

RBF による多項式補間アルゴリズムを用いた補間手法では、不規則に配置された点の集合を関数に近似して滑らかな曲面を生成することが可能であるため、輪郭間を直線的に結ぶ手法よりも汎用性が高い。そのため、任意の位置・角度で撮像された臓器の輪郭に対しても適用可能であり、超音波断層像から抽出した輪郭を用いた臓器の 3 次元形状の再構成にも利用されている[10]。そこで、本研究においても RBF 補間法を用いた 3 次元形状の再構成手法を利用した。

Fig.4 に臓器の 3 次元形状の再構成を行う際の処理手順を示す。始めに、プローブの位置・姿勢計測結果に基づき断層像から抽出した輪郭の空間分布を求める (Fig.4-I)。続いて、輪郭線上の点には 0、単位法線の先端の点には +1、反対方向の輪郭内側の点には -1 をそれぞれ関数値として割り当て、空間座標を臓器の内外に分類する (Fig.4-II)。その後、RBF 補間によって空間内の関数値の分布を求める (Fig.4-III)。輪郭と関数値との関係を表す具体例として、1 つの輪郭を用いて同一平面内で RBF 補間を行った結果を III-(a) に示す。図において、 $f(x,y,z)$ の値の大小は色階調で表わされ、 $f(x,y,z)=0$ に相当する色の部分を抽出することで輪郭を再構成できる。これを、全ての輪郭に対して RBF 補間を行うことで 3 次元的な関数値 $f(x,y,z)$ の分布を求め、III-(b) のようなボリュームデータを作成する。そして、同色の領域つまり $f(x,y,z)=0$ となる座標を等値面として抽出し (Fig.4-IV)、補間で得られた 3 次元物体を再構成する (Fig.4-V)。

ここで、あらかじめ入力された N 個の関数値から全体的な関数値の分布を求める場合の RBF 補間の一般式は通常、式(3)として表わされる。式(3)において \mathbf{p} は予め与えられた N 個のサンプル点の 3 次元座標 (x,y,z) 、 $f(\mathbf{q})$ は任意の点の座標 \mathbf{q} における関数値である。また、 $\|\cdot\|$ は各点の間のユークリッド距離、 ϕ は距離を指数とする基底関数であり式(4)で表わされ、 λ は基底関数に対する重みである。また式(3)の 2 項目以降はスムージング効果を持つ 1 次式であり、 $c_1 \sim c_4$ は係数である。なお、この式を用いた補間を行う際には未知数 λ および $c_1 \sim c_4$ を求める必要があり、予め与えられた N 個のサンプル点を用いた式(5)の連立方程式を解いて未知

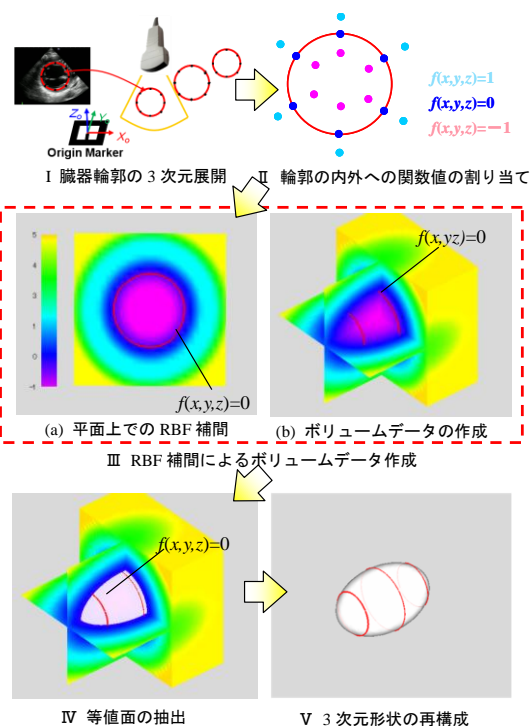


Fig.4 Reconstruction process of internal organ

係数を算出する。その後、可視化対象となる臓器を内包する空間の 3 次元座標を逐次、式(3)に代入することでボリュームデータを作成する。さらに表面形状の抽出には、ボリュームデータからの等値面の抽出に多く用いられている Marching Cubes 法[11]を使用し、対象物体の表面形状を三角形の集合体として近似した。

$$f(\mathbf{q}) = \sum_{i=1}^N \phi(\|\mathbf{q} - \mathbf{p}_i\|) + c_1 + c_2x + c_3y + c_4z \quad (3)$$

$$\phi(\|\mathbf{q} - \mathbf{p}_i\|) = \lambda_i \|\mathbf{q} - \mathbf{p}_i\| \quad (4)$$

$$\begin{pmatrix} 0 & \|\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_1\| & \dots & \|\mathbf{p}_N - \mathbf{p}_1\| & 1 & x_1 & y_1 & z_1 & \lambda_1 \\ \|\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_2\| & 0 & \dots & \|\mathbf{p}_N - \mathbf{p}_2\| & 1 & x_2 & y_2 & z_2 & \lambda_2 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots & \vdots \\ \|\mathbf{p}_1 - \mathbf{p}_N\| & \|\mathbf{p}_2 - \mathbf{p}_N\| & \dots & 0 & 1 & x_N & y_N & z_N & \lambda_N \\ 1 & 1 & \dots & 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & c_1 \\ x_1 & x_2 & \dots & x_N & 0 & 0 & 0 & 0 & c_2 \\ y_1 & y_2 & \dots & y_N & 0 & 0 & 0 & 0 & c_3 \\ z_1 & z_2 & \dots & z_N & 0 & 0 & 0 & 0 & c_4 \end{pmatrix} \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} f_1 \\ f_2 \\ \vdots \\ f_N \\ 0 \\ 0 \\ 0 \\ 0 \end{pmatrix} \quad (5)$$

4. システム評価実験

4.1. 肝臓の形状の可視化

システムの評価実験として肝臓の 3 次元形状を再構成した。輪郭の取得では Fig.5(a) に示す肝臓に対して超音波断層面が y 軸と平行になるように撮像を行い (y 軸正方向は頭側方向)、肝臓の輪郭上の点を一点一点マウスでトレースした。この操作を x 軸方向にほぼ等間隔になるように、I ~ IV まで 4 回繰り返した。4 個の輪郭を用いて肝臓を 3 次元再構成した結果を Fig.5(b) に示す。図より、4 個の輪郭のみで肝臓の形状が再構成されていることが確認できる。また、再構成した肝臓をカメラ画像中の患者体表に重畳した結果、その形状や位置は実際の解剖学的な情報と概ね一致すると超音波検査士の評価を得た。さらに、撮像時の断層面の位置を表す CG (以下、仮想断面) を呈示することで、それぞれの相対関係を可視化でき、撮像手技の客観性を向上させることが可能になるものと考えられる。

そこで、臓器の位置や形状の可視化による断層像取

得効率への効果を評価するため、超音波検査の経験の乏しい 10 名の操作者による肝臓の肝外門脈の断層像の撮像実験を以下の条件で 5 名ずつ行った。なお、断層像の評価は超音波検査士により行った。

- ① 目標とする断層像のみを呈示。
- ② 再構成した肝臓と仮想断面をカメラ画像上の患者体表とフル CG の環境に呈示。

断層像の取得に要した時間を Fig.6 に示す。図より、本インターフェースを用いてプローブ操作の補助を行うことで、基準断面取得時間の削減に成功した。また、5 分間で所望の断層像を取得できない場合をリタイヤと設定したところ、CG を呈示しなかった場合に 3 名がリタイヤとなった。そして、3 名の操作者に CG を呈示して再度、撮像実験を行った。その結果、それぞれ 20 秒・79 秒・135 秒で断層像を取得できた。従って、臓器や仮想断面などの 3 次元情報の可視化は、非熟練者の解剖学的知識や断層像とのレジストレーションの補助手段として有意義であることが確認でき、撮像や教育の支援になると考えられる。

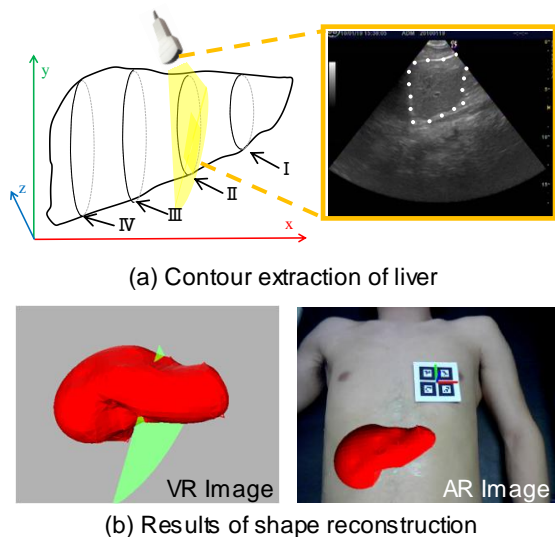


Fig.5 Reconstruction of the shape of liver

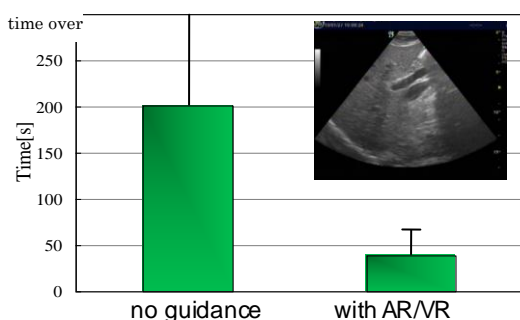


Fig.6 Results of shape reconstruction of the liver

4.2. 左心室の形状の可視化

左心室の輪郭を用いた形状の再構成実験を行った。まず、拍動する左心室の 3 次元形状を再構成する場合、手動での輪郭取得が困難であるため、画像処理によって左心室の輪郭をリアルタイムに認識・抽出するシステム[6]を用いた。本手法では、Fig.7(a)に示す左心室の短軸断面から輪郭を抽出する。まず、単純な閾値を用いた 2 値化処理のみでは、体表面からの深さ方向に対する超音波の減衰特性が一樣でないため、左心室壁を抽出するのが困難である。そこで、以下の方法で左心

室の形状を認識する。まず、(b)のように 7×7 [pixel] 平滑化フィルタを施し、プローブ先端から距離方向 60 [mm] の地点を極座標原点とする。さらに、(c)のように原点から半径方向の外に向かう半直線を $1[\text{deg}]$ ずつ偏角 θ を変化させ、線上の輝度分布から輝度の最大値を抽出することで心室壁の輪郭点を取得した。最後に、抽出された輪郭点から最小 2 乗法を用いて(d)に示す様に左心室の形状を楕円に近似した。

続いて、常時運動する左心室から同時相の輪郭のみを用いて形状の再構成を行うため、心電図波形の解析による時相の認識を行った。本研究では Fig.8 に示す様に、1 心拍ごとに最も特徴的な波形として現れる R 波のピークを検出することで心周期(R-R 間隔)を認識し、その区間を 10 分割することで輪郭の抽出結果を各時相に分配した。さらに、左心室は 1 心拍中のどのタイミングにおいても 1 周期後にはほぼ同様の形状になると仮定し、様々な位置・姿勢で取得した断層像に対してこの処理を適用することで各時相における輪郭の空間分布を取得した。

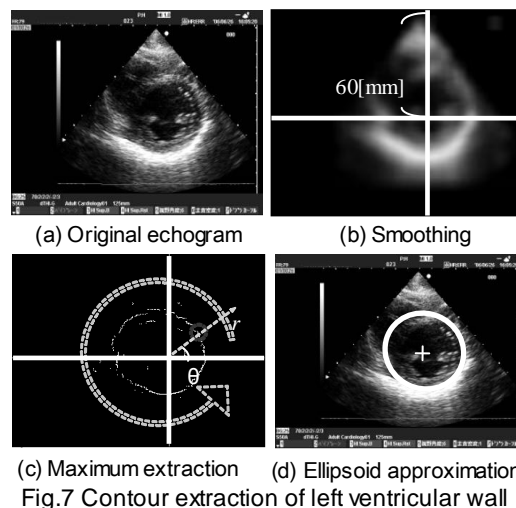


Fig.7 Contour extraction of left ventricular wall

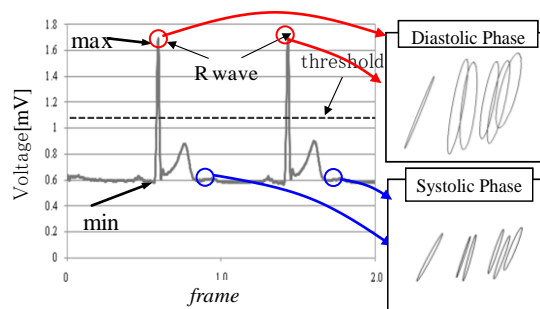
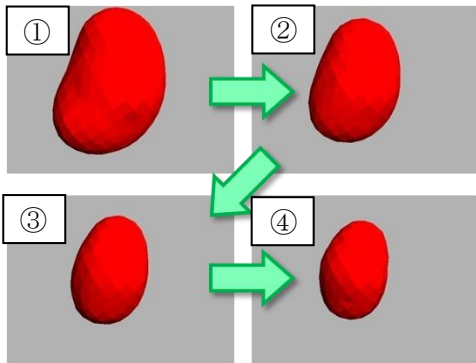


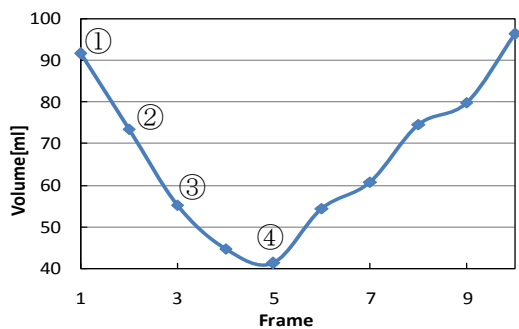
Fig.8 Electrocardiogram synchronization

本実験ではまず 20 代健康者を被験者とし、4 箇所から撮像した超音波断層像から左心室の輪郭を時相毎に抽出し、3 次元形状を再構成した。Fig.9(a)より、各時相における左心室の形状が CG で再現され、収縮の様子が視覚的に確認できる。さらに、(b)より体積の経時変化を定量的に計測できることが確認できた。また左心室のポンプ機能の指標として、最大体積 V_{max} と最小体積 V_{min} を用いた式(6)で定義されている駆出率 (EF: Ejection Fraction) の値も 57.8 [%] であり、診断装置に搭載されている Modified Simpson 法での計測を超音波検査士が行った場合の EF の値 56.1 [%] とほぼ同様の結果を得られ、本システムにより適切に体積変化を再現できていることが確認できた。

$$EF [\%] = \frac{V_{\max} - V_{\min}}{V_{\max}} \quad (6)$$



(a) Reconstructed shape of left ventricle in each phase



(b) Volume-Frame curve produced by our system

Fig.9 Results of shape reconstruction of the left ventricle

続いて、10 箇所撮像結果から輪郭を取得し、より詳細な左心室の 3 形状の再構成を行い、算出された体積をもとに拡張・収縮末期時の形状を可視化した。Fig.10 より、輪郭数の増加に伴い再構成される形状が実際の左心室の形状に近くなることが確認できた。また、収縮末期及び拡張末期における形状を重ねて表示することで、各時相における体積比を直感的に把握できることが確認できた。

ただし、本システムで抽出される左心室の輪郭形状は楕円に近似されているため、正確な形状を把握しているとはいえない、そのため疾患心などの形状可視化を行う際には、より正確な輪郭抽出手法が必要になることが考えられる。しかし、本システムを用いることで拍動する心臓の様子を可視化できるため、3 次元動的な動態解析にも利用できる可能性が今後期待できる。また、CAVE などの装置を使用することで、複数の医師が立体的な視覚情報を共有しながら拍動の様子を確認し、診断を行える可能性もある。

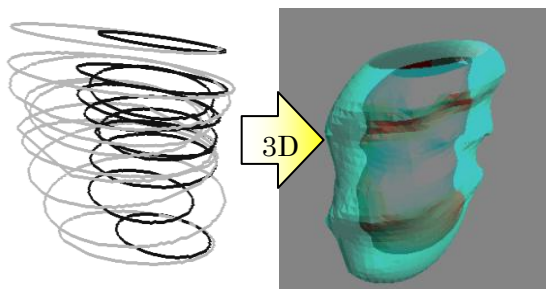


Fig.10 Reconstructed shape of the left ventricle

5.まとめ

本研究では任意の位置・角度で取得した断層像から抽出した臓器の輪郭の 3 次元分布に対して RBF 補間と Marching Cubes 法による面抽出を行うことで、その 3 次元形状の再構成を可能にした。この手法を肝臓の形状に適用した結果、僅かな輪郭数で再構成可能ことが示唆された。また、これを AR 技術や VR 技術によって撮像経験の乏しい検査者に呈示した結果、撮像補助になることが確認された。さらに、本システムと左心室形状抽出プログラムを併用し、心電図同期を行うことで各時相における左心室の形状を再構成した。その結果、左心室の収縮・拡張運動を再現できた。今後は左心室の内膜認識精度を向上させることにより動態解析も可能になるものと考えられる。さらに、検査者が取得した様々な情報を CAVE などの没入型の可視化装置で表示することにより、多人数での 3 次元情報の共有が可能になり、研修医への教育支援や、実際の臨床診断支援への貢献が期待できると考えられる。

参考文献

- [1]M. Bajura, H. Fuchs, and R. Ohbuchi: "Merging Virtual Objects with the Real World: Seeing Ultrasound Imagery within the Patient." Computer Graphics, Vol.26, No.2, pp 203-210, 1992
- [2]M. Rosenthal, A. State, J. Lee, G. Hirota, J. Ackerman, E. D. P. K. Keller, M. Jirutek, K. Muller, H. Fuchs: "Augmented Reality Guidance for Needle Biopsies: An Initial Randomized, Controlled Trial in Phantoms", Medical Image Analysis, Vol.6, No.3, pp.313-320, 2002
- [3]高橋修一,内山明彦,鈴木直樹:「術野内外の 3 次元構造と位置関係が観察可能な肝切除支援システム」,電子情報通信学会論文誌, J83-D-II ,6, 1548-1555, 2000
- [4]Graham M. Treece¹, Richard W. Prager¹, Andrew H. Gee¹ and Laurence Berman, "Fast surface and volume estimation from non-parallel cross-sections, for freehand three-dimensional ultrasound", Medical Image Analysis, Vol.3, No.2, pp 141-173, 1999
- [5]J.C. Carr, R.K. Beatson, J.B. Cherrie, T.J. Mitchell, W.R. Fright, B.C. McCallum and T.R. Evans: "Reconstruction and Representation of 3D Objects with Radial Basis Functions", ACM SIGGRAPH 2001, pp67-76, 2001
- [6]酒井太郎,吉永崇,今井崇雄,榊田晃司:「動画像からの左心室壁形状抽出による超音波画像取得補助システムの開発」,電気学会論文誌 C, Vol.129, No.12 .pp. 2180-2188, 2009
- [7]加藤博一:「拡張現実感システム構築ツール ARToolKit の開発」,電電子情報通信学会技術研究報告 PRMU, Vol.101, No.652, pp.79-86, 2002
- [8]吉永崇,堀口智洋,宮崎航,榊田晃司:「在宅における遠隔超音波診断のための 3 次元空間共有 AR インターフェースの開発」,日本バーチャルリアリティ学会論文誌, Vol.14, No.3, pp.413-420, 2009
- [9]水戸博之,山澤一誠,横矢直和:「複合現実感技術に基づく視覚情報提示による飛行船操縦支援システム」,電子情報通信学会技術研究報告 PRMU, Vol.108, No.432, pp.163-168, 2009
- [10]Terry S. Yoo, Bryan Morse, K. R. Subramanian, Penny Rheingans, Michael J. Ackerman: "Anatomic Modeling from Unstructured Samples Using Variational Implicit Surfaces", Studies in Health Technology and Informatics, Vol.81, pp.594-600, 2001
- [11]William E. Lorensen, Harvey E. Cline: "Marching cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm", Computer Graphics, Vol.21, No.4, pp.163-169, 1992