

【大会論文 29-08】

CT 画像による疑似心エコー表示を用いた経食道エコー診察支援システムの開発

高橋弘毅⁺ 加藤徹⁺ 関村匠斗⁺ 土井章男⁺ 朴澤麻衣子⁺⁺ 森野禎浩⁺⁺⁺岩手県立大学 ⁺⁺岩手医科大学

アブストラクト

狭心症や心筋梗塞などの心臓疾患を特定する方法として、経食道心エコー検査や SPECT 画像による診断が挙げられる。経食道心エコー検査は、エコー画像のみを参照しながら医師が手でプローブの深さ、扇状の超音波照射角度を感覚的に調整して行う。しかし、エコー画像のみでは、心臓の3次元的な位置把握が困難である。そこで、心臓 CT 画像とエコー画像を併用し、相互情報量を評価尺度とした「自動位置合わせ機能」や「対話的な位置合わせ機能」を実現する。

1. はじめに

経食道心エコー画像は画質が低く、部位の位置や形状を正確に捉えることが困難である。CT 画像から擬似的な心エコー画像を作成し、心エコー画像と CT 画像の対比を行うことで、より正確な診察を可能にする。

2. 経食道心エコーとは

プローブを経食道へ挿入し、プローブ先端部からの超音波エコーによって画像を生成する。プローブ操作は、前後屈ノブ及び側屈ノブによる回転、チューブの時計方向・反時計方向の回転、及び挿入の深さによって前進、後退を行う。

3. 経食道心エコー診察支援システム

本研究で作成した経食道エコー診察支援システム(以下、本システム)は、以下の機能を有する。また、現状のユーザインタフェースを図 1 に示す。

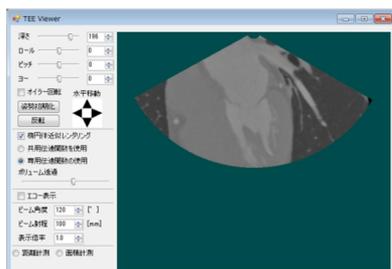


図 1 ユーザインタフェース

3. 1 心エコー画像を模した CT 断面の表示

心エコー画像は、プローブ位置を中心とした扇形の画像である。本システムはこれを模倣し、仮想プローブ位置から指定した範囲、角度の CT 断面を生成する。これにより心エコー画像との対応付けが容易となる。

3. 2 ボリュームレンダリング表示上へのエコー表

示個所の提示

現在ビームシミュレーションにより表示している領域を、ボリュームレンダリング表示と同じ三次元空間に表示する(図 2)。この機能により、本システムを実際の心エコー検査と同時に使用することで、医師が操作中のプローブの現在位置を三次元的に正確に把握することが可能となる。ただし、ボリュームレンダリングの状態やプローブ位置によって、疑似エコー画像が読み取りづらくなる場合がある。そのためボリュームレンダリングの透明度を医師が任意で設定できるようになっている。

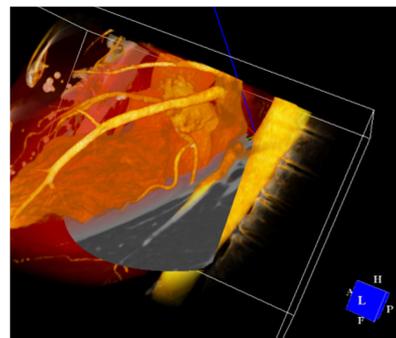


図 2 VR とエコーの同時表示

3. 3 計測

現在表示中の部位に対し、mm 単位での距離計測が可能である。また、距離計測の際の始点、終点はボリュームレンダリング画像上にも表示され、三次元空間上の線分として見ることができる(図 3)。

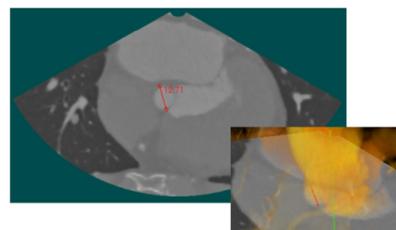


図 3 計測結果の 3 次元表示

3. 4 心エコー画像風表示用の画像フィルタ

同じ部位を表示しても、心エコー画像と CT 画像は全く異なって見える。CT 画像に対してフィルタ処理を行い心エコー画像に近づけることにより、心エコー画像と CT 画像の対比を容易にできる。この画像フィルタの構造を次に示す。まず、二次元画像上に生成された疑似エコー画像における、ビームの始点となる画素の位置を k 、任意の画素の位置を (x, y) 、そ

の画素の輝度値を $c(x, y)$ とする。次に、 k 及び (x, y) の距離を l とする。即ち、

$$l = \sqrt{(x_k - x_c)^2 + (y_k - y_c)^2}$$

この l を用いて、サンプリング範囲 n を算出する。 n は l に比例する。従ってビーム中心から遠い画素ほど広範囲なサンプリングを行うことになる。

$$n = \begin{cases} \left\lfloor 10 \frac{l}{w} \right\rfloor^2 & \left\lfloor 10 \frac{l}{w} \right\rfloor \% 2 = 1 \\ 3 & \left\lfloor 10 \frac{l}{w} \right\rfloor < 3 \\ \left\lfloor 10 \frac{l}{w} \right\rfloor^2 + 1 & \left\lfloor 10 \frac{l}{w} \right\rfloor \% 2 = 0 \end{cases}$$

ただし、 $l < w$

w は疑似エコー画像の幅で、単位はピクセルである。さらに、このフィルタのサンプリング間隔 s を算出する。

$$s = \begin{cases} \left\lfloor \frac{n}{r} \right\rfloor & \frac{n}{r} \geq 1 \\ 1 & \frac{n}{r} < 1 \end{cases}$$

ただし r は定数

s が 1 に近づくほど滑らかな画像が得られる。最後に、

$P = \frac{n-1}{2s}$ と置くと、フィルタ適用後の画素 c' は、

$$c'(x, y) = \frac{\sum_{i=-P}^P \sum_{j=-P}^P c(x + si, y + sj)}{(2P + 1)^2}$$

これは x, y 各方向の範囲が $[-Ps; Ps]$ となる、サンプリング間隔 s の平滑化フィルタである(図 4)。サンプリング間隔を変更した時の結果の差異を(図 5)(図 6)に示す。このフィルタにより、実際のエコー画像(図 7)のようにプローブ位置から遠い方向へ輝度が伸びる状態を再現できる。

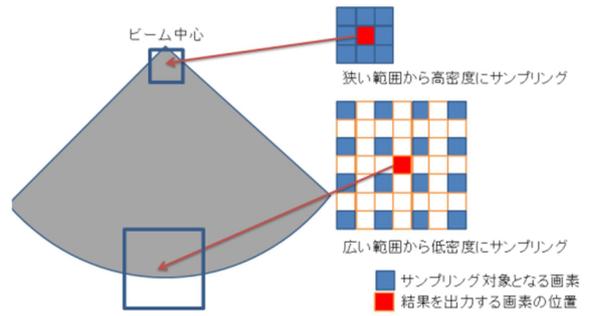


図 4 心エコー風画像表示用画像フィルタの概要

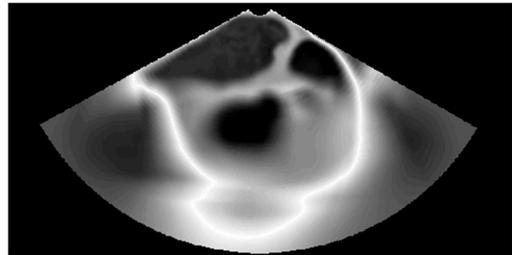


図 5 高密度のサンプリングを行った場合

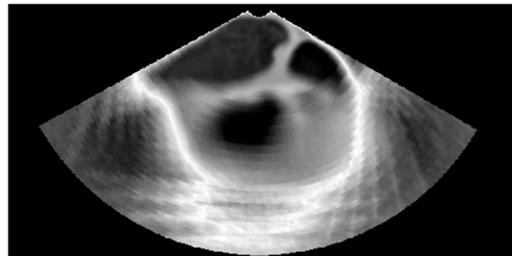


図 6 低密度のサンプリングを行った場合



図 7 実際のエコー画像

4. 疑似プローブの操作

4. 1 位置指定

プローブの操作は深さ方向の移動、CT スライス上の移動、ビーム照射方向の回転がある。経食道エコー検査は本来、経食道へプローブを挿入して行うため、深さ方向の移動だけが唯一のパラメータであるが、CT 画像から経食道を認識するのは困難なため、疑似プローブを CT 画像内の経食道に沿って移動さ

せることができない。代案として、CT 画像のスライス方向の移動を深さとし、プローブが存在するスライス上で微調整のために平行移動を行えるようにした。ただし、疑似プローブの初期位置の設定のみ、CT 画像から大静脈を検出し、その情報から自動的に算出している。

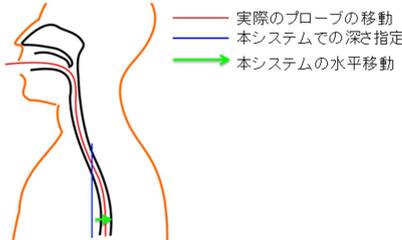


図 8 プローブの移動経路

4. 2 回転

本システムでは、疑似プローブの回転方式として、XYZ のオイラー角回転と、疑似心エコー画像のローカル座標回転を実装している。実際の診察は回転を目分量で指定する感覚的な作業であるため、現在位置からの回転が直感的に行えることを重視したローカル座標回転が望ましい。一方で学術研究を想定したときには、計算が容易なオイラー角回転に切り替えることも可能である。

オイラー角回転時には、下記の方法で算出した回転行列 R を疑似プローブの初期状態に適用する。

$$R_x(\theta) = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \theta & -\sin \theta \\ 0 & \sin \theta & \cos \theta \end{pmatrix}$$

$$R_y(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & 0 & \sin \theta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \theta & 0 & \cos \theta \end{pmatrix}$$

$$R_z(\theta) = \begin{pmatrix} \cos \theta & -\sin \theta & 0 \\ \sin \theta & \cos \theta & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R = R_x R_y R_z$$

相対回転の場合には以下の計算を行う。ここで、 n は長さ 1 の回転軸、 R は軸 n を θ だけ回転するロドリゲスの回転公式である。

$$n = (n_1, n_2, n_3)$$

$$R(n) = \begin{pmatrix} \cos \theta + n_1^2(1 - \cos \theta) & n_1 n_2(1 - \cos \theta) - n_3 \sin \theta & n_1 n_3(1 - \cos \theta) + n_2 \sin \theta \\ n_2 n_1(1 - \cos \theta) + n_3 \sin \theta & \cos \theta + n_2^2(1 - \cos \theta) & n_2 n_3(1 - \cos \theta) - n_1 \sin \theta \\ n_3 n_1(1 - \cos \theta) - n_2 \sin \theta & n_3 n_2(1 - \cos \theta) + n_1 \sin \theta & \cos \theta + n_3^2(1 - \cos \theta) \end{pmatrix}$$

現在の回転軸をそれぞれ x_a, y_a, z_a (ただし、 $x_a \perp y_a \perp z_a$ かつ $x_a \neq y_a \neq z_a$) とした時、 x_a 軸に対する回転を行った時の新たな回転軸 x'_a, y'_a, z'_a は、

$$\begin{aligned} x'_a &= x_a \\ y'_a &= R(x_a)y_a \\ z'_a &= R(x_a)z_a \end{aligned}$$

5. 評価

ビーム範囲とボリュームレンダリングの同時表示や、距離計測機能は既存の経食道エコー装置にない機能であり、医師から高い評価を得ている。またユーザインタフェースは実際のプローブの操作と全く異なるが、それによる操作性の著しい低下は指摘されていない。一方で心エコー風画像フィルタに関しては忠実な再現ができておらず、さらなる改良が必要である。

6. おわりに

本研究では、経食道心エコーによる診察の品質向上を目的に、CT 画像から疑似経食道心エコー画像を作成した。医師からは高い評価が得られ、本システムの有用性が確認できた。ただし CT 画像のエコー画像風表示や、より直感的なインタフェースの実装などに関しては改善の余地がある。

7. 謝辞

本研究は本研究では、JSPS 科研費 26350541 (基盤 C) 「テイラーメイド医療に向けた術前・術中支援システムに関する基礎的研究」、公益財団法人 JKA の研究支援を得ています。

参考文献

- [1] S. Sekimura, A. Doi, K. Kato, M. Hozawa, Y. Morino, "An Extraction Method of Coronary Artery and Left Ventricle from Heart CT Images based on Hough Transformation and Region Growing", <<http://advancedvislab.com/wp/wp-content/uploads/170929-KICCS2017.pdf>>, The Twelfth 2017 International Conference on Knowledge, Information and Creativity Support Systems (KICCS 2017), 2017/11, Nagoya.
- [2] 石塚尚子, 芦原京美, 経食道心エコー図法 撮り方と診断 Atlas Series 超音波編 ベクトル・コア 2012/03
- [3] 岡本 浩嗣, 外 須美夫 経食道心エコー撮り方, 診かたの基本とコツ 羊土社 2011/6/1