

時系列 MR 画像からの肺野領域抽出システムの試作

3U-3

松下孝太郎* 影井清一郎* 後藤敏行* 岩澤多恵**
 *横浜国立大学 **神奈川県立循環器呼吸器病気センター

1. はじめに

MRI による胸部の時系列画像を撮像する場合、高速撮像による画像の不鮮明さに加えて、心拍動によるアーチファクトが問題となる。これらの問題を回避するため、筆者らは複数形状参照型弾性輪郭モデルを用いて、時系列 MR 画像から肺野領域を抽出する方法を提案してきた[1]。しかし、医師が臨床現場で使用できるシステムの構築が検討課題であった。

本研究では、複数形状参照型弾性輪郭モデルにより肺野輪郭を抽出するシステムを試作した。また、本システムにより時系列 MR 画像より肺野領域を抽出し良好な結果を得たので報告する。

2. システム

2.1 システムの概要

本システムの概要を図 1 に示す。本システムは複数形状参照型弾性輪郭モデルのアルゴリズムによって構築されている。また、抽出した輪郭を医師の

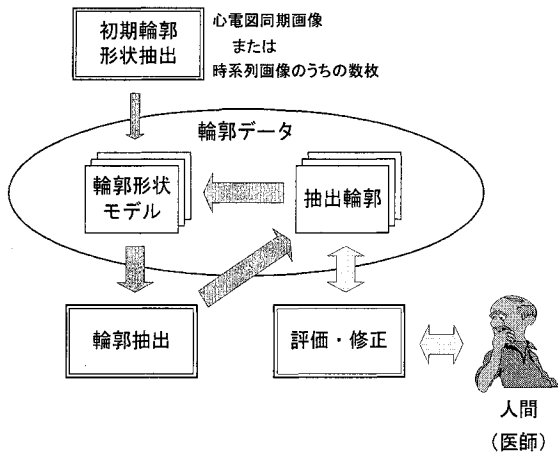


図 1 システム概要

所見に応じて修正するだけでなく、抽出した輪郭をさらにモデルに追加することにより精度良く輪郭再抽出を行うことができる。

2.2 初期輪郭形状の抽出

はじめに、心電図同期画像あるいは時系列画像から数枚を選んで初期輪郭形状を抽出する。心電図同期画像から初期輪郭形状を抽出するときは、画像が比較的鮮明であることから、肺尖部、横隔膜と胸部の交差部及び横隔膜と縦隔の交差部を画像上で指定し固定点としてその位置に拘束し、従来法[2]によって抽出する。時系列画像から初期輪郭形状を抽出するときは、画像がアーチファクト等により不鮮明であることから、トレースによって抽出する。なお、Snakes のエネルギー[2]が最小になるように制御点を再配置する。

2.3 輪郭抽出

抽出されて順序付けられた n 個の初期輪郭形状を $m^{(k)}(s)$, ($k=1,2,\dots,n$) とする。 k 番目と $k+1$ 番目の初期輪郭形状を線形補間し、その中間の輪郭形状 $m^{(k)}(\lambda, s)$, ($-\infty < \lambda < \infty$) を(1)式により生成する。

$$m^{(k)}(\lambda, s) = \lambda m^{(k)}(s) + (1 - \lambda) m^{(k+1)}(s) \quad (1)$$

ここで、 $m^{(k)}(\lambda, s)$ を輪郭形状モデルとする。

次に、時系列画像から(2)式で定義されるエネルギーを最小にする輪郭 $v^{(k)}(s)$ を求める。

$$E^{(k)}_{snakes}(\lambda, v(s)) = \int \{ E^{(k)}_{int}(\lambda, v(s)) + w_{image}(s) E^{(k)}_{image}(\lambda, v(s)) \} ds \quad (2)$$

ここで、 $E^{(k)}_{int}(\lambda, v(s))$ は、輪郭形状モデル $m^{(k)}(\lambda, s)$ を適用したときの形状エネルギーで、(3)式によって定義される。

$$E^{(k)}_{int}(\lambda, v(s)) = \frac{1}{2} \{ \alpha(s) | v_s(s) - m^{(k)}_s(\lambda, s) |^2 + \beta(s) | v_{ss}(s) - m^{(k)}_{ss}(\lambda, s) |^2 \} \quad (3)$$

Lung Region Extraction System for MR Image Sequence.
 Kotaro Matsushita*, Sei-ichiro Kagei*, Toshiyuki Gotoh*, Tae Iwasawa**
 *Yokohama National University
 **Kanagawa Cardiovascular & Respiratory Center

ただし, $v_s = dv/ds$, $v_{ss} = d^2v/ds^2$, $m_s = dm/ds$, $m_{ss} = d^2m/ds^2$. また, $\alpha(s)$, $\beta(s)$ および $w_{image}(s)$ は輪郭上の点 $v(s)$ における重み係数である. 一方, E_{image} は最近傍エッジからの距離に比例した画像エネルギーであり, 本研究ではユークリッド距離変換画像[3]を用いた.

これら $v^{(k)}(s)$, ($k=1,2,\dots,n-1$) の中から最も小さいエネルギーを与える輪郭を抽出結果とする.

2.4 評価・修正

抽出された輪郭を, 医師が所見に応じてマウスで修正する. さらに, 抽出結果が不十分な場合, 抽出結果を修正した輪郭を初期輪郭形状に加え, 輪郭形状モデルを増やし再抽出を行う. 輪郭修正の画面例を図2に示す.

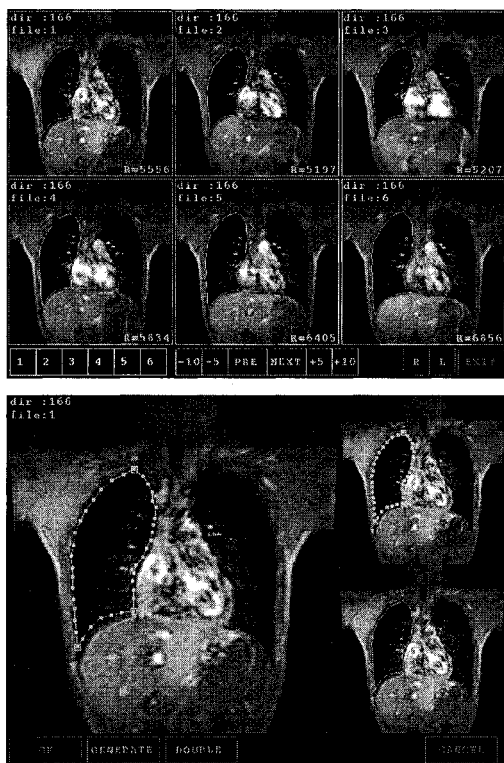


図2 輪郭修正画面

3. 実験結果

実験に使用した MR 画像は, 肺気腫患の深呼吸画像である. スライス厚 10mm, FOV45cm×45cm, 画像サイズ 256×256pixel, 1 画素あたり 12bit の階

調をもつ濃淡画像である. 原画像, 輪郭抽出システムによる抽出結果, 医師による修正結果を, それぞれ図3から図5に示す.

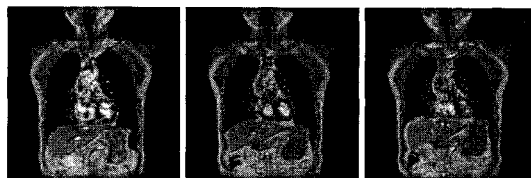


図3 原画像

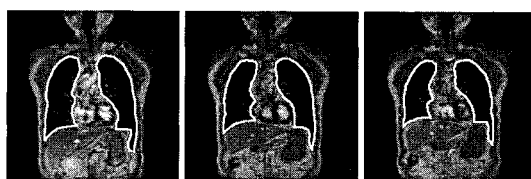


図4 輪郭抽出結果

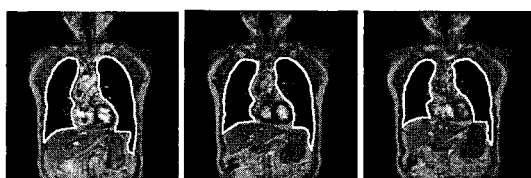


図5 輪郭修正結果

4. まとめ

本研究では, 複数形状参照型弾性輪郭モデルにより, 時系列 MR 画像より肺野領域を抽出するシステム及び実験結果について述べた.

本システムを複数の時系列 MR 画像に適用した結果, 良好な結果を得ることができ, 本システムの有効性を確認することができた.

参考文献

- [1]松下孝太郎, 他, “心電図同期画像をモデルとする時系列 MR 画像からの肺野領域抽出”, 信学論 (D-II), vol.J84-D-II, no.8, pp.1925-1928, 2001.
- [2]M.Kass, et al., “Snakes:Active Contour Models”, International Journal of Computer Vision, vol.1, no.4, pp.321-331, 1988.
- [3]上田修功, 他, “弾性輪郭モデルとエネルギー最小化原理による輪郭追跡手法”, 信学論 (D-II), vol.J75-D-II, no.1, pp.111-120, 1992.