

MR 心脏序列图像左心室内外壁联合分割和 时序追踪新方法

秦 安 冯前进 陈武凡

(南方医科大学生物医学工程学院, 广州 510515)

摘 要 MR 心脏图像左心室内外壁的自动分割是计算机辅助心功能诊断的前提。本文提出了一种 MR 心脏图像的左心室内外壁的联合分割和时序追踪的新方法。首先用改进几何动态轮廓线算法分割一帧 3 维 MR 图像中的左心室内壁, 然后通过时序追踪得到同一层面各帧的内壁轮廓。分割外壁时, 以内壁为初始轮廓, 设计一种由距离和区域灰度均值约束的区域膨胀力, 分割心室的外壁。在临床实际心电图门控动态 4D 心脏 MRI 序列图像上的实验结果表明, 算法分割左心室的内外壁的结果和专家手动分割结果很接近; 并且根据心室内外壁分割结果建立的左心室 3 维模型, 可以计算出几种重要的临床心功能指标。

关键词 几何动态轮廓线 图像分割 水平集 心脏磁共振成像

中图法分类号: TN391 R445 文献标识码: A 文章编号: 1006-8961(2008)01-0080-09

A New Associated Scheme for Segmentation and Tracking of Endocardium and Epicardium from MR Cardiac Image Sequences

QIN An, FENG Qian-jin, CHEN Wu-fan

(School of Biomedical Engineering, Southern Medical University, Guangzhou 510515)

Abstract Segmentation of endocardium and epicardium from MR cardiac image sequences is the most important prerequisite for computer aided cardiac function analysis. This paper proposes a new associated scheme for segmentation of endocardium and epicardium from MR cardiac image sequences. Firstly, segment the endocardium improved GACM, then propagate the segmented contour to other time frames. Secondly, using the segmented endocardium as the initialization contour, the curve is evolved with ad hoc designed regional balloon force controlled by the local mean gray level and the distance from endocardium to get epicardium. Experimental results on clinical ECG gated 4-D cardiac MR images are very close to the outlines medical experts manually. Left ventricle surface model can be reconstructed based on the segmentation results and some important clinical cardiac indices can be calculated.

Keywords geometric active contour model, image segmentation, level set, cardiac MR

1 引 言

心血管疾病是现代社会的头号健康杀手, 早期无创诊断和准确预后评估对心血管疾病具有重

要意义。针对心脏的医学成像设备包括超声、核医学 (PET/SPECT)、CT 和 MR。随着 MR (magnetic resonance) 技术的发展和成像速度的提高, 它在任意成像平面和软组织分辨率上具有的优势使其成为心脏疾病检查的金标准。心脏是跳动的器官, 简单的

基金项目: 国家重点基础研究发展计划 973 项目 (2003CB716104); 广东省科技计划资助项目 (2003B30605)

收稿日期: 2006-07-03 改回日期: 2006-08-14

第一作者简介: 秦安 (1978~), 男。南方医科大学生物医学工程学院生物医学工程专业在读博士研究生。研究领域为图像分割和医学图像分析。E-mail: qiananfre@gmail.com

静态成像不能观察其功能。心血管 MR 成像一般采用心电图门控 (ECG gating) 和快速成像序列技术采集一个心动周期内多个相位的多层图像,如图 1 所示,左图是沿心脏长轴的定位像和定位线,右图是其中一个时间相位沿定位线切割的心脏短轴图像序列。一个病人一次检查的图像数量在 250 ~ 350 张。左心室内外壁的联合分割具有非常重要的意义,因为根据分割结果可以计算很多具有重要意义的心功能参数,如心室舒张末期容量,收缩末期容量,射血分数,心室质量等,如果成像技术和分割结果足够精确,还能通过分析心室壁厚度随时间的动态变化得到局域心肌存活信息。显然依靠临床医生手动勾勒这数百张图像中的心室内壁和外壁的位置是非常费时而没有效率的。因此心室的精确自动分割算法是计算机辅助诊断必不可少的第一步。

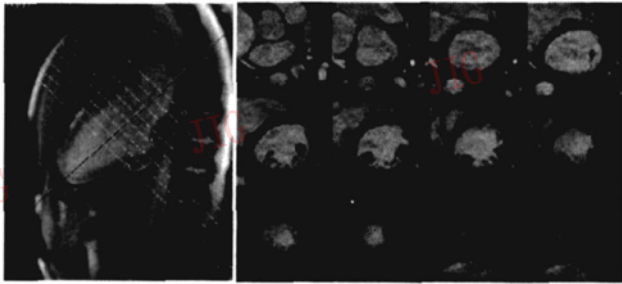


图 1 磁共振心脏成像
Fig. 1 Cardiac MR images

心脏是一个周期运动的器官,复杂的运动方式结合了刚性运动和弹性形变。成像过程中由于时间分辨率有限,呼吸运动和血流冲击带来不可避免的伪影;MRI (magnetic resonance imaging) 快速成像和偏场等设备本身的物理因素也使图像变得模糊和充满弱边界。传统的基于阈值方法,曲线演化方法和数学形态学的方法都很难准确分割心室内外壁。国内外提出了很多针对不同模态的左心室分割算法,从简单的阈值分割技术到边界追踪和区域增长,到基于统计或概率模型^[1],动态轮廓线模型^[2,3],以及基于水平集的方法^[4]。这些方法都在某些方面针对医学图像的特点提出了一些改进,但都没有完全解决医学图像弱边界的准确鲁棒分割的问题。

针对 MR 心脏序列图像的特点,本文提出了一种基于水平集框架心室内外壁联合分割和边界追踪新方法。在传统几何动态轮廓线中引入了广义模糊梯度矢量流,增强了算法对医学图像弱边界的检测

能力;引入包含先验知识的训练集保证了算法的收敛性和鲁棒性。

2 改进几何动态轮廓线模型

2.1 传统的几何动态轮廓线模型

动态轮廓线模型 (active contour model, ACM) 通过定义曲线的外部能量和内部能量,几何动态轮廓线模型^[5] (geometric active contour model, GACM) 能量函数为

$$\arg \min_{C(p)} \int g(|\nabla I(C(p))|) |C'(p)| dp \quad (1)$$

其中, g 是梯度图像的函数 (通常 $g = 1/(1 + |\nabla(G_\sigma(x,y) * I(x,y))|^2)$, δ 根据图像的噪声程度确定), 通过欧拉-拉格朗日方法,可以得到下面的曲线演化方程:

$$\frac{\partial C(t)}{\partial t} = gkN - (\nabla g \cdot N)N \quad (2)$$

其中, k 是曲线的曲率, N 是内向法矢。式(2)中的第一项 gkN 使曲线在目标边界附近停止,同时曲率效应保证曲线在演化过程中的平滑性;第二项 $(\nabla g \cdot N)N$ 用来把曲线吸引到真正的边界附近,克服曲率的平滑效应,扩大曲线演化的动态范围。

Osher 等人提出的水平集曲线演化方法^[6],首先构造一个适当的高维函数即水平集函数 $z = \phi(x, y, t)$,使其零水平集 (zero level sets) ($\phi = 0$) 表示初始曲线 $C_0(p)$,如图 2 中所示,曲面是高维的水平集函数,平面是零水平面,通过高维水平集函数的演化,使其包含的零水平面和高维函数相交形成的曲线演化。

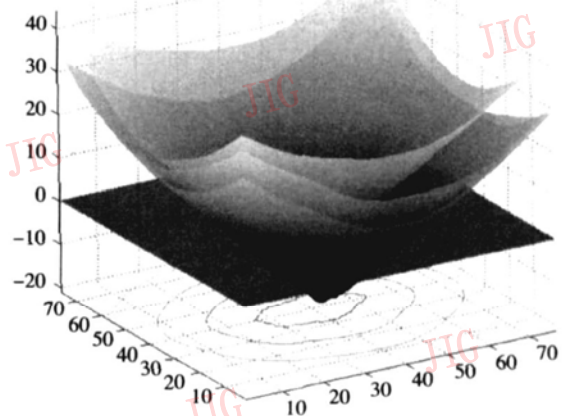


图 2 水平集和曲线演化
Fig. 2 Level set and curve evolve

通过计算水平集函数的微分,用下式演化 $\phi(x, y)$:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = g(c+k) |\nabla \phi| + \nabla g \cdot \nabla \phi \quad (3)$$

方程中 $\nabla \phi$ 表示水平集函数的梯度矢量。数学上可以证明,曲线 $C(p, t)$ 在式(2)约束下演化过程与水平集函数 $z = \phi(x, y, t)$ 在式(3)约束下包含的零水平集曲线的演化过程是等价的。传统几何动态轮廓线的缺点是曲线的动态范围小,分割结果正确与否和曲线的初始化状态有很大关系。

2.2 广义模糊梯度矢量流

由于心脏快速非刚性运动、软组织低对比度和快速成像序列时间分辨率低等原因, MRI 心脏图像边界非常模糊,传统的边缘提取算子很难得到完整准确的边界。通过引入基于广义模糊边缘算子的广义模糊梯度矢量流来引导几何动态轮廓线的曲线演化过程可以很好的解决医学图像模糊目标边缘定位

和经典几何动态轮廓线动态范围小的问题。

文献[7]提出了广义模糊(general fuzzy)概念和广义模糊边缘检测算子 GFO(general fuzzy operator)的构造形式如下:

$$GFO[\mu_l(x)] = \begin{cases} \sqrt{1 - [1 + \mu_l(x)]^2} & -1 \leq \mu_l < 0 \\ [\mu_l(x)]^2 & 0 < \mu_l \leq r \\ \sqrt{1 - \alpha[1 - \mu_l(x)]^2} & r < \mu_l \leq 1 \end{cases} \quad (4)$$

其中, $r(0 < r < 1)$ 为模糊分解点, α 为模糊控制参数, 式中 $\mu_l(x_i)$ 为 I 点的广义模糊隶属度。本文采用正弦变换 $\mu = T(f_{i,j}) = \sin \{ [1 - (f_{max} - f_{i,j})/D] \times \pi/2 \}$, 其中 $D < (f_{max} - f_{min})/2$ 。经 GFO 算子处理后得到 MR 心脏图像边缘效果见图 3。第 1 行是原始心脏 MR 图像, 第 2 行是经典 Canny 算子检测结果, 第 3 行是 GFO 算子检测结果, 因此可以看出 GFO 边缘检测算子对噪声不敏感, 提取的边缘连续而清晰。

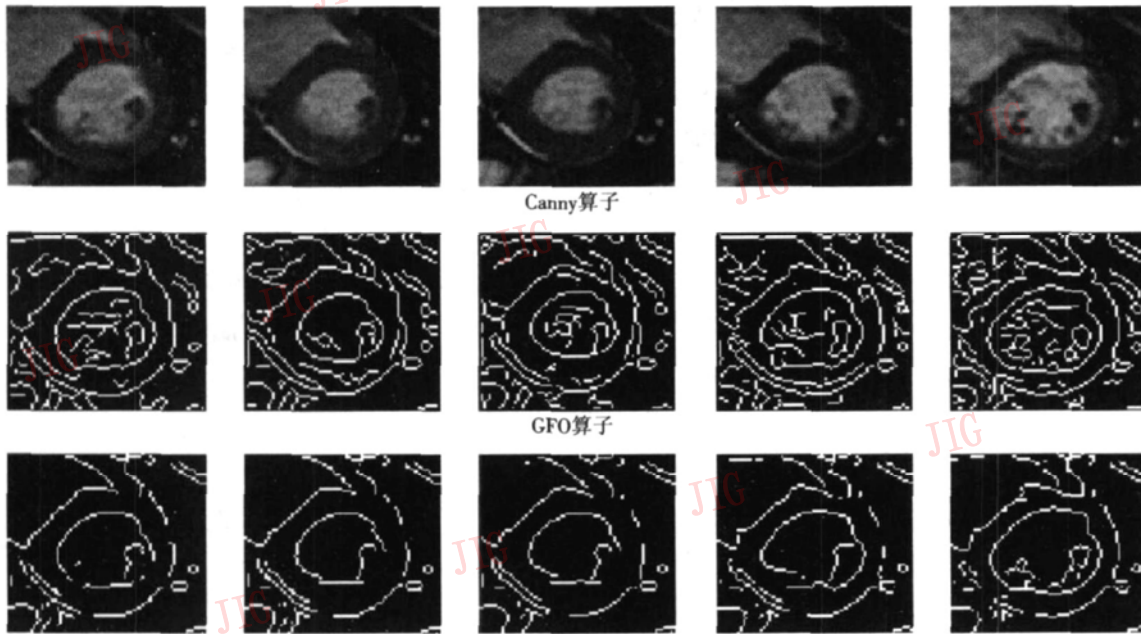


图 3 GFO 算子和经典 Canny 算子边缘检测效果对比

Fig.3 Visual comparison of GFO and classic Canny edge detector

图像的梯度矢量流 GVF (gradient vector flow) 的提出^[8], 增强了曲线演化的动态范围, 使曲线可以搜索到非凸边界。由于正确的提取图像边缘信息是计算梯度矢量流的关键, 针对医学图像弱边界的特点, 文献[10]、[11]在传统的 GVF 扩散方程中引入 GFO 边缘, 将其改进为

$$S_t = h(|\hat{\mu}_t|) \nabla^2 S - \rho(1 - h(\hat{\mu}_t)) |\nabla I^e|^2 (S - \nabla I^e) \quad (5)$$

式中, 数据项和平滑项分别为 $h(|\hat{\mu}_t|) = \eta \times$

$\exp(-(|\hat{\mu}_t|/\sigma^2))$ 和 $\rho(1 - h(\cdot)) |\nabla I^e|^2$, $\hat{\mu}_t$ 是 GFO 算子检测的边缘图^[10], ∇I^e 是边缘图像的梯度矢量场。称 S 场为广义模糊梯度矢量场 GF-GVF (general fuzzy gradient vector flow)。图 4 给出了 GF-GVF 在 MR 心脏图像中的计算结果, 并标出了图像目标边缘与该矢量场的关系; 右图给出了局部放大后的清晰结果。从图 4 中可以观察到, 由于 GFO 算子对医学图像弱边界的检测能力, 在 MR 心脏图像中, GF-GVF 场能很好引导曲线向目标边缘运动。

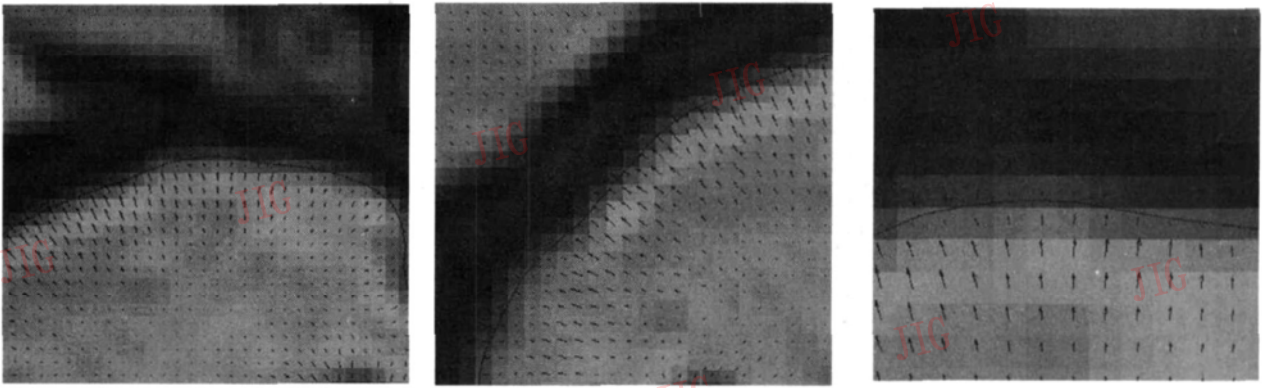


图 4 GF-GVF 广义模糊梯度矢量流
Fig. 4 General Fuzzy Gradient Vector Flow

GF-GVF 场的引入,大大改善了噪声环境下几何动态轮廓线的动态范围和准确捕捉医学图像中弱边界的能力。根据文献[8],外加矢量场的加入将传统几何动态轮廓线模型改进为

$$\frac{\partial C(t)}{\partial t} = \beta g k N - (1 - \beta) g (\hat{S} \cdot N) N \quad (6)$$

其中, \hat{S} 是经过归一化的 GF-GVF 场, β 为调节参数。写成水平集函数演化形式如式(7)所示:

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \beta g (c + k) |\nabla \phi| - (1 - \beta) g (\hat{S} \cdot \nabla \phi) \quad (7)$$

2.3 形状先验概率模型与最大后验估计

不同人的心脏和各种人体器官具有大致相同的形状特征,临床放射医生正是利用长期学习和积累的经验即先验知识,对医学图像做出正确的解读。国内外相关研究表明,在自动分割算法中利用这些先验知识,可以大大提高分割的速度和鲁棒性^[12-14]。

下面说明基于水平集框架的手动训练集和形状先验模型的生成方法,以及基于先验知识的动态曲线演化方法。所有训练集中手动分割得到的心室内壁轮廓,用高维水平集函数的零水平集 ϕ 表示。如果训练图像大小是 N^d (d 是图像的维数),那么每个训练轮廓对应的水平集函数 ϕ 就有 N^d 个函数值。水平集函数采用符号距离函数 SDF (signed distance function),即函数值等于该点到曲线上最近点的距离,曲线内部为正,曲线外部为负。用集合 $X = \{\phi_1, \phi_2, \dots, \phi_n\}$ 来表示训练集,其中每个水平集函数 ϕ_i 是一个大小 N^d 的向量。由于解剖结构和成像位置的固定, X 集合中包含轮廓线具有相似性,通过主元分析得到形状分布的高斯模型和形状变化的主

要方式。

平均形状 $\bar{\mu}$ 通过计算符号距离函数的均值得到, $\bar{\mu} = \frac{1}{N} \sum \phi_i$, 设分割轮廓线水平集函数为 ϕ , 那它的状态参数 $\alpha = U_k^T (\phi - \bar{\mu})$ 出现的概率为^[12]:

$$P(\alpha) = \frac{1}{\sqrt{(2\pi)^k |\Sigma_k|}} \exp\left(-\frac{1}{2} \alpha^T \Sigma_k^{-1} \alpha\right) \quad (8)$$

式中, U_k 代表了形状模型变化的正交状态, Σ_k 表示 Σ 的前 k 行构成的矩阵。这样就建立了基于水平集表达的概率形状模型。通过这个模型可以描绘左心室内壁的主要形状变化特征及其概率大小。

为利用图像信息和先验知识模型指导曲线的演化,在传统几何动态轮廓线的演化步骤中引入基于左心室形状概率模型的估计步骤。在最大后验框架下,问题表述为

$$\langle \alpha_{\text{MAP}} \rangle = \arg \max_{\alpha} P(\alpha | \phi, \nabla I) \quad (9)$$

式中, ϕ 表示水平集函数, ∇I 表示当前图像的梯度模图像, α 表示形状的状态参数。即在当前水平集函数 ϕ 下,通过上式,根据先验知识模型来估计形状的状态参数 α ,从而用公式 $\tilde{\phi} = U_k \alpha + \mu$ 计算知识模型优化后的水平集函数^[12]。利用贝叶斯公式,式(9)写成:

$$P(\alpha | u, \nabla I) = \frac{P(\nabla I | \alpha, \phi) P(\phi | \alpha) P(\alpha)}{P(\phi, \nabla I)} \quad (10)$$

式中, $P(\nabla I | \alpha, \phi)$ 表示给定形状参数得到的图像梯度的概率, $P(\phi | \alpha)$ 表示给定形状参数得到当前水平集函数的概率。

根据式(10)最优化 α 就得到基于知识模型估计的最优水平集函数演化方向 ϕ^* ^[12]。在式(7)中加入基于形状先验模型的估计步骤,完整的演化公

式为

$$\phi(t+1) = \phi(t) + \lambda_1(\beta g(c+k)|\nabla\phi| - (1-\beta)g(\hat{S} \cdot \nabla\phi)) + \lambda_2(\phi^* - \phi(t)) \quad (11)$$

式中, λ_1 项是改进几何轮廓线的曲线演化, λ_2 项是基于知识模型的最优估计。

3 左心室内外壁的联合分割和时序追踪

精确、鲁棒的心室内外壁分割结果和 3 维模型的建立是计算各种重要心功能参数, 用于辅助诊断的第 1 步也是最重要的一步。由于 MR 心脏图像是 3 维加时间的数据, 用 $I_{z,t}(x,y)$ 表示 t 时刻层面 Z 的心脏图像。 I_z 表示某层面 Z 所有时刻图像的集合; I_t 表示时刻 t 的所有层面, 或称为第 t 帧图像。具体的分割流程包括以下步骤。

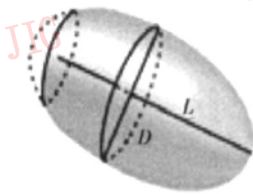


图 5 切割椭圆柱体模型
Fig. 5 Truncated ellipsoid model

3.1 初始化和内壁分割

假设左心室是一个被切割椭球体(如图 5 所示)。 D 和 L 分别表示切割椭圆的最大半径和长轴长度, 在某时刻 t_0 , 选择较小 D 和 L 使切割椭球体位于图像中左心室的内部。选择其中某个时刻 t_0 的 3 维图像集 I_{t_0} , 初始化各层面 Z_i 中的水平集函数, 使其所包含曲线为对应层面上的截面圆, 用第 2 节中的改进几何动态轮廓线算法分别在各层图像中进

行分割, 得到 I_{t_0} 各层面心室内壁的分割结果。

3.2 心室外壁分割

左心室外壁边界有特殊特点, 不是在所有方向上都有良好的对比度, 而且在有些位置和周围的组织几乎没有对比度, 不管是采用边界或区域灰度信息都很难区分, 如图 6 中, 在 a 方向灰度对比度很好, 但是 c 方向就很微弱, b 方向几乎和周围组织没有区别。所以心室外壁的分割必须结合解剖结构先验信息, 如到心室内壁最近点的距离, 来控制外壁分割曲线的演化。

外壁分割以心室内壁分割结果为初始轮廓, 通过设计较强向外扩张的膨胀外力, 用区域均值和与心室内壁距离的约束, 得到合理的心室外壁轮廓。计算心室内壁向外邻近一个小环状区域的灰度均值 \bar{m} : 如果演化曲线上的某点区域灰度不同于 \bar{m} , 那么说明曲线演化达到或超出了心室外壁, 应该停止或降低速度; 如果外壁上的点离内壁上最近的点距离超过 2.5cm, 那么根据解剖知识曲线也应该超过了外壁区域, 应该改变方向。因此, 分割外壁的水平集演化方程设计为

$$\frac{\partial\phi}{\partial t} = g(\kappa + F_p)|\nabla\phi| + \nabla g \cdot \nabla\phi \quad (12)$$

其中, κ 表示曲率, F_p 是一种区域力, $F_p = \gamma \times \text{sgn}(d_p - d_{\max})e^{-(m_p - \bar{m})^2}$, m_p 为当前曲线上各点的小邻域内的灰度均值, d_p 为曲线上某点到心室内壁上最近点的距离。以心室内壁为初始轮廓, 设置 F_p 为较大的膨胀力, 推动曲线向外扩张。由于内外壁之间的心肌组织区域灰度比较均一, 而且心室内外壁距离一般小于 2.5cm, 所以当曲线演化到最大距离之外, 或者是局部区域的灰度均值不同于图像中心肌区域的灰度均值时, 改变曲线演化方向或降低曲线演化速度。保证心外壁的分割结果满足先验知识的要求。

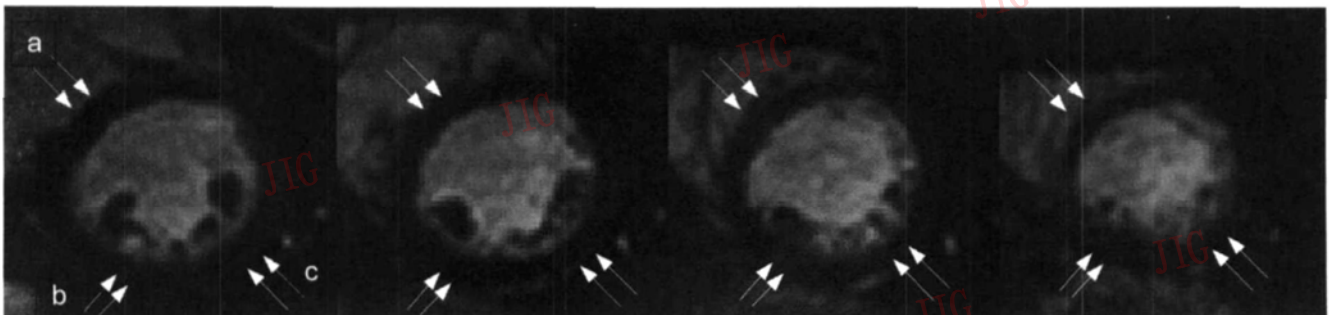


图 6 MR 心脏图像左心室外壁
Fig. 6 Epicardium borders in cardiac MR images

3.3 心室内壁的时序追踪

以 I_{z_i, t_0} 图像心室内壁分割结果为初始轮廓, 向同一层面 Z_i 在不同时刻的图像 I_{z_i} 扩展演化, 得到 Z_i 层面上所有时刻的心室内壁轮廓。因为同层面的心室壁随时间的变化过程是平滑和渐进的, 如图 9 所示, 所以用时间上相邻的各帧的 GF-GVF 场的加权平均来得到当前帧的 GF-GVF 场, 同时利用 2 节中的改进几何动态轮廓线算法演化曲线, 得到时间上相邻各帧 I_{z_i} 的心室内轮廓。时序追踪方程为

$$\frac{\partial \phi}{\partial t} = \beta g(c+k) |\nabla \phi| - (1-\beta) g(\hat{S}_E \cdot \nabla \phi) \quad (13)$$

式中, $\hat{S}_E(I_{z_i, t}) = \frac{1}{\sum w_i} \sum_{i=-N}^N w_i \hat{S}(I_{z_i, t})$, w_i 取适当方差的高斯函数采样, N 为图像层数, $\hat{S}_E(I_{z_i, t})$ 为加权梯度矢量场。遍历所有层面 Z_i 后, 再以得到内壁轮廓为起点, 按 3.2 节方法得到对应的外壁轮廓。

4 心功能参数的计算

心功能参数可以分为 1 维、曲面和体积 3 类。临床实践广泛采用的参数可以从 2 维超声和 X 线血管造影等心脏成像设备的图像中手动测量得到, 以下介绍本文中功能参数的计算。

(1) 左心室容量 (left ventricle volume, LVV)

临床上最常见的参数都是简单的体积测量, 其中 LVV 是各种心功能参数的基础。通常用心血管造影和 2D 超声来测量心脏的 LVV, 临床使用的 LVV 计算有几种方法: ①作为一个简单的几何模型 (如切割椭圆体); ②作为几个同类几何体的结合 (如 Simpson 方法); ③看作几个不同类几何体的结合。根据临床活体实验统计证明, 其中精确度最高的是 Simpson 方法, 最近的研究表明短轴 MR 电影测量 LVV 方面非常准确, 在专家人工分割的前提下, 和金标准没有统计意义上的显著差异。误差范围在 5.9% ~ 26.6%, 和具体设备和短轴切片数量相关。实验也显示超声总是倾向与低估, 而心血管造影倾向于高估。

本文也采用复合 Simpson 方法计算体积, 计算公式如下:

$$V = \int_0^{L_z} S(z) dz = \frac{\Delta z}{3} (S_1 + 4S_2 + 2S_3 + 4S_4 + 2S_5 + \dots + 2S_{n-2} + 4S_{n-1} + S_n) \quad (14)$$

其中, Δz 代表层厚, S_i 表示该层面上心室内壁包含的面积, L_z 指心室的长度。

(2) 左心室质量 (left ventricle mass, LVM)

通过分别计算心室内壁和外壁所包含的体积, 不但能绘制出左心室容量随时间变化曲线, 反映心脏射血的动态过程, 而且还能计算心肌的体积、质量。根据内外壁分割结果:

$$V_1 = V_{\text{epi}} - V_{\text{endo}} \quad (15)$$

$$\text{LVM} = 1.05 \times V_1$$

其中, V_1 为左心室肌肉部分体积, V_{epi} 和 V_{endo} 分别是心室外壁 (epi) 和心室内壁 (endo) 体积, LVM 是左心室质量, $1.05 \text{g}/\text{l}^3$ 是心肌的密度。

(3) 射血量 (stroke volume, SV)

射血量定义为左心室在舒张末期到收缩末期排出的血液体积, 计算公式为 $\text{SV} = \text{EDV} - \text{ESV}$, 射血分数 (ejection fraction, EF) 为

$$\text{EF} = \frac{\text{SV}}{\text{EDV}} \times 100\% \quad (16)$$

射血量也可以通过大动脉对 MR 的相位对比成像得到。

(4) 射血分数 EF

射血分数是临床上最有意义的 LV 功能参数, 是 SV 和 EDV 的比值, MR 测量的正常值为 67% ± 5% 计算公式为

$$\text{EF} = \frac{\text{SV}}{\text{EDV}} \times 100\% = \frac{\text{EDV} - \text{ESV}}{\text{EDV}} \times 100\% \quad (17)$$

(5) 心输出量 (cardiac output, CO):

$$\text{CO} = \text{SV} \times \text{HR} \quad (18)$$

其中, HR 表示心率 (heart beat rate), EDV (end diastolic volume) 是舒张末期左心室容量, ESV (end systolic volume) 为收缩末期容量, 参看图 7。

5 实验结果及分析

训练集采用随机抽取的 MR 心脏短轴像和临床专家人工分割的左心室内壁轮廓, 采用 2.3 节的方法生成基于水平集的心室内壁的形状概率模型。分割对象采用的数据包括 3 套稳态自由进动 (steady state free precession, SSFP) MR 快速成像的心脏图像。图 8 给出了病人 1 第 1、11、16、18 帧中第 1 到 8 层的本文算法分割结果 (下排), 和专家人工分割结果 (上排) 的一个对比, 心室内外壁的轮廓用白线标出。视觉效果上本文算法分割结果和专家手动分割的结果

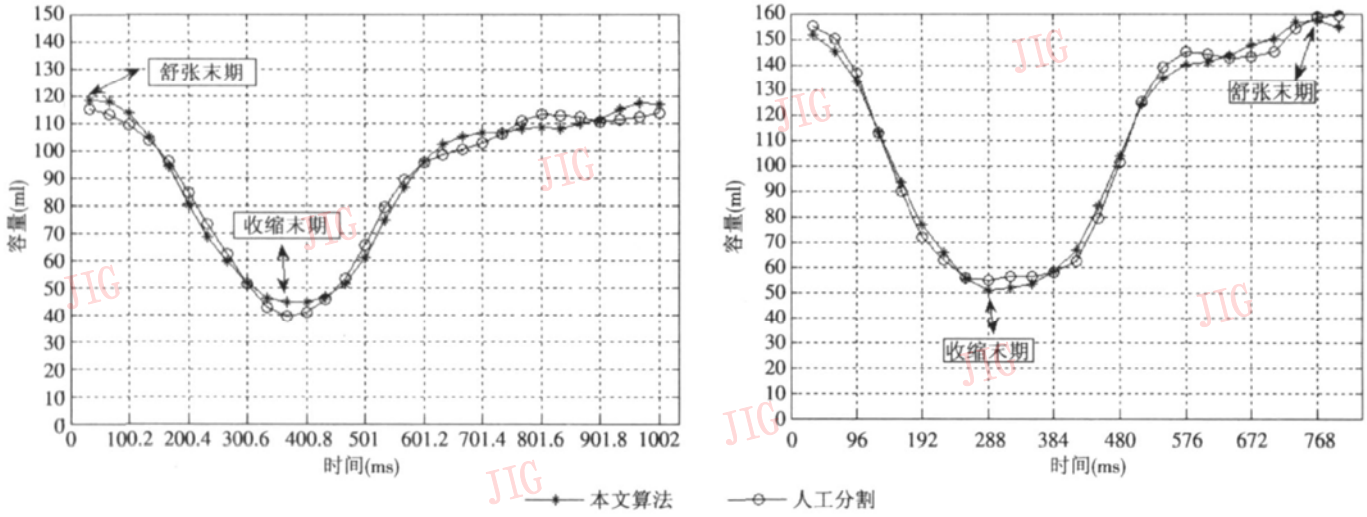


图 7 左心室容量-时间曲线

Fig 7 Left ventricle volume-time curve

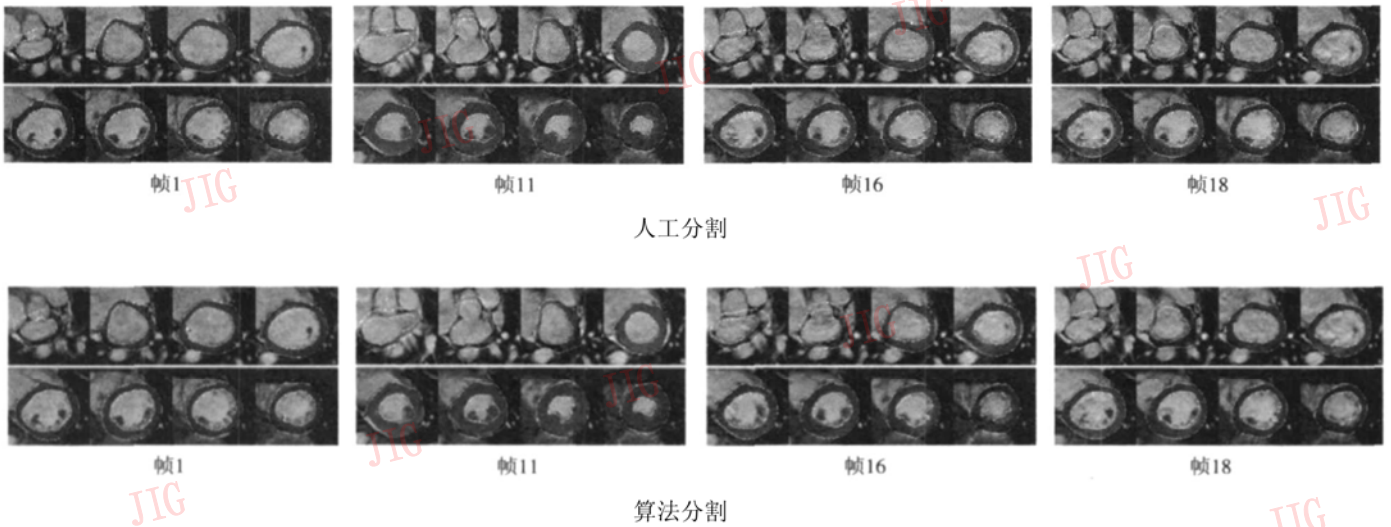


图 8 专家人工分割与本文算法分割结果比较

Fig 8 Visual comparison of expert manual segmentation and our algorithm's result

非常接近, 曲线的演化也停止在了真实心室外壁附近, 实现了心室内外壁的联合准确分割。图 9 给出了病人 1 第 1、11、16、18 帧的心室内外壁联合分割的 3 维显示结果, 由于成像轴方向上图像切片数量有限, 在 Z 方向上做了样条插值。为便于显示, 心室外壁采用了半透明光照模型, 内层采用网格显示。从图 9 可以观察到心脏运动时从舒张到收缩连续过程。

为量化的对手动分割结果和本文算法结果做统计意义上的比较, 采用无向 Hausdorff 距离^[17]来比较两种分割结果的左心室内轮廓的距离。从统计意义上说明两个点集有多大比例的对在某距离范围内。结合 MR 成像参数 (1.25mm × 1.25mm), 将像素距离转变为物理距离, 表 1 给出了在 0.90 和 0.95 这两个分位数上, 3 个数据集的本文算法和人工分

表 1 本文算法结果和专家手动分割结果的 Hausdorff 距离统计

Tab 1 Undirected Hausdorff distance between expert manual outlines and algorithm result

单位: mm

K	数据 1		数据 2		数据 3	
	内壁	外壁	内壁	外壁	内壁	外壁
90%	1.27	1.55	1.78	1.75	2.01	2.15
95%	2.50	2.66	2.90	2.87	4.20	4.33

割的空间距离。可以看出, 绝大部分点对的距离都在 2 个像素之内, 和手动分割结果的误差在临床诊断能接受的范围内。

为说明时序追踪的效果, 图 10 上排显示了 I_z 。

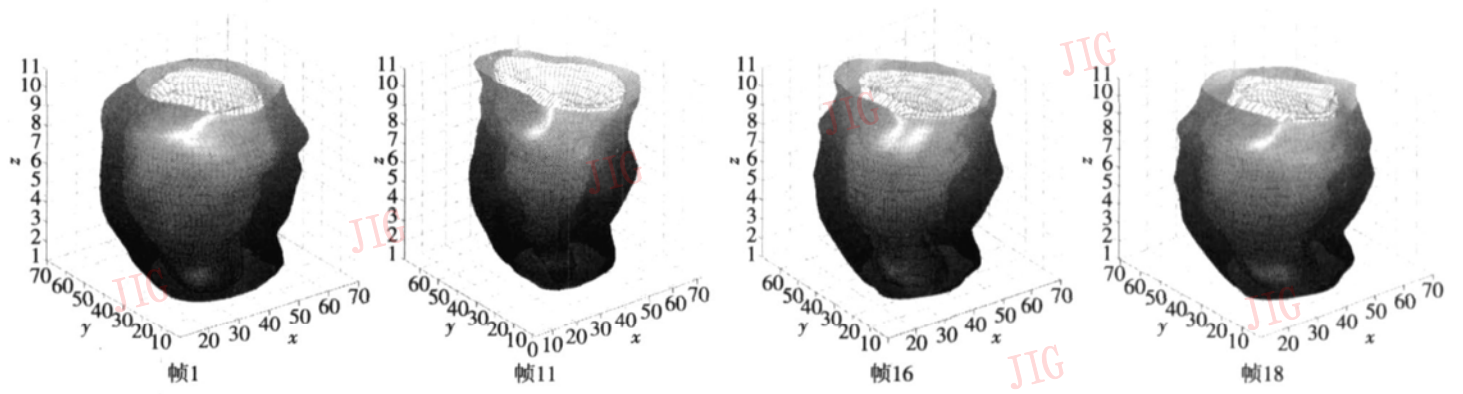


图 9 本文算法左心室内外壁分割结果的 3 维重建

Fig. 9 The 3D reconstruction of our algorithm's segmentation results

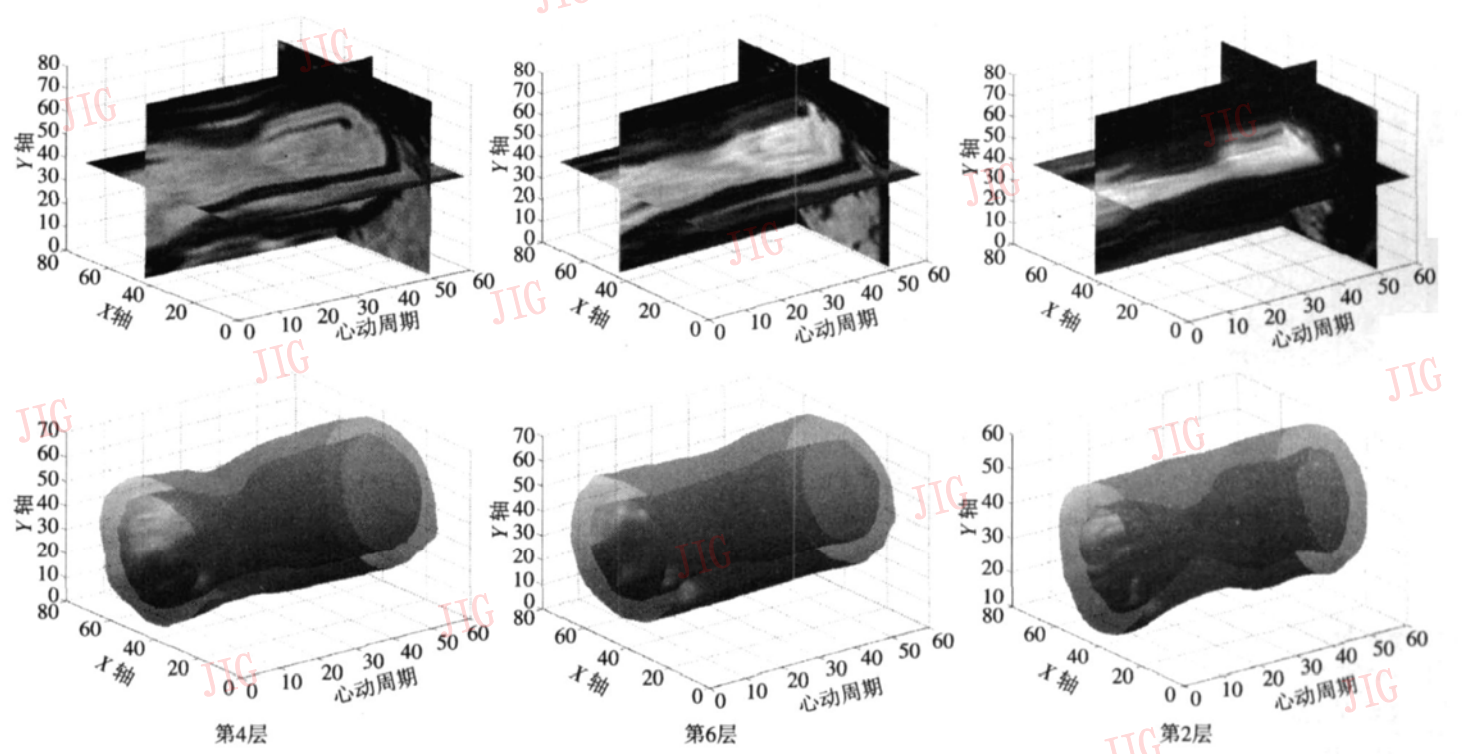


图 10 内外壁时序追踪结果

Fig. 10 Temporal Tracking of endocardium and epicardium

Z 层面心动周期内各相位图像迭加成的时序 3 维图像的 XYZ 切面图, 可以观察到该层面灰度的一个动态变化过程: 图 10 下排显示了在 L_z 中追踪的内壁和对应的外壁轮廓动态变化的 3 维显示结果。通过上下对比, 能观察到算法时序追踪的结果吻合了图像灰度所反应的轮廓变化。图 7 绘出了其中两套数据的心室容量-时间曲线, 心室容量是指心室内壁所包含的体积。图中给出了人工分割结果和算法分割结果的比较, 可以看到曲线最大误差不超过 5ml, 其中收缩末期和舒展期的定位相同, 曲线变化过程和趋势基本吻合。表 2 给出了根据算法分割结果计算的各种重要心功能参数, 参数的计算方法和含义请参看第 4 节。

表 2 重要心功能参数

Tab 2 Important cardiac function indices

	EDV (ml)	ESV (ml)	SV (ml)	EF (%)	CO (L/min)	LVM (g)
数据 1	117	45	72	62	5.3	143
数据 2	157	51	106	68	6.9	176
数据 3	143	57	86	60	6.6	153

6 结 论

本文提出了一种基于水平集的 MR 心脏 4D 图像的心室内外壁联合分割和时序追踪新方法。改进了几何动态轮廓线捕捉医学图像弱边界的能力和曲

线演化的动态范围; 概率形状模型和专家人工分割训练集的引入提高了算法的鲁棒性和收敛性。在实际临床数据上的实验结果显示, 本文算法结果和专家手动分割结果非常接近; 根据本文分割结果计算的心室容量-时间曲线和专家人工分割结果比较也非常吻合, 误差在临床诊断允许范围内。

参考文献 (References)

- 1 Lorenzo-Valdes M, Sanchez-Ortiz G I, Elkington A G. Segmentation of 4d cardiac m r images using a probabilistic atlas and the em algorithm [J]. *Med Image Anal* 2004, **8**(3): 255~ 265
- 2 Kaus M R, Berg J J, Weese J, *et al*. Automated segmentation of the left ventricle in cardiac mri [J]. *Med Image Anal* 2004, **8**(3): 245~ 254
- 3 Mitchell S C, Bosch J G, Lelieveldt B P, *et al*. 3-D active appearance models: segmentation of cardiac m r and ultrasound images [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2002, **21**(9): 1167~ 1178
- 4 Paragios N. A level set approach for shape-driven segmentation and tracking of the left ventricle [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2003, **22**(6): 773~ 776
- 5 Caselles V, Catte F, Coll T, *et al*. A geometric model for active contours [J]. *Numerische Mathematik* 1993, **66**(3): 1~ 31
- 6 Osher S, Sethian J A. Fronts propagating with curvature-dependent speed: algorithm based on Hamilton-Jacobi formulations [J]. *Journal of Computational Physics* 1998, **79**(1): 12~ 49
- 7 Chen Wu-fan, Lu Xian-qin, Chen Jian-jun. The new approach to edge detecting of color image [J]. *Science in China (A Series)*, 1995, **25**(2): 219~ 225 [陈武凡, 鲁贤庆, 陈建军. 彩色图像边缘检测的新算法——广义模糊算子法 [J]. *中国科学 (A 辑)*, 1995, **25**(2): 219~ 225]
- 8 Xu C, Prince J L. Snakes, shapes, and gradient vector flow [J]. *IEEE Transactions on Image Processing* 1998, **7**(3): 359~ 369
- 9 Paragios N, Mellina-Gottardo O, Ramesh V. Gradient vector flow: fast geometric active contours [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 2004, **26**(3): 402~ 407.
- 10 Zhou Shou-jun, Liang Bin, Chen Wu-fan. A new approach to the motion estimation of cardiac image sequences: active contours motion tracking based on the generalized fuzzy gradient vector flow [J]. *Chinese Journal of Computer* 2003, **26**(11): 1470~ 1478 [周寿军, 梁斌, 陈武凡. 心脏序列图像运动估计新方法: 基于广义模糊梯度矢量流场的形变曲线运动估计与跟踪 [J]. *计算机学报*, 2003, **26**(11): 1470~ 1478]
- 11 Chen Wu-fan, Zhou Shou-jun, Liang Bin. LV contour tracking in MRI sequences based on the generalized fuzzy GVF [A]. In: *Proceedings of International Conference on Image Processing [C]*, Singapore, OCT, 2004, 373~ 376
- 12 Michael Leventon, Grimson W Eric L, Oliver Faugeras. Statistical shape influence in geodesics active contours [A]. In: *Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition [C]*, Hilton Head Island South Carolina, USA, 2000, **1**: 316~ 323
- 13 Wang Bei, Zhang Liming. Segmentation of ventricle sequence MR images using combination of Prior2knowledge and Snakes [J]. *Journal of Fudan University (Natural Science)*, 2003, **42**(1): 81~ 86 [王蓓, 张立明. 利用图像先验知识与 Snake 结合对心脏序列图像的分割 [J]. *复旦学报 (自然科学版)*, 2003, **42**(1): 81~ 86]
- 14 Paragios N. Shape-based segmentation and tracking in cardiac image analysis [J]. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2003, **24**(5): 773~ 776
- 15 Suri Jasjit S, Liu Ke-cheng, Singh Sanjeev, *et al*. Shape recovery algorithm using level sets in 2-D/3-D Medical Imagery: a state-of-the-art review [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 2002, **6**(1): 8~ 27
- 16 Vuille C, Ewman A E. *Principles and Practice of Echocardiography [M]*. Philadelphia, Penn, USA, A Waverly Company, 1994
- 17 Huttenlocher D, Klandermann G, Ruchledge W. Comparing images using the hausdorff distance [J]. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* 1993, **15**(4): 850~ 863