

带标记线的心脏核磁共振图象分析综述

王元全¹⁾ 周则明¹⁾ 孙越泓¹⁾ 尤建洁¹⁾ 陈付华¹⁾
王洪元¹⁾ 王平安²⁾ 夏德深¹⁾

¹⁾(南京理工大学计算机系, 南京 210094) ²⁾(香港中文大学计算机系, 香港 中国)

摘要 多年来,对心脏核磁共振(MR)图象的分析研究一直是医学图象领域的一个重要课题,上世纪80年代末期出现的标记技术引起了医学图象界的重视,因为标记线的引入改变了传统的心脏左室的运动跟踪方式,所以也使得对带标记线的心脏核磁共振图象分析成为当前医学图象领域的一个研究热点.为了使人们对带标记线的心脏核磁共振图象分析技术的现状有一个概略了解,首先简要介绍了标记线的运动跟踪原理;接着,详细介绍了对带标记线的心脏MR图象的分割技术,其中包括左心室内外轮廓的分割和标记线的跟踪;而在左心室的形状恢复和运动重建方面,则详细介绍了几种主要的方法,包括可形变模型、随机模型、B样条模型、调和相方法和光流方法,由于应变分析可为临床提供直观的量化信息,为此也讨论了相关的理论方法和重要成果;最后指出了现存技术中的几个问题,这对进一步的研究工作是有益的.

关键词 医学影像学(320·1140) MR成像术 标记线 图象分割 形状恢复 运动重建 应变分析 左心室
中图法分类号: TP391.41 R445.39 **文献标识码:** A **文章编号:** 1006-8961(2003)11-1233-09

A Comprehensive Review of Tagged Cardiac MR Images Analysis

WANG Yuan-quan¹⁾, ZHOU Ze-ming¹⁾, SUN Yue-hong¹⁾, YOU Jian-jie¹⁾,
CHEN Fu-hua¹⁾, WANG Hong-yuan¹⁾, Pheng Ann Heng²⁾, XIA De-shen¹⁾

¹⁾(Department of Computer Science, Nanjing University of Science & Technology, Nanjing 210094)

²⁾(Department of Computer Science, Hong Kong Chinese University, Shatian, Hong Kong China)

Abstract Research on cardiac MR images analysis is a primary topic in the field of medical image for many years. The tagged MR imaging technique proposed at the end of 80's, last century, it was very attractive in that the tag line and tag plane provided a particular approach to track the motion of the left ventricle. It is a hot topic in the field of medical image at present to analyze the tagged cardiac MR images. In this paper, a brief introduction to tag-based motion tracking technique is presented at first, and sequentially, the existing methods for tagged image segmentation, including the epicardium and endocardium segmentation of left ventricle and tag stripes tracking, are inspected, as for shape recovery and motion reconstruction of left ventricle (LV), five approaches are discussed with comparison and summary of their merits and demerits, these methods are deformable model, stochastic model, B-spline based model, harmonic phase method and optical flow method. Another aspect of this topic is the strain analysis of LV which provides intuitive quantities for physicians. Here, some important results are also presented. In the last section of this paper, several problems in the existing methods are discussed and they are helpful for further work.

Keywords Medical imaging, Cardiac magnetic resonance imaging, Tag line, Image segmentation, Shape recovery, Motion reconstruction, Strain analysis, Left ventricle

0 引言

医学成像术作为心脏疾病诊断的手段之一^[1,2],

经过多年发展,已经形成如下几类方法:心血管造影术(Angiocardiography)、心脏超声(Cardiac Ultrasound)、同位素成像(Isotope imaging)、断层X射线摄影术(CT, Computed Tomography)和心脏

基金项目:香港特区政府研究资助局研究项目(CUHK/4180/01E, CUHK/1/00C)

收稿日期:2002-10-10; 改回日期:2003-06-09

核磁共振成像术(MRI, Magnetic resonance imaging). 在这些方法当中,心脏MRI有其独特长处,因为其他几种方法,要么是介入性的,如心血管造影术,要么图象质量太差,如心脏超声. 由于MRI独特的成像机理,使得该方法对生物体内,像心脏这样的软组织特别有效,而且图象质量受目标运动影响较小,尤其是上世纪80年代后期新的成像技术的出现,如标记线的引入^[3-5],则进一步改变了传统的心脏运动跟踪方式,使得在该领域的研究得到了迅猛的发展,也使得对心脏MRI的研究成为医学图象领域的热点之一.

本文试图站在图象处理和计算机视觉的角度,对带标记线的心脏核磁共振图象分析给出一个全面综述. 目前对带标记线的心脏核磁共振图象(Tagged Cardiac MRI)的分析研究主要集中在对左心室的运动和应变分析上. 大家知道,对心脏核磁共振图象分析的目的是为了通过对空间序列上的一组图象在一个心动周期中的若干个采样的分析来得到整个左心室的真实运动和形变,以便为临床诊断提供科学依据. 对心脏核磁共振图象的分析包括如下一些内容:(1)图象的分割,即分割出每一幅图象中感兴趣的目标区域. 这是进行心脏运动分析的先决条件,因为其分割的结果将直接影响到后面的工作;(2)左心室的运动重建,即利用图象分割得到的结果在空间序列上来恢复整个左心室的形状,以便在时间序列上重建左心室的运动;(3)左心室的应变分析,由于左心室乃至整个心脏的运动都是非刚体的,其在周期性的搏动中可能会发生形变,包括位移、剪切、旋转、收缩等,所以左心室应变分析对临床诊断具有重要的指导意义;(4)可视化,该工作是将前面得到的数据利用科学计算可视化的技术显示出来,以便为临床应用提供直观的参考信息.

1 带标记线的心脏MR图象分割

对心脏核磁共振图象分析的研究自上世纪80年代末期以来,受到了人们广泛的关注,因为这个时候出现了几种新颖的成像技术,用这些技术所得到的图象不仅包含了用于左心室运动重建和应变分析的丰富信息,还提供了一种非介入性的方法来跟踪机体组织的运动,而且它没有介入性的方法对机体造成的伤害,也排除了介入物质对机体组织运动的干扰. 这些方法是:带标记线的MRI(tagged MRI或MRI

tagging)^[3-5]、心肌壁的相对比速度编码(Magnetic resonance phase contrast velocity encoding of the myocardial wall,简称PC velocity)^[6]、位移模拟回波编码(Displacement encoding with simulated echoes,简称DENSE)技术^[7]. 其中研究得最多的是带标记线的MR成像方法.

MRI标记方法^[3-5]由Zerhouni和Axel首先提出,它把磁信息模式(Magnetic pattern)在射频脉冲的作用下加到待成像的机体上,在经过一定的时延后对机体成像,由于在机体内的磁信息模式会随机体一起运动,因此磁信息模式的运动在一定程度上也就反映了机体的运动. 对心脏而言,它把若干个磁信息平面(tag平面,标记平面)在心脏舒张末期加到心脏上去,而成像一般是在与标记平面正交的平面上,该平面即为图象平面. 由于所得到的机体图象是2D的,因此,从本质上讲,MR标记方法跟踪的是标记平面的运动,更准确地说,是标记平面在图象平面内的运动,即标记线(标记平面与图象平面的交线)的运动,然后即可试图从标记线的运动中来恢复整个心脏左心室的运动.

这样,标记平面的模式(Tagging pattern)对运动跟踪就有很大的影响,设计标记平面的模式主要是看跟踪哪个方向上的运动分量,如要跟踪半径方向上的运动,那么,标记面可设计为一个圆柱面;如果只想跟踪一个方向的运动,那么可将标记面放在与运动方向垂直的方向上. 目前,已有一些模式得到了应用,其中包括放射线(Starburst radial tags)^[8]、平行线(Parallel line patterns)^[9]、网格线(Tagging grid)^[10]等模式,而用得最多的是平行线和网格线,由于标记线上的点只能标识垂直于标记线方向的运动,因此在网格线方式下,网格的交点就同时反映了两个方向上的运动. 不过也有人采用图象平面和标记平面斜交的方式来同时跟踪3D运动^[11].

为了跟踪整个心脏的三维运动,一般需要首先从3个相互正交的方向上来对心脏进行采样,即一个长轴方向,两个短轴方向(tag线成网格状时,可以看作两个方向),且每个方向上包含若干个图象平面,这时得到的是3组图象平面,然后在一个心动周期中,再对该3组图象平面进行采样,这样就得到一个图象序列,而图象的分割就是分割出每一幅图象中感兴趣的目标,其中包括左心室内、外轮廓,标记线. 整个心脏包括左心室、右心室、左心房、右心房、冠状动脉、大动脉、心房和心室之间的瓣膜(valve)

等部分,由于解剖结构非常复杂,再加上标记线会随时间衰减,这时目标和背景的对比度会下降,并使得图象的自动分割显得很困难,故目前对左心室轮廓和标记线的分割都是交互的。

目前对心脏 MR 图象分割方法的研究主要集中在主动轮廓模型上,其有两种表现形式,即参量主动轮廓模型和几何主动轮廓模型。其中,经典参量主动轮廓模型(snake)^[12]由 Kass 提出,它相当于一条弹性曲线,该曲线在内部能量和外部能量的约束之下,不断形变,当总体能量极小时,则认为此时的曲线就刻画了目标的边界。如果一旦指定一条适当的初始轮廓曲线,那么该曲线就能自动地收敛接近能量最小的最终轮廓线,但由于该经典方法捕捉范围小,因此强烈地依赖于曲线的初始位置,并致使进入凹陷区困难,且拓扑不可变。该方法的不足是在外力很小时,该曲线会碰撞到一点,而当边界很弱时,曲线又会透过边界,且模型参数的确定也没有理论指导。针对这些不足之处,有不少文献提出了改进办法,如 Cohen 引入了膨胀力^[13], Xu 等提出一种称为梯度向量流 Snake 的模型^[14]等。Ranganath 在用 snake 模型跟踪左心室内轮廓时,不仅对自旋回波和梯度回波两种类型的 MR 图象特征作了仔细分析,并从左心室中间部位开始,向基部和顶部两端进行,而在时间序列上,则先跟踪舒张期图象,再跟踪收缩期图象,从而取得了不错的效果^[15]。

与基于能量思想的参量主动轮廓模型不同,几何主动轮廓模型^[16~18]是基于曲线运动理论的,该模型由 Kichenassamy、Shah、Caselles 分别独立地从不同的角度构造出来,但最后都归结于曲线沿梯度方向的运动,且该曲线的加权长度以最快的速度缩短。针对其中存在的边界泄漏问题,Siddiqui 引入了区域最小化项^[19],其相当于原有停止条件的散度与流动梯度的乘积,该方法对于弱边界有较理想的效果。即能自然地处理拓扑结构的变化,且 Siddiqui 在一个初始轮廓线下,同时分割出了左、右心室的内轮廓^[19]。据了解,无论是参量主动轮廓模型,还是几何主动轮廓模型,在分割左心室外轮廓时,都需要人工指定左、右心室结合处的轮廓,尤其是在标记线很强的情况下,左心室内、外轮廓都只能由用户手工确定。

Young 等对将 Snake 模型用于网格状标记线的跟踪做了系列的研究^[20,21],他们首先用一个模板与图象作卷积得到一幅相关图象(Correlation

image),然后通过对此相关图象设置阈值来得到标记线交点的位置,并对这些交点三角化,其点与点之间的连线被看成是一根弹簧,这样就得到一张弹性网格,并为此网格定义一种新的能量,传统的内能在这里被网格能量所代替,而其中的图象力则由相关图象的灰度所决定,即灰度越大的点,产生的力越大,这就保证了灰度值最大的点会被选中;而约束力则是用鼠标的位置与网格的距离决定的,其用于和用户的交互。Kumar 则针对带标记线图象的特点对 snake 的内部能量做了改造,并采用两个像素宽的 snake 模型来跟踪标记线网格^[22]。

Guttman 则对带放射状标记线的短轴图象进行分割^[23],其在分割左心室内、外轮廓时,先用数学形态学的方法除去标记线,然后构造了一个局部代价函数,并用动态规划求解来得到轮廓线,而对于标记线的跟踪,则首先根据成像的原理得到标记线的期望模板,再用最小二乘法作模板匹配。这种方法虽然有别于基于 snake 的方法,但同样需要人工干预,尤其是分割外轮廓时,左、右心室接合处几乎只能由用户确定。

2 形状恢复与运动重建

根据分割所得的结果,在空间上恢复整个左心室的形状,在时间上重建左心室的运动,以重现左心室的应变情况,是心脏磁共振图象分析的主要任务之一。其目的包括如下 4 个方面:

(1)确定任意时刻三维空间中哪些点是左心室,即恢复左心室在任意时刻的形状;

(2)确定左心室上任一点的运动轨迹,它是以舒张末期为参考时间点的;

(3)左心室基本形态参数的提取,这些参数包括:①左心室容积(Left ventricular volume),②左心室质量(Left ventricular mass),③每搏容积(Stroke volume),④射血分数(Ejection fraction),⑤心脏供氧输出(Cardiac output),⑥心肌壁增厚(Wall thickening)等;

(4)为可视化提供基础数据。尽管大多数文献中并没有明确说明,左心室运动重建基本上都是建立在一些基本假设的基础之上的,包括严格周期性假设和连续性假设,也有的文献中提出了等容性假设^[8]。

对于没有标记线的心脏 MR 图象,已经有多种

运动跟踪方法,如 Duncan, McEachen 和 Friboulet 等为代表的基于形状的方法^[24~26],但这种方法只能跟踪左心室表面的运动;Shi 又发展了这种基于形状的方法^[27],并与材料力学相结合,并由此得到一个生物力学模型,从而能够跟踪整个心肌壁的运动,但该方法依然没有利用标记线的信息,而基于标记线的运动跟踪方法也有很多,本节将详细考察这些方法,其中包括可形变模型、随机模型、B 样条模型、调和相(Harmonic phase)方法、光流方法等。

2.1 可形变模型

可形变模型最初由 Terzopoulos 等将其引入计算机视觉和计算机图形学领域^[28,29],因其在图象分割、匹配、运动跟踪分析等方面具有卓越的性能而受到广泛重视。该模型应用了几何、力学和逼近理论的方法^[30],其中几何学的方法提供了对目标形状的描述,力学模型用来跟踪目标的运动和形变,而逼近理论则用来解决模型如何拟合数据的问题。

如今可形变模型用于 3D 心脏 MR 图象分析的多是超二次曲面(Superquadrics)^[31],Cohen 也讨论了更一般的结果^[32],但这只是心脏的表面模型。Park 在重建左心室肌壁中间层(Midwall)运动时,引入了函数参数的概念^[33],即将该表面定义为一个扁长的椭球面,其采用的参数是函数,而不再是常数,由于每一个参数在几何体的不同部位都可以取不同的值,从而能表达形状很复杂的目标,但这只是左心室的表面模型,而在基于标记线的运动重建中,则需要用到体积模型以跟踪心肌壁的运动;Park 等又把这种模型推广到了体积模型^[34],这时左心室为一个扁长的椭球壳,同时,由于他还将该模型纳入 Metaxas 的基于物理学(Physics-based)的可形变模型^[35]的框架之下,因此该体积模型的运动假设满足 Lagrange 动力学方程,即在图象力的作用下发生形变。与 Metaxas 的模型相比,Park 的模型省去了那些刻画局部形变的参数,但由于 Park 的模型只能捕捉较少的形变形式,因此不仅其参数函数是分段线性的,而且在图象力的求解中只用到了标记线的交点,这些都是其不足之处。O'Donnell 将左心室描述为一个带参数偏移(Parametric offsets)和局部形变的椭球壳^[36],但由于其仍将左心室的形变分为局部和全局的两部分,因此对临床应用不够直观。

另外,有限元模型亦是一种典型的选择,如 Young 的成果^[37],但这种有限元模型对左心室的描述不够直观,因为该模型的参数即是顶点的位移,这

样不仅将导致模型的参数很多,物理上不好解释,而且需要很复杂的后处理才能为临床所用。

2.2 随机模型

随机模型对于估计心肌的位移矢量是一种典型方法,与确定性方法不同,它是通过构造随机过程或随机场来得到度量模型,再使用估计方法求解模型,其具有代表性的方法是 Denney 提出的,他构造了一种随机模型来估计不规则区域位移矢量(IDDE, Irregular domain displacement estimation)^[8]。该模型首先用一个 $N_x \times N_y \times N_z$ 的网格来包围整个左心室,其网格的间距 h 可以任意的小,且可通过调整 h 使网格能够包围左心室。对于 3 组相互正交的图象平面内的标记线来说,标记线上的某个点 r ,由于总会落在该模型的某个小立方体中,因此就可用该立方体的 8 个顶点来估计它。

随后,Yan 对此方法又加以发展,即用给定的图象平面内标记线上的点来重建平面内的二维运动^[38]。该方法在重建平面内的二维运动时,首先用一个 $N \times N$ 的网格来分割图象平面,并把该网格上的位移场看作是一个复合的高斯-马尔科夫随机场,而对于内、外轮廓,则看成是一维的马尔科夫随机场,并由此构造了一个概率模型,然后用后验概率最大化来估计位移矢量。由于这种随机模型只给出了一组离散点的位移矢量,因此不仅需要用其他的插值方法来得到一个稠密的矢量场,同样也需要用相应的后处理方法为临床提供直观信息。

2.3 B 样条模型

B 样条在计算机图形学中被广泛应用于曲线和曲面的表示^[39],其在心脏 MR 图象分析中也被用来刻画标记线和标记面的形变。

Moulton 将变形的标记面视作 B 样条曲面,同时使用全局的多项式基函数展开方式进行前向的标记位移场拟合^[40];Amini 等通过引入 B-snake 模型来对标记线进行定位和跟踪^[41],但这种方法也只利用了标记线的交点处的信息来进行运动重建。在此基础上,他又作了改进,即引入耦合 B-snake 网格^[42],该方法只考虑 2D 的心脏运动变形,并用薄片样条方法及有限差分技术来确定图象平面上任意点处的位移矢量。

Radeva 等将上述方法推广到 3D,并提出了一个更一般的框架,即用连续的 B 样条曲面来表示长轴和短轴方向的标记面,并通过建立 B-solid 变形模型来对标记线进行 3D 的定位和跟踪^[43]。B-solid 模

型是一个紧凑的模型,其不仅能够灵活地跟踪心脏组织的运动变形,而且对标记线的定位、位移场的拟合都是在一步中完成(用 B 样条基进行插值),并使用了包含在标记线上的所有信息,而不仅仅是交点处的信息。

Huang 又将上述模型推广到 4D^[44],即首先引入纽结平面(Knot plane)、纽结线(Knot line)和纽结点(Knot point),这种纽结线和纽结平面都是时间的函数。在每个时间采样点上的 3D solid 称为纽结体(Knot solid),因为每个纽结体包含 3 个相互垂直的纽结面,而 MR 图象中正好包含 3 个相互垂直的标记平面,这样,通过模型的纽结面和标记面之间的距离即可建立 B 样条模型的能量函数,若采用自适应共轭梯度下降算法求解该能量函数,即可使得该能量函数快速准确地收敛到极小,并能拟合出左心室的变形 4D B 样条模型(3D B-solid 加 1D 对时间的 B 样条插值),由于该模型可产生一个随时间连续变化的 B-solid,从而可以确定任意两个时间序列之间连续的 3D 位移场。

Ozturk 也采用 4D B 样条张量积的方法来描述心脏的运动^[45],与文献[43]和文献[44]的区别在于其分析问题的出发点是基于分割好的标记点,而非图象,因而需要给出一个独立的分割算法,但文献[45]采用了完全不同的参数化方法。由于一组平行的标记平面可形成一个标记栈(Tag stack),因此,短轴图象平面提供的标记点的位移信息将由两个标记栈给出,并可采用一个二维 B-样条张量积,通过逼近这两个标记栈来给出位移矢量场,这样,任意标记点在短轴图象平面内的两个位移分量就确定了。而未确定的第 3 个分量,就是过短轴图象平面的运动,其可以通过长轴图象平面包含的位移场信息得到。

Declercq 采用 4D 平面球坐标变换(4D planispheric transformation)来描述心脏关于时间和空间的连续规则变换,并将心脏上任一点的运动简化为伸缩、扭转和提升^[46]3 个垂直方向的规范运动。平面球坐标可看作是球坐标和柱坐标的结合,在该变换下,左心室运动的后向位移矢量场可用 B 样条张量积表示。由于该平面球坐标变换参数较少,并且可用线性方法在变换中引入运动参数,因而使得恢复心脏的规范运动计算量小,参数易于估计,但将左心室的运动描述为伸缩、扭转和提升是粗糙的,而且,该平面球坐标变换丢失了不少有用信息。

2.4 调和相方法(HARP)

Osman 用调和相(HARP, harmonic phase)方法来对用 SPAMM(Spatial modulation of magnetization)技术成像的标记图象进行处理^[47~49]。该方法的出发点是根据 SPAMM 标记图象 I_t (即一个图象序列中的第 t 帧图象)进行处理,因为在该图象的 Fourier 域中存在一个孤立谱峰集合,而每一谱峰都包含左心室在某一方向上的运动信息。该谱峰集合说明标记图象是由原图象和若干个周期函数叠加而成。通过带通滤波分离出第 k 个谱峰(即标记图象的第 k 个调和分量,一般取频率最低的那个),并计算其 Fourier 逆变换,其所得图象称为调和图象,它是复值图象,记为

$$I_{t,k} = D_{t,k} e^{i\varphi_{t,k}}$$

其中, $y = (x, y)$ 为图象坐标, $D_{t,k}$ 为调和幅值图象, $\varphi_{t,k}$ 为调和相位图象。 $\varphi_{t,k}$ 的主值(Principal value) $a_{t,k} = \text{mod}(\varphi_{t,k} + \pi, 2\pi - \pi)$ 为实值图象,而 $a_{t,k}$ 即称为标记图象 I_t 的 Harp 图象。

基于该 Harp 图象,Osman 给出了相应的基于标记线的跟踪、运动估计方法^[47~49],该方法有如下显著的优点:①运动的估计是稠密的,因为基于 Harp 方法所得到的综合标记线的密集程度可以任意高;②对运动的估计可以做到全自动;③速度快。但是,就目前的结果而言,该方法还有如下缺点:①不能直接估计大的运动,且当相位相差达到时,误差较大,针对这一缺点,目前改进的方法是根据正确估计的运动质点来校正错误估计的运动质点,且一般选择隔膜(septum)上的点作为参照点,因为隔膜的运动幅度最小;②目前的运动分析实际上只是二维的。

2.5 基于光流的运动分析

光流方法由于能够从相邻的图象帧中分析物体的运动情况,因此得到了广泛的应用。在 Horn 的基于梯度的方法(HSOF)中,有如下两个重要的假设:(1)亮度不变;(2)光流具有平滑性。由于 HSOF 方法对加到图象上的标记线模式、成像参数等没有要求,因此 Denney 等用该方法对加标记线的 MR 图象进行了分析^[50],结果表明,其对低频标记线模式下的 MR 图象的运动分析,有较好的效果。

但 Prince 等分析了这个方法的缺陷,即在带标记线的 MR 图象中^[51],由于成像、量化等原因,图象亮度不可能不变。Prince 由此提出了利用带通光流(BPOF)方法来恢复 MR 图象中的速度场。由于

BPOF 方法将多源光流方法和多约束光流方法相结合,并通过 Fourier 滤波得到 4 个子频带,从而得到 4 个视角(4 个光源)。于是,一个带标记线的 MR 图象序列,被转换为 4 个子频带图象序列,且每个频带图象使用多约束光流方法计算光流。由于它不需要解双偏微分方程,因而不仅提高了计算速度,而且由于没有使用平滑因子,从而也避免了过边界时的过度平滑现象。此外,该方法对噪声也具有鲁棒性。

Gennert 等则提出了可变亮度光流方法^[52], Gupta 等又对可变亮度光流方法作了进一步改进^[53],且从带标记线的 MR 图象成像过程中得到相关参数。研究表明,该方法不仅提高了可变亮度光流方法的计算速度,而且 MR 图象的参数变化对结果影响也不大。

3 应变分析

由于左心室是躯体供氧的动力枢纽,因此传统上提取左心室形态参数,被用来反映心脏功能,并为最后诊断提供依据。事实上,由于对心肌组织形变的精确估计,能够为心脏机制提供更重要的信息,因此可以为心肌区域组织的生存力提供更直观的临床参考。

因为左心室的运动是非刚体的,所以其形变非常复杂。根据目前心脏 MR 的成像方法,应变分析的方法也可以分为如下两类:

(1) 基于 Lagrange 应变张量的方法 在加标记线的 MR 图象中,由于估计的是每一质点的位移,因此 O'Dell 指出,相邻质点的相对运动反映了机体组织的伸缩情况^[54],设三维运动的位移梯度张量为 ∇U ,那么局部 Lagrange 应变张量可由下式给出:

$$E = \frac{1}{2} ((\nabla U)^T + \nabla U + (\nabla U)^T \times \nabla U)$$

McVeigh 指出,通过计算 E ,并将其变换到基于表面的坐标系(如柱坐标系、球坐标系)中,就可以得到左心室的沿周向和沿经向的运动以及肌壁厚度的变化^[55]。

(2) 基于 Euler 应变张量的方法 由于从相对比速度编码成像(PC Velocity)方法所得到的图象中能够估计每一点的速度,因此通过计算 3D 速度梯度张量可以得到 Euler 应变张量,进而可得到左心室的形变情况。

在重建左心室运动的过程中,可形变模型、B 样条模型、生物力学模型、基于形状的方法等可被用来

估计左心室每一点在一个心动周期中每一时刻的位移,而利用这些位移信息就可以得到 Lagrange 应变张量,仔细观察 E 不难发现,该矩阵是对称的,其 6 个相异的分量分别反映了 3 个方向上的收缩和 3 个方向上的切变。McVeigh 在用 B 样条方法分析运动的过程中,利用直接微分 B 样条模型来求解 Lagrange 应变张量^[55];Young 用传统的有限元方法来分析左心室的运动,并计算应变情况^[37]。Park 在利用可形变模型分析左心室应变的过程中,使用了柱坐标系 (r, θ, z) ^[56],这时, E 中 6 个相异分量表现为 r, θ, z 3 个方向上的收缩 e_r, e_θ, e_z 以及 $r-\theta, \theta-z, r-z$ 3 个平面上的切变 $e_{r,\theta}, e_{\theta,z}, e_{r,z}$, 并指出,此方法下的结果与文献[37]的结果是一致的^[56]。

4 讨论与结论

心脏 MR 图象分析是否能够走向临床,需要多方面技术的合作,其中包括成像技术、图象分析和可视化技术以及与临床应用的反馈,但对于目前的方法而言,由于要达到临床应用尚有距离,因而研究工作需要进一步深入开展。

(1) 分割的自动化与系统的实时性

大家知道,临床应用需要心脏 MR 图象分析具有一定的实时性,但目前文献报道的结果尚不能满足这一要求。由于除了重建的时间消耗外,图象的分割也耗费了巨大的时间,因此目前的图象分割都采用交互式的方式,即在临床专家的参与下完成。这一过程虽然能够提高分割的精度,但却是极其耗时的。其实,专家的参与是对先验知识的使用,那么,如何将这种先验知识转化为一种直接使用的知识,即如何既能将临床专家解放出来,又能提高分割的精度,或者能否创造一种高效的算法,以实现分割的自动化是一件很有意义的工作。

(2) 运动轨迹的确定

理论上讲,如果需要得到左心室上任何一点在任何一个时刻的位置,那么就要得到任何一点的运动轨迹,而从现有的运动重建方法来看,这一点是不能做到的。严格地说,现在的运动重建算法只是恢复了左心室在时间采样点上的形状和寻找到了两个相邻帧之间点与点的对应关系,却不能确定该点是怎么运动过来的。在可形变模型的演化中,有 Lagrange 运动方程,虽然利用这个方程求解可形变模型的演化是有效的,但是其描述心脏的运动过程

却是值得商榷的。当然,提高图象的时间分辨率可以在一定程度上改善这个问题。

(3) 算法有效性的评估方法

众所周知,临床应用不但有实时性的要求,也需要运动重建方法具有相当程度的准确性,否则,将会适得其反。目前对于运动重建算法有效性的检验方法,可以分为如下几类:

①与介入性方法得到的结果进行比较 这里对于介入物质对机体造成的伤害暂且不言,就其准确性而言,也是有待商榷的,因为不仅介入物质本身对机体组织的运动会产生干扰,而且,由于介入物质非常稀疏,因而只能提供稀疏的参考信息;

②与已有的其他方法进行比较 这类方法大多是用目前的结果和以往的结果进行比较,其只能说明结果或者算法的改善,并不具有绝对的参考价值;

③与运动模型进行比较 由于模型的运动是已知的,因此可以对运动模型进行采样,并将运动重建的算法用于这些采样数据,进而与模型的运动规律进行比较。

由于心脏真实的运动规律并不知道,因此如果运动重建算法能够反映模型的运动规律,那么,也可以认为该算法也能反映心脏的真实运动。这可能是最有效的检验方法。

带标记线的心脏 MR 成像方法是非介入的,而且整条标记线在一定程度上也提供了机体的稠密运动信息。带标记线的 MR 成像方法已经有 10 多年的历史,这 10 多年中,霍普金斯大学,宾夕法尼亚大学,耶鲁大学,华盛顿大学等研究机构做了大量的工作,已提出了很多相关的方法和理论,本文对这些结果做了全面综述,并详细考察了图象分割、左心室形状恢复与运动重建以及应变分析的方法和成果,也讨论了相关问题。

理论研究的目的是为应用服务,心脏 MR 图象分析最终也需要走向临床。笔者相信,心脏 MR 图象分析将会是图象处理和计算机视觉技术成功的应用领域之一,并且对心脏疾病的临床诊断也将是一个巨大的推动。

参 考 文 献

- Guttman M A, Zerhouni E A, McVeigh E R. Analysis and visualization of cardiac function from MR images [J]. IEEE Computer Graphics and Applications, 1997, 17(1): 30~38.
- Frangi A F, Niessen W J, et al. Three dimensional modeling for functional analysis of cardiac images: A review [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 2001, 20(1): 2~25.
- Zerhouni E A, Parish D, Rogers W et al. Human heart: Tagging with MR imaging—a method for noninvasive assessment of myocardial motion[J]. Radiology, 1988, 169: 59~63.
- Axel L, Dougherty L. MR imaging of motion with spatial modulation of magnetization[J]. Radiology, 1989, 171: 841~845.
- Axel L et al. Heart wall motion: Improved method of spatial modulation of magnetization[J]. Radiology, 1989, 172: 349~350.
- Pelc N J, Herfkens R J, et al. Phase contrast cine magnetic resonance imaging[J]. Magnetic Resonance Quarterly, 1991, 7(4): 229~254.
- Alertras A H, Ding S, Balaban R S et al. DENSE: Displacement encoding with simulated echoes in cardiac functional MRI[J]. Journal of Magnetic Resonance, 1999, 137(1): 247~252.
- Denney T S, Prince J. Reconstruction of 3D left ventricular motion from planar tagged cardiac MR images: An estimation theoretic Approach [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1995, 14(4): 625~635.
- Kerwin W S, Prince J. MR tag surface tracking using a spatial temporal filter/interpolator[J]. Journal of Imaging Systems and Technology, 1999, 10: 128~142.
- Amini A A, Chen Y et al. Tag surface reconstruction and tracking of myocardial beads from SPAMM-MRI with parametric B-spline surface[J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 2001, 20(2): 94~103.
- Pipe J G, Boes J I. et al. Method for measuring three-dimensional motion with tagged MR Imaging [J]. Radiology, 1991, 181: 591~595.
- Kass M, Witthins A, Terzopoulos D. Snake: Active contour models [A]. In: Proceedings of the First International Conference on Computer Vision[C], London, 1987: 259~269.
- Cohen I. D. On Active Contour model and balloon[J]. Computer Vision, Graphics, Image Processing: image understanding, 1991, 53(2): 211~218.
- Xu C, Prince J. Snakes, shapes, and gradient vector flow[J]. IEEE Transactions Image Processing, 1998, 7(3): 359~369.
- Ranganath S. Contour extraction from cardiac MRI studies using snakes[J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1995, 14(2): 328~338.
- Yezi A, Kichenssamy S, Kumar A et al. A Geometric snake model for segmentation of medical imagery [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1997, 16(2): 199~209.
- Shah J. A common framework for curve evolution, segmentation and anisotropic diffusion [A]. In: Proceedings of IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition [C], San Francisco, CA, USA, 1996: 136~142.
- Caselles V, Kimmel R, Sapiro G. Geodesic Active contours[J]. International Journal of Computer Vision, 1997, 22(1): 61~79.
- Siddiqui K, Lauriere YB, Tannenbaum A et al. Area and length

- minimizing flows for shape segmentation[J]. IEEE Transactions Image Processing, 1998, 7(3): 433~443.
- 20 Young A, Kraitchman DL, Dougherty L *et al.* Tracking and finite element analysis of stripe deformation in magnetic resonance Tagging [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1995, 14(3):413~421.
- 21 Kraitchman D, Young A, Chang C *et al.* Semiautomatic tracking of myocardial motion in MR tagged Images [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1995, 14(3):422~433.
- 22 Kumar S, Golfgof D. Automatic tracking of SPAMM grid and the estimation of deformation parameters from cardiac MR images[J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1994, 13(1): 122~132.
- 23 Guttman M, Prince J, McVeigh E R. Tag and contour detection in tagged MR images of the left ventricle[J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1994, 13(1): 74~88.
- 24 Duncan J S, Owen R L, Staib L H *et al.* Measurement of non-rigid motion using contour shape descriptor [A]. In: IEEE Computer Society Conference on Computer Vision and Pattern Recognition[C]. Lahanai, Maui, USA, 1991: 318~324.
- 25 McEachen J C, Meyer F G, Todd Constable *et al.* A recursive filter for phase assisted shape base tracking of cardiac non-rigid motion [DB/OL]. <http://ieeexplore.ieee.org/iel2/3245/9796/00466876.pdf>, 2002/04/30.
- 26 Friboulet D, Magnin I E, Mathieu C *et al.* Assessment and visualization of the curvature of the left ventricle from 3D medical images [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1993, 17(4):257~262.
- 27 Shi P, Sinusas A J *et al.* Volumetric deformation analysis using mechanics-based data fusion: application in cardiac motion recovery [J]. International Journal of Computer Vision, 1999, 35(1): 87~107.
- 28 Terzopoulos D, Witkin A, Kass M. Constraints on deformable models, recovering 3D shape and nonrigid motion[J]. Artificial Intelligence, 1988, 36(1):91~123.
- 29 Terzopoulos D, Witkin A. Deformable models [J]. IEEE Transactions Computer Graphics and Applications, 1988, 8(1): 41~51.
- 30 McInerney T, Terzopoulos D. Deformable models in Medical Image Analysis: A survey[J]. Medical Image Analysis, 1996, 1(2):91~108.
- 31 McInerney T, Terzopoulos D. A Dynamic finite element surface model for segmentation and tracking in multidimensional medical images with application to cardiac 4D images analysis [J]. Computerized Medical Imaging and Graphics, 1995, 19(1):69~83.
- 32 Cohen L D, Cohen I. Finite element methods for active contour models and balloons for 2D and 3D images [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine intelligence, 1993, 15(11):1131~1147.
- 33 Park J, Metaxas D, Young A *et al.* Deformable models with parameters functions for cardiac motion analysis from tagged MRI data [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1996, 15(3): 278~289.
- 34 Park J, Metaxas D, Axel L. Analysis of left-ventricular wall motion based on volumetric deformable models and MRI-SPAMM[J]. Medical Image Analysis, 1996, 1(1): 53~71.
- 35 Metaxas D, Terzopoulos D. Shape and nonrigid motion estimation through physics-based synthesis [J]. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 1993, 15(6): 569~579.
- 36 O'Donnell T, Boulton T, Gupta A. Global models with Parametric Offsets as applied to cardiac motion recovery [DB/OL]. <http://ieeexplore.ieee.org/iel3/3776/11029/00517088.pdf>, 2002/04/30.
- 37 Young A, Axel L. Three-dimensional motion and deformation in the heart wall: Estimation from spatial modulation of magnetization—A model based approach [J]. Radiology, 1992, 185:241~247.
- 38 Yan L, Denny T S. Unsupervised estimation of left ventricular displacement from MR tagged images using Markov Random field edge Priors [DB/OL]. <http://ieeexplore.ieee.org/iel4/5852/15617/00732591.pdf>, 2002/04/30.
- 39 Farin G. Curves and surfaces for computer aided geometric design: A practical guide[M]. New York: Academic, 1990.
- 40 Moulton M J. Spline surface interpolation for calculating three-dimensional ventricular strains from MRI tissue tagging [J]. Physiology, 1996, 270: 281~297.
- 41 Amini A A. Energy-minimizing deformable grids for tracking tagged MR cardiac images [A]. In: computer in Cardiology[C]. Durham, North Carolina, USA, 1992:651~654.
- 42 Amini A A, Chen Y, Curwen R W *et al.* Coupled B-snake grids and constrained thin-plate splines for analysis of 2-D tissue deformations from tagged MRI [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1998, 17(3):344~356.
- 43 Radeva P, Amini A, Huang J *et al.* Deformable B-solids and implicit snakes for 3D localization and tracking of SPAMM MRI data [J]. Computer Vision and Image understanding, 1997, 66(2):163~178.
- 44 Huang J, Abendschein D, Davila-Roman V G *et al.* Spatio-Temporal tracking of myocardial deformations with a 4D B-spline model from tagged MRI [J]. IEEE Transactions Medical Imaging, 1999, 18(10): 957~972.
- 45 Ozturk C, McVeigh E R. Four-dimensional B-spline based motion analysis of tagged cardiac MR images: introduction and in vivo validation [J]. Physics in Medicine and Biology, 2000, 45(6):1683~1702.
- 46 Declercq J, Feldmar J, Ayache N. Definition of a 4D continuous planispheric transformation for the tracking and the analysis of LV motion [J]. Medical Image Analysis, 1998, 4(1):1~17.
- 47 Osman N F, Kerwin W S, McVeigh E R *et al.* Cardiac motion tracking using CINE harmonic phase magnetic resonance imaging

- [J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 1999, 42(3):1048~1060.
- 48 Osman N F, Prince J. Visualizing myocardial function using HARP MRI[J]. *Physics in Medicine and Biology*, 2000, 45(6):1665~1682.
- 49 Osman N F, McVeigh E R, Prince J. Imaging heart motion using harmonic phase MRI[J]. *IEEE Transactions Medical Imaging*, 2000, 19(3):186~202.
- 50 Denney T S, Prince J. Optimal brightness functions for optical flow estimation of deformable motion[J]. *IEEE Transactions Image Processing*, 1994, 3(2):178~191.
- 51 Prince J, Sandeep N G, Osman N F. Band pass optical flow tagged MRI[J]. *Medical Physics*, 2000, 27(1):108~118.
- 52 Gennert M A, Negahdaripour S. Relaxing the brightness constancy assumption in computing optical flow[R]. Technical Report Memo No. 975, Artificial Intelligence Laboratory, MIT, Boston, MA, USA, 1987.
- 53 Gupta S N, Prince J. On variable brightness optical flow method for tagged MRI [A]. In: 14th International Conference Information Processing in Medical Imaging[C], Boston, MA, USA, 1995; 323~334.
- 54 O'Dell W G, McCulloch A D. Imaging three-dimensional cardiac function[J]. *Biomedical Engineering*, 2000, 23(2):431~456.
- 55 McVeigh E R. Imaging myocardial strain [J]. *IEEE signal processing magazine*, 2001, 18(6):44~56.
- 56 Park J, Park S. Strain analysis and visualization: Left ventricle of a heart[J]. *Computers and Graphics*, 2000, 24(5):701~714.



王元全 1973年生,1998年获南京理工大学硕士学位,现为该校模式识别与智能系统专业博士研究生,研究兴趣为图象处理、计算机视觉。

周则明 1966年生,博士研究生,研究领域为模式识别、医学图象分析。

孙越泓 1972年生,博士研究生,研究方向为统计学习、计算机视觉等。

尤建洁 1979年生,博士研究生,研究兴趣包括模式识别、图象处理、计算机视觉等。



陈付华 1966年生,2002年于南京理工大学模式识别与智能系统专业获博士学位,研究方向为小波分析、图象处理。

王洪元 1960年生,博士研究生,研究方向为图象处理、自动控制。



王平安 1961年生,香港中文大学计算机系教授,虚拟现实、可视化与图象学研究中心主任,1992年获印第安纳大学计算机博士学位,研究领域包括虚拟现实在医学上的应用、交互式科学计算可视化、三维医学图象、三维用户界面以及计算机图形学等。



夏德深 1941年生,教授,博士生导师,获法国鲁昂大学博士学位,主要研究方向为图象处理、卫星遥感、模式识别,发表论文80余篇,出版专著4部。