

正则化方法及非刚体匹配在 医学动态图象分析中的应用

辜嘉 罗立民 舒华忠

(东南大学生物医学工程系, 南京 210096)

Toumoulin C

(法国雷恩一大信号与图象处理实验室, 法国)

摘要 为了给医生利用医学图象进行诊断和分析心血管疾病提供一个有效的工具和途径, 利用计算机视觉中的正则化方法, 结合心脏和心血管动态特征的临床知识, 对两种医学动态图象(超声心动图和心血管造影图)进行了定量的运动分析, 并完成了一套应用软件. 实验结果证明, 该方法明显优于以往的图象分析方法.

关键词 医学影像学(320·1140) 医学动态图象分析 正则化方法 心脏运动分析 血流分析 非刚体匹配

中图分类号: TP391.41 R445-39 **文献标识码**: A **文章编号**: 1006-8961(2003)05-0540-06

The Application of Regularization Method and Non-rigid matching in Dynamic Medical Image Analysis

GU Jia¹⁾, LUO Li-min¹⁾, SHU Hua-zhong¹⁾, Toumoulin Christine²⁾

¹⁾(Dept. of Biology and Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 210096)

²⁾(Lab. Traitement du Signal et de l'Image, Université de Rennes I, Rennes, France)

Abstract This paper carried out a study on motion quantitative analysis, mainly aimed at two dynamic medical images (heart-echocardiograph and vessel-cineangiography), with the regularization method of computer vision and the clinic knowledge of cardiac wall and coronary vessel motions, and thus provided doctors with a useful tool to the diagnosis of cardiac disease. Our method first carries out a block-matching algorithm using the Lagrange operator to estimate the initial motion vectors. Then for the application of heart motion analysis, a Spring system model is employed to optimize the global smoothness; for the application of blood flow analysis, an assumption of local motion consistency is given, which offers a primal solution of this problem. An application software has also been completed. Experimental result shows that our algorithm is more efficient than the existing methods.

Keywords Dynamic medical image analysis, Regularization method, Heart motion analysis, Blood flow analysis, Non-rigid matching

0 引言

心脏是人体的重要器官,且它的功能与其运动情况紧密相关,因此在心脏疾病的诊断中,对心脏的运动分析是十分必要的.现代医学成像技术,例如超声心动图(heart-echocardiograph)由于提供了实时显示心脏运动功能的可能性,从而为医生进行心脏的整体解剖结构和功能(动态)结构等诊断提供了全局性信息.X射线高速造影(Cineangiography)则提供了心血管的解剖形态和动态功能信息.遗憾的是,

这些动态图象的常规使用缺少定量分析,如对形态和动态特性参数等的测量和定量分析.如果能对这些丰富的信息进一步开拓运用,则可使心血管等方面疾病的诊断更准确有效.本文的目的就是利用计算机视觉中的运动分析方法,结合心脏动态特征的临床知识来对医学动态图象(超声心动图和心血管造影图)进行定量的分析,以便为医生诊断和分析心血管疾病提供一个有效的工具和途径.

目前对运动图象进行分析的算法研究已经非常深入,并已广泛应用于运动物体图象制导(如导弹制导)等领域,但在医学图象处理领域的应用却极为困难,其

基金项目:教育部重点项目、优秀青年教师资助计划和科技部中法先进研究计划资助项目

收稿日期:2002-05-20; 改回日期:2002-12-16

原因在于,心脏的运动过程是一个复杂的非刚体运动过程.由于心脏是一个弹性体,并不满足传统运动分析算法的刚体运动假设,为解决这一难题,本文利用了马尔的正则化理论.按照马尔的视觉计算理论,即视觉过程是成像过程的逆过程,一般经典的光学或计算机图象学是要确定三维物体的图象,而视觉所要解决的,则是从图象来重建物体这样一个逆问题,大家知道,图象是三维世界在二维平面上的投影,但在这一过程中,大量的信息却被丢失了;由于成像过程中自身存在的噪声和畸变,故真实世界的投影成像是完美的;另外,由于深度和不可见部分的信息丢失,致使同一对象在不同的视角下的图象有极大的不同,再加上成像的过程,将场景(如照明、物体的表面几何物理特征、传感器的特性和位置等诸多因素)都综合成单一图象中像元的亮度,因此使得由图象来恢复真实世界的景物存在着不确定性.正因为如此,计算机视觉中的许多问题的共同特点可以表述为在 Hadama 定义的精确意义下,都是不适应的问题^[1].一个问题是不适应的是指它的解唯一存在,且连续的依赖于初始的数据;而不适应的问题则不满足上述判据中的一条或几条.特别要注意的是,“连续地依赖于初始的数据”这个条件,并不意味着在有噪声的情况下,解实际上是稳定的.为了在有噪声的情况下得到稳定的解,问题不仅必须是适应的,而且还必须有良好的定解条件,以保证数值的稳定.为了使初级视觉问题适应,则必须对这些问题加以约束,即将解空间限制在一定范围内.这些约束可以是针对特殊问题的特殊约束,也可以是关于客观世界的一般性约束,如可根据外部世界的特性,找出有关问题的约束条件,并把他们变成精密的假设,以便得到确凿的经得起考验的结论,这也是使计算理论形式化的关键步骤^[2].值得庆幸的是,在医学图象分析中,有大量临床医学上的先验知识可以利用,这也应该是以后计算机视觉的一个突破口.

完成的^[3].这种变换不仅可以补偿由于非刚体运动所造成的变形,还可以使得对整个网格的分析更为容易.同时,变形被补偿以后,就可以利用经典的块匹配方法来估计运动场.

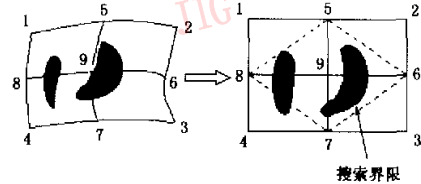


图 1 利用 Lagrange 元进行变形块匹配

在块匹配方法中,本文采用的匹配准则是最小均方差:

$$\delta_{\min} = \frac{1}{2} \int_{B_i} (\varphi_{k+1}(s+d) - \varphi_{k,i}(s))^2 J_i ds \quad i \in I \quad (1)$$

其中, B_i 为要匹配的块; k 为图象帧序号; d 为搜索时的位移量; I 是整个网格点的集合; J_i 是体元的 Jacobi 矩阵; $\varphi_{k,i}$ 为第 k 帧时刻第 i 个变形块. 这样,就可以得到初步的运动场计算结果(如图 2 所示),但还需要对它进行正则化处理来进一步提高运动场的平滑性和准确程度.

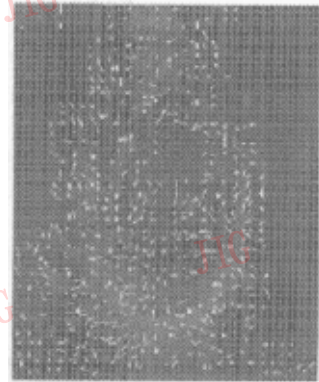


图 2 Lagrange 元匹配的运动场结果

1 利用 Lagrange 元的块匹配方法

Lagrange 变形块匹配的基本原理是利用 Lagrange 形状函数可以描述物体两阶局部运动的特性来使建立于刚体运动假设上的经典块匹配方法扩展到非刚体运动上来.

变形块匹配的第 1 步是将不规则的网格 G , 映射到一个规则的网格 \tilde{G} 上(如图 1 所示网格). 该映射是在 9 点的“宏”体元上,利用 Lagrange 形状函数

2 心脏运动分析的正则化

由于运动分析是一个病态的逆向问题,因此在进行了变形块匹配后,还必须对结果进行正则化处理.为此,本文引入了一个具有势能和边界条件的弹簧系统.在这个系统中,由于体元的变形和移动是与应变联系起来的,因而可以保证结果的局部平滑性,以便使之在物理上是可行的.

弹簧系统模型:首先构造一个自适应的变形网格,并假设每个网格点是由弹簧连接起来的,而对弹簧的建模是利用虎克定律($F=K \times X$),这样每个网格点上就受到由邻近的高能量区域的“吸引”而形成的载荷.其中倔强系数 K 的选择可以用来控制整个网格进行初始状态变形的幅度,而倔强系数越大,表明心肌的紧张程度越大(在本文中,该倔强系数的选择是对网格系统的模拟,并非来自于真实心肌纤维的力学参数).该运动分析实际上可转化为一个基于弹簧系统模型的最优化问题,其优化的目的是:固定要移动的网格点的4个相邻节点,并搜索出在该点的邻域中势能最小的位置.为了避免产生网格点的重叠和退化,可将搜索范围限定在一个确定的区域内(图3).

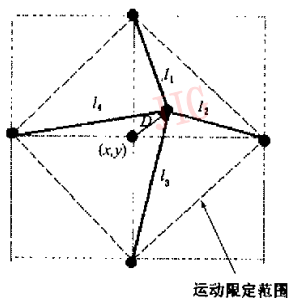


图3 弹簧系统模型图示

本文将网格系统的势能定义为

$$E = E_a + E_e$$

E_a :相似能,表示的是一一对匹配块的相似程度

$$E_a = \frac{1}{2} (M(u_i(x)) - M(\hat{u}_i(x)))^2 \quad \forall i \in I \quad (2)$$

其中, $u_i(x)$ 代表第 i 个网格结点, $\hat{u}_i(x)$ 是通过变形块匹配方法得到的在第 i 个网格点上的速度矢量, M 为相应结点上的质量.

E_e :应变能,表示的是网格变形前后的势能变化.

$$E_e = \frac{1}{2} U^T K U \quad (3)$$

式中, U 为所有结点上的位移量构成的矩阵, K 是倔强系数矩阵.

本文利用共轭梯度下降法来求解 E 的最小值问题,在这里只列出目标函数的梯度形式,具体的方法不详细讨论(详见文献[4]). E_a 和 E_e 的梯度形式分别为

$$\frac{\partial E_a}{\partial u_i} = M(u_i(x)) - M(\hat{u}_i(x)) \quad \forall i \in I \quad (4)$$

为计算方便起见,可假设心脏为各向同性的弹性组织,并构造 K_a 对称阵,有

$$\frac{\partial E_e}{\partial U} = K U \quad (5)$$

正则化后的实验结果如图4所示.

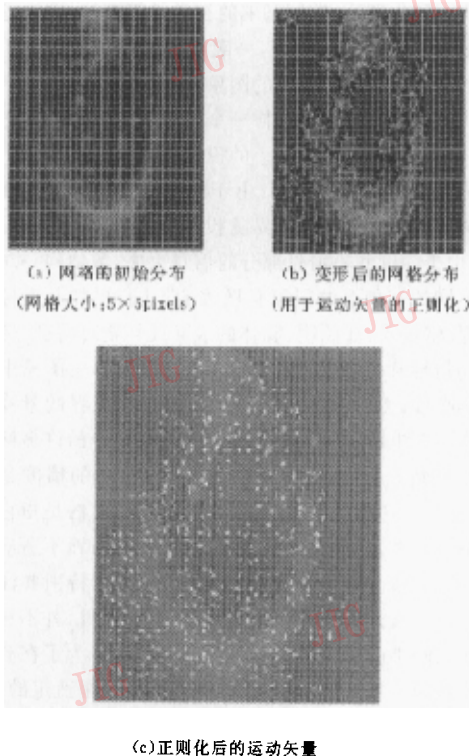


图4 正则化后的实验结果

3 血流分析的正则化

心血管造影图的运动分析与心动超声图有所不同,根据临床知识可知,由于心血管图象的运动场应该是满足管壁边界条件的 Navier-Stokes 流体方程,再加上心血管造影图的血管灰度与背景灰度相差很大,因此 Horn 等的全局平滑性假设明显无法成立,但由于目前国内外对血流的物理建模尚未形成完善的理论基础,且其进行全局的正则化有很大难度,因此,本文将利用一种局部的正则化方法.

在进行正则化前,首先要对心血管造影图进行预处理,主要包括图象分割和细化两部分,用以提取血管的中轴,东南大学影像实验室已经进行过相当细致的工作,读者可以参阅文献[5]、[6].

这里采用沿血管中轴方向的局部运动场一致性假设(图5),并以提取的中轴作为一致性的标准,且血管中的每一点都将受到周围血流的影响,假设血

管某处的中轴方向为 $\bar{\theta}$ ，则该处的运动矢量 V 将受到中轴的吸引，引力大小决定于如下两个因素：(1) 该点位置与中轴的距离 D ，引力大小与 D 成反比；(2) 该点运动矢量的方向 θ 与 $\bar{\theta}$ 的夹角 α (图 5)，引力与夹角大小呈正比。

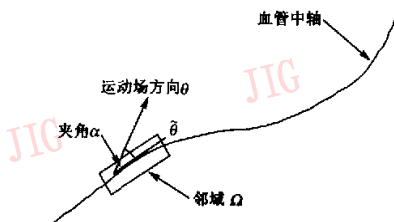


图 5 一致性假设

由此构造的引力函数为

$$F = e^{-D} \times \sin(|\theta - \bar{\theta}|) \times \text{mod}(V)$$

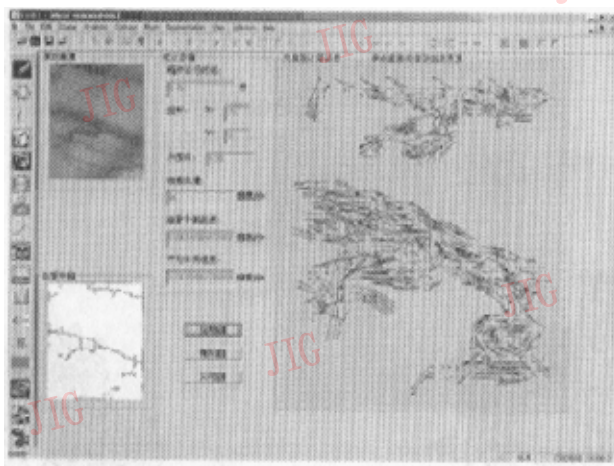
其中, $\text{mod}(V)$ 为运动矢量的模, 上式表明, 流速越快的点受周围血流的影响越大, 这也是和实际物理意义相符合的。

对于每一个图象邻域, 可通过最小化以下能量函数 E_s 来得到正则化后的运动矢量 \dot{V}

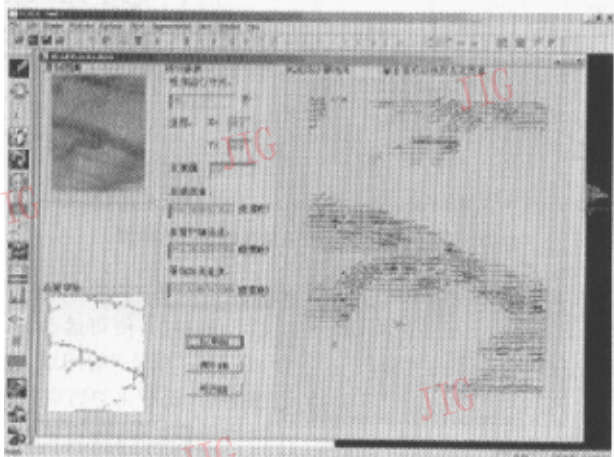
$$E_s = \int_{\Omega} F(x, y) dx dy \quad (6)$$

其中, Ω 为平行于血管中轴方向的一个邻域. 这是一个局部优化问题, 本文采取贪婪算法进行计算^[7], 限于篇幅, 在此不作详细介绍。

图 6 是实验结果。



(a) 正则化前的血流图象



(b) 正则化后的血流图象

图 6 正则化前后的实验结果

4 实验结果分析

笔者在 Win2000 平台上用 Visual C++ 开发了一套应用软件,包括图象采集,预处理,基本图象处理功能,运动分析及数据统计等.本文中的所有结果均来自软件运行结果.

本文将所得的结果用视频运动估计中常用的峰值信噪比(PSNR)作为标准来进行定量分析,几种传统运动分析算法与之比较的结果见表1.

表1 实际图象计算结果的比较

| | 正则化后的 Lagrange 元块 匹配方法 | Horn-Schunck 方法 | 邻域优化方法 |
|----------------------------|------------------------------|--------------------|------------|
| $PSNR_1$ (dB) (超声心动图象) | 35.106 021 | 26.464 420 | 25.540 313 |
| $PSNR_2$ (dB) (心血管造影图象) | 35.955 071 | 27.384 706 | 26.451 284 |

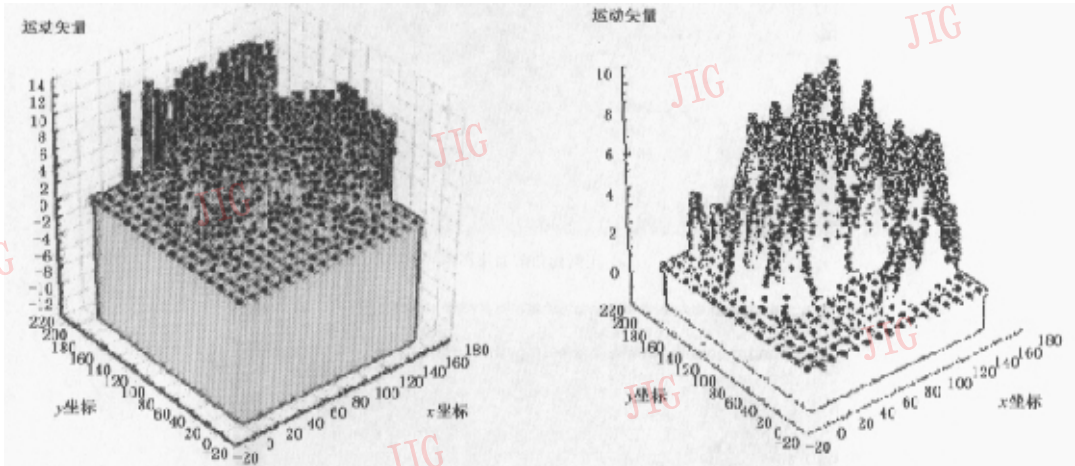
$$PSNR = 10 \log_{10} \frac{255^2}{MSE}$$

其中, MSE 表示原始图象与预测图象之间的均方差

$$MSE = \frac{\sum_{x=0}^w \sum_{y=0}^h (I_1(x,y) - I_2(x+u(x,y), y+v(x,y)))^2}{w \times h} \quad (7)$$

其中, w, h 分别是图象的宽度和高度.

从理论上说,由于传统的运动分析算法没有考虑到弹性形变的影响,因此在心脏等医学图象的运动分析中有缺陷性.从表1的结果可以看出,由于用正则化后的 Lagrange 元块匹配方法得到的匹配图象的峰值信噪比(PSNR)比 Horn-Schunck 方法和邻域优化方法高约 10dB,因此其在医学图象的运动分析计算中是比较具有优越性的.为醒目起见,本文将血流分析所得的运动矢量统计数据绘制成图7,由图7可以直观地看出,正则化后的计算结果较正则化前为优:根据光流场的基本假设,单个物体的运动场应该是光滑分布的,而且运动矢量的一致性(相邻像素点的运动矢量较连续、光滑)越好,说明该算法受噪声的影响越小.



(a) 正则化前血流图象的运动矢量统计(三维散点图)

(b) 正则化后血流图象的运动矢量统计(三维散点图)

图7 正则化前后的运动矢量统计数据比较图

以上实验结果表明,加入了正则化方法以后,本文的算法在准确性和对噪声的稳定性上较传统算法均有显著提高,而这正是正则化理论带来的优势.

5 结论

实验结果证明,正则化能使运动场计算结果得

到明显的改善.事实上,这相当于将图象的先验知识反馈于运动场,使得运动场结果与实际情况更加吻合,从而使“病态”的问题,变为一个良性的问题.但遗憾的是,正则化的约束条件并非唯一确定的,对于不同的计算对象,必须寻找恰当的约束条件,本文引入的两类约束条件,是分别针对心动超声图和心血管造影图的,而对于其他运动分析,尚需要细致的研

究,以期能够更贴切地反映事物客观规律。

另外,该模型还尚属实验阶段,今后可以充分利用弹性力学和流体力学中的先验知识,以便使得该模型更具有普适性。

参考文献

- 1 Marr D. 视觉计算理论[M]. 姚国正,刘磊,汪云九译. 北京:北京科学出版社,1988.
- 2 Nagel H H. On the estimation of optical flow relations between different approach and some new results [J]. Artificial Intelligence, 1987, 33(7):299~324.
- 3 Yeung F, Levinson S F, Fu D *et al.* Feature Adaptive Motion Tracking of Ultrasound Image Sequences Using A Deformable Mesh[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 1998, 17(6):945~956.
- 4 Golub G H, Van Loan C F. Matrix Computations[M]. 3rd ed. Baltimore, MD, USA: Johns Hopkins Univ. Press, 1996.
- 5 罗立民,冒非. 基于造影图对的三维重建显示[J]. 东南大学学报,1990,20(4):26~30.
- 6 冒非,罗立民,鲍旭东. 血管数字减影图象中的结构特征提取[J]. 电子学报,1995, 23(11):60~64.
- 7 Williams D J, Shah M. A fast algorithm for active contours and curvature estimation[J]. Computer Vision Graphics & Image Processing: Image. Understanding, 1992, 55(1):14~26.



辜嘉 1981年生,1999年毕业于东南大学生物科学与医学工程系,2001年获东南大学工学硕士学位,现为中法联合培养博士研究生。



罗立民 1956年生,1986年获法国雷恩大学信息处理专业博士学位,现为东南大学博士生导师、法国雷恩大学兼职教授,中国电子学会生物医学电子学会副主任委员,IEEE高级会员,IEEE EMB编委。长期从事医学图象处理和生物医学工程领域的研究工作。



舒华忠 1965年生,1992年获法国雷恩大学数值分析专业博士学位,现为东南大学博士生导师,目前的研究兴趣为放疗计划优化、医学图象处理与模式识别。

Christine Toumoulin 1962年生,法国雷恩大学信号与图象处理实验室副教授,自1987年以来长期从事医学图象分析方面的研究,担任过1996年至2001年度IEEE Trans. Biomed. Eng. J. 助理编委。

ELSA Quadro FX1000/2000 全面上市

日前,国际知名的专业显示硬件设计和制造厂商——艾尔莎国际科技股份有限公司(ELSA),继第一时间在国内成功发布 Quadro FX 系列专业绘图卡,引起业界强烈反响之后,又于近日率先将 ELSA Quadro FX 系列专业绘图卡正式投放市场。

采用 nVIDIA Quadro FX 绘图芯片的 ELSA Quadro FX 系列专业图形绘图卡分为两款,其中 ELSA Quadro FX 2000 核心频率为 400MHz,配备工作频率为 800MHz 的 128MB DDR I 显存颗粒;而 ELSA Quadro FX 1000 的核心频率与显存工作频率为 300MHz 和 600MHz。在性能上,ELSA Quadro FX 系列都拥有两个独立的显示输出架构,针对 Directx 9.0 及 Open GL 2.0 应用给予最快的加速效果并具有以下特点:内建 8 组具备完全可编程特性的像素传输管线;128bit 的浮点运算通道;完全支持专业 Open GL 2.0 和 Direct X9.0 的高水平阴影方式;128bit 浮点高精度与 16X 全屏反锯齿功能(FSAA);强大闭塞面剔除功能和每秒处理 8 千万多边形生成能力及贴图渲染功能;HDTV 和 DVD 全屏视频的扩展性运动补偿功能;MPEG-1、MPEG-2 以及 INDEO 的视频加速等等,并提供了空前的数码编码性能和精确度,用户可以得到即时的动画效果和最高品质的绘图性能。此外,ELSA Quadro FX 系列专业绘图卡还提供了双 DVI 输出接口和一个 3-pin 立体输出接口,可为设计题提供足够的表现空间。

欲获得 ELSA 专业图形卡的更多产品信息,请发送电子邮件到 support@bjzm.com。