

脊椎图像分割和配准的研究进展

吴剑, 肖汝, 吴建华

[摘要] 脊柱结构非常复杂, 位置极其重要, 脊柱手术不仅手术风险性大, 而且对医生熟练程度要求高。利用图像导航系统进行脊柱外科手术能够降低风险、减少术后并发症, 而脊柱图像分割和配准是其中的关键步骤。本文归纳总结脊柱图像分割和配准方法并对其进行分类, 并在分析现行方法基础上指出这一领域存在的不足, 并展望未来的发展。

[关键词] 脊柱; 图像分割; 图像配准; 综述

Advance in Spinal Image Segmentation and Registration(review) WU Jian, XIAORu, WU Jian-hua. Research Center of Biomedical Engineering, Graduate School at Shenzhen, Tsinghua University, Shenzhen 518055, Guangdong, China

Abstract: Because of spine structure and location importance, spine artificial surgery is not only high-risk but also require proficiency of doctors. Image navigation system for spinal surgery could reduce risk and postoperative complications, and spinal image segmentation and registration methods are the key steps. This paper summarized spinal image segmentation and registration methods. Based on analysis of existing methods, we pointed out the shortcoming in the field, thus forecasts future development.

Key words: spine; image segmentation; image registration; review

[中图分类号] TP301.6 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1006-9771(2010)02-0130-04

[本文著录格式] 吴剑, 肖汝, 吴建华. 脊椎图像分割和配准的研究进展[J]. 中国康复理论与实践, 2010, 16(2): 130—133.

脊柱是人体的中轴, 不仅本身是一个复杂的三维立体结构, 而且周围毗邻结构复杂, 因此它需要手术医生具有良好的方位感, 特别是在某些对操作精度要求较高的手术中。因此, 提高对脊柱组织解剖的识别是提高手术水平的关键环节。图像分割是提取图像中特殊组织的定量信息不可缺少的手段, 也是可视化实现的预处理步骤和前提。分割后的图像能被广泛应用于组织容积的定量分析、病变组织的定位、功能成像数据的局部体效应校正和计算机指导手术等方面。1992 年, 导航系统首次被应用于脊柱外科的腰椎椎弓根钉植入手术, 发展至今, 图像导航技术作为脊椎外科的重要发展方向, 在国际医疗研究中非常热门。骨科手术涉及的骨骼容易被 X 射线图像和 CT 所辨认, 软组织易从 MRI 图像中反映, 所以不同模式的图像配准问题是整个手术导航系统的关键。总之, 脊柱图像分割和配准都是图像分析和处理的关键步骤, 是图像对比、数据融合、变化分析和目标识别的必要前提, 更是手术导航中的关键技术。

1 脊柱图像的分割方法

图像分割是根据区域内的相似性以及区域间的相异性, 把医学图像分为若干区域的操作。分割脊椎对于图像配准、基于内容的图像检索、脊柱畸形的分析以及器官定位和相关疾病的诊断具有重大价值。在基于内容的图像检索中, 脊柱是解剖组织的最明显和最稳定的特征, 也是胸腹部其他器官的参考坐标系。

1.1 基于分水岭的脊柱图像分割

分水岭分割算法是根据数

学形态学提出的一种基于区域的按图像的梯度进行分割的方法。其基本思想就是把图像梯度灰度图看做是一个拓扑表面, 如果雨水降落在这个表面上, 则雨水将流向标注为汇水盆地的两个区域中。若雨水恰好降落在标注的分水岭脊线上, 则雨水等概率流向两个汇水盆地。分水岭变换会在灰度级图像中找到汇水盆地和脊线。该方法简单、直观, 对微弱边缘敏感, 而且能得到单像素宽、连通、封闭的轮廓。但缺陷是过度分割。目前有很多研究者对其进行改进, 将分水岭算法和其他算法结合起来扬长避短。

基于分水岭的方法和定向图搜索法的结合^[1], 能自动地将椎体从邻近的肋骨和其他组织中分类出来, 能有效地分割椎体边缘存在空洞的常规 CT 图像。对于核磁共振脊柱图像, 孙冬梅^[2]利用先验椎骨形状信息提取内部标记符来控制分水岭中局部极小值区域的个数, 不仅解决了分水岭算法中存在的严重过分割问题, 而且对脊柱侧凸, 手术后椎间盘变形、移位等图像仍有很好的分割结果。

1.2 基于水平集的脊柱图像分割 水平集算法是一种跟踪曲线或曲面轮廓演化的数学方法。当用于二维图像分割时称为曲线演化, 三维时则称为曲面演化。本质上, 水平集算法是通过水平集函数在微分方程控制下的演化来控制轮廓的演化。水平集的方法有着对边缘很敏感的优势, 但它同时存在方向难于控制、容易出现过度分割的情况。在水平集方法基础上, 选取基于曲线传播的灰度梯度和每点的法向速度的乘积^[3]为结束条件来分割脊椎边缘, 可避免局部极小点的存在。当曲线扩散到达图像边缘的尖锐突出区域时, 由于其拓扑结构易于改变, 最终获得良好的分割结果。

1.3 基于模型的脊柱图像分割 模型比其他方法需要更少的假设, 灵活性强, 适合处理复杂的图像分割问题。基于形变模型的方法综合利用了区域与边界信息, 是目前研究最多、应用最广的分割方法之一。

基金项目: 国家“863”计划“计算机辅助关节介入手术模拟与导航定位系统”(2006AA02Z4E7)。

作者单位: 清华大学深圳研究生院生物医学工程研究中心, 广东深圳市 518055。作者简介: 吴剑(1976-), 男, 浙江台州市人, 博士, 副教授, 主要研究方向: 计算机辅助手术导航技术和医学图像处理。

在椎骨、股骨和主动脉瘤的图像分割中,活动的形状模型^[4]嵌入到弹性变形表面模型,形状模型由顶点和坐标、三角形的网格组成,通过表面检测和网格重构迭代调整实际图像表面网格,使之保持最佳的网格顶点分配。弹性变形表面的外部能量函数,吸引变形模型到局部检测的表面,降低由错误对象边界困住的网格。有限元模型^[5]产生的网格包括不同层次的小模型叠加和由四面体分子取代小部分的网格,通过三维样条拟合脊柱侧凸的物理模型初始分割后,接着利用叠加的有限元模型算法细分割,通过变形夹层平面实现了脊柱的不同部位的快速分离。不同于以往算法完整地分割出单个椎体,该算法能够分离椎间盘、关节和植入成分等。但是对于脊柱严重变形的部分,速度比较慢。定义单个椎体为局部椎体坐标系统之后, Klinder^[6]整个脊柱作为全局模型获得对象星座图,将全局模型映射到图像。另一方面,单个对象的相关位置大致找到后,局部椎体模型准确地调整到椎骨表面轮廓达到分割的目的。

1.4 基于图谱的脊柱图像分割 由于不同人存在生理差异,同一解剖结构的形状、大小、位置等都不相同,这使得不同人的图像配准问题成为图像分析和处理的难题。图谱是通过大量的相同解剖部位的医学图像的整理得到,包含了解剖学和形态学信息,以及其几何学与拓扑学的相互关系。基于图谱的分割算法是利用图谱所包含的先验知识来自动识别和正确地分割患者的图像。Klinder 等通过对多例胸部 CT 数据统计,得到一套包括完整的胸椎和肋骨的图谱^[7],先利用形状相似性的内部能量函数和图像特征的外部能量函数将表面模型调整到与参考 CT 图像一致,然后采用圆柱射线搜索方法提取中心线对初始图谱进行定位,最后在建立局部坐标系统的基础上迭代地调整到 CT 图像从而识别出椎骨轮廓达到分割目的。

1.5 其他脊柱图像分割方法 在复杂的图像中,自动、精确地分割出目标区域,单一的分割方法已经不能满足需求,目前越来越多的分割算法采用多种方法、多步骤相结合。

椎体和椎间盘存在强烈的灰度差,所以定位椎间盘可以作为分割椎体的前提。应用统计模式识别的方法可以^[8]提取脊髓并定位椎间盘,采用一个自适应矩形窗方法来定位脊椎。Mastmeyer 提出新的分层次的技术^[9]可以从粗到细分离椎体,首先由手工点出的椎骨中心^[9]拟合的中心线分离出个体椎骨,再使用几何形状的布尔变形模型来拟合单个椎体,最后应用局部自适应体增长和形态学操作来调整椎体并分割出边界。在分割的基础上能够提取各种感兴趣区域(例如从定义的标记点中提取脊髓、骨密度测量、皮质层)。该法对骨中更小的组织提取、骨质疏松症的治疗和监测有着重要意义。Li^[10]认为椎骨区域的密度极值、边缘、强度脊和灰度球等特征相似,根据特征进行动态阈值和模糊 C 均值聚类的小波多尺度边缘检测,能确定具有最大似然概率的目标地区并减少噪音干扰。Peng 等^[11]将基于模型搜索方法定位椎间盘和通过 Canny 边缘检测算子提取边缘结合分割图像。在三维局部直方图作为分割的特征基础上,将光谱图理论分析方法中的归一化分割^[12]引入图像分割。

2 脊柱图像的配准方法

医学图像配准是指对于一种图像,寻求一种或者一系列空间变换,使得它与另一种医学图像或者患者实体之间的对应点达到空间上一致的过程。根据图像的特征不同,可采用基于标

记点的方法、基于图像分割的方法、基于像素特征的方法和基于模型的方法。目前脊柱手术导航的配准包括术前不同模态图像间的配准和图像与患者之间的配准。

2.1 基于标记点的脊柱图像配准 在术前选定的标记点上安装能固定在患者身上(皮肤或骨骼表面)的标记物,导航系统获得标记点位置信息后,与待配准图像中相应点的位置相比较并调整图像,这一过程称为基于点的配准。在表面选取多个点进行定位的过程被称为基于表面的配准,是基于标记点配准的延伸。

Panigrahy^[13]通过实验对三维图像的 CT 和 MR 颈椎图像配准进行可行性和有效性的评估,实验结果表明由外部基准标记点配准比解剖标记点准确性高出 35%,误差大约 2 mm,比解剖标记点的误差小 2 mm。目前不少研究者将基于点的配准和其他配准方法结合起来以达到更好的配准效果。Hensel 等利用正交融合方法和下坡单纯形法实现点到点预配准三维超声波和脊柱术前 CT 数据集^[14],以及随后的表面配准。Russakoff 等则采用基准标记点的度量和基于互信息的相似性度量的加权组合的方法实现了二维/三维脊柱图像的配准^[15]。

迭代最邻近点法(Iterative Closest Point, ICP)是以点集对点集配准方法为基础,阐述了一种曲面拟合算法。该算法是基于四元数的点集到点集进行迭代计算,直到残差平方和所构成的目标函数值不变。ICP 配准法主要用于基于自由形态曲面的配准问题。在不依赖激光定位系统的条件下,贾富仓^[16]先选择三对对应点配准以得到一个初始稳定解;再通过阈值分割得到脊椎骨的表面点云,在初始解基础上,从脊椎骨表面选取更多点通过 ICP 进行精细配准,避免了不能贴标记点的配准和只利用骨性标记点配准误差大的问题。ICP 配准的结果过于粗糙,一般以之为前提进行细配准。张翼^[17]首先通过构建顶点最小外接球树的方法搜索 Marching Cube 算法生成脊柱表面的顶点,采用 ICP 进行初配准。其次根据 CT 梯度在成像平面的投影强度构造最优化函数,获得较稳定的局部极值,进行精配准。该算法进行快速粗配准将误差限制到一定范围之内解决了捕捉范围有限的问题。由于只利用图像边缘的位置信息,放宽了对成像条件的限制,方便与不同类型的 C 形臂系统配套使用。在脊柱侧弯手术,通过将手术前多平面 X 线和 CT 扫描的图像进行三维重建,利用 ICP 预配准脊椎模型,然后利用磁数字化仪和机械手臂跟踪系统进行跟踪定位^[18]三维椎体的活动。该方法适合用于同一患者不同模式下的图像配准。

2.2 基于图谱模型的脊柱图像配准 图谱模型代表一种统计性的先验知识,包含解剖组织的结构、形状等,其处理信息来源于图像本身;模型既可以是基于整个脊柱的几何结构也可以是单个椎体结构。

数个具有代表性的侧凸椎体的统计模型分析定义全局变形函数,一阶马尔可夫模型定义局部变形函数。从粗到精的配准过程^[19]有效地解决进化随机优化问题。在脊柱矫形外科手术中,假设脊柱是一个由旋转、平移的连续椎间关节组成的脊椎模型^[20],通过马尔可夫随机场统计来分割椎体,接着使用线性规划和对偶实现多个模型参数优化。Benamer^[21]利用两个常规 X 射线的视图以及每个椎体几何结构的先验全局知识统计出一套变形模板,然后待配准图像拟合变形模板的投影对每个椎体作 3D/2D 配准。可变形脊椎表面模型可以由拉格朗日

力学偏微分方程动态表示^[22],迭代地解此方程而获得速度、方向、时间等的有限元表面参数,利用这些参数和 Hermite 方程将脊椎模型配准到实际图像的轮廓表面,结果表明能够适用于复杂结构的表面的匹配。先验的 3D 密度特征和结构模型^[23]有利于消除骨密度和几何形状在纵向定量 CT 测量的用户交互。

2.3 基于分割的脊柱图像配准 基于分割的配准算法是从图像中分割出具有一定语义结构的线段和曲面、区域等,并以此作为基准配准整幅图像。目前的分割算法比较成熟,例如区域生长算法、水平集算法、聚类算法、模糊连接算法。基于分割的配准既可以用于刚性变换的配准,从待配准的两幅图像提取相应的解剖结构作为其条件;也可以用于弹性配准,从图像中分割出某些特征,作为形变的前提。基于分割的配准方法不仅能够提高精度和速度,而且可以做到全自动,但是配准的精度受限于分割的精度。

患者的一些部位例如骨可以看做刚性物体,而其他的可能需要变形。分割出相应的感兴趣区域后^[24-25],在脊柱之间的 CT 和 MR 数据集进行分段刚性配准。由此产生的形变场通过光滑插值延长到周围的软组织,证明是可适用于正常情况甚至是损坏或丢失的椎骨椎间盘的情况。针对同一患者不同时间扫描的胸腹部 CT 图像配准,卢振泰^[26]首先分割出两组 CT 图像中的骨骼结构,并抽取骨骼边缘上的点作为标记点,利用软对应匹配算法计算出每一个骨骼与其对应骨骼的刚性变换矩阵;然后通过薄板样条插值得到出整幅图像的变形场,以确定对骨骼的精确配准;然后再对软组织进行基于 B 样条的自由形变的配准。

3 总结和展望

由于脊柱图像的复杂性,到目前为止,还没有对所有脊柱图像都能产生满意的分割方法或配准效果的方法。现在脊柱图像的分割和配准方法要么针对某一类图像,要么精度和速度难以均衡发展。结合文献和临床实践发现目前脊柱的图像分割和配准存在以下问题:①脊柱图像分割的速度过慢,自动化程度较低。②能应用于临床的脊柱的分割和配准的图像大部分是 CT 和 X 射线,主要针对的是骨性疾病诊断。而对于对椎间盘突出、脊柱侧凸、骨质疏松等疾病诊断,需要完成软组织方面的信息获取,CT 图像等分辨率不够高,而 MR 图像对软组织分辨率较高,但这方面的研究较少,因此在配准前提下不同模态的图像综合需要不断发展和完善。③无法准确地解决术中影像漂移问题,即手术进行中组织结构移位导致影像与真实位置的误差,该误差是导致导航系统无法实现精确定位的最大缺陷,其误差发生率高达 66%。所以快速精确的脊柱配准方法对于计算机辅助脊柱外科系统发展是非常关键的。

从国内外的文献研究和医疗发展的需要可知,脊柱图像的分割和配准将会是一个研究的热点。而且随着计算机数据处理水平的提高和医学图像的发展,与之密切相关的辅助治疗、手术导航、实时定位等技术也会有着更广泛的应用。

【参考文献】

[1] Yao JH, O'Connor SD, Summers RM. Automated Spinal Column Extraction And Partitioning[C]. In: 3rd IEEE International Symposium on Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2006; 390—393.

[2] Sun DM. Algorithm Study for Disk Segmentation and Labeling of MRI Spine Images[D]. Beijing Jiaotong University, Master thesis, 2008, 4.

[3] 孙冬梅. MRI 脊柱图像椎间盘分割及定位算法研究[D]. 北京交通大学硕士论文, 2008; 4.]

[3] Li HY, Li GY, Wang Z. An Algorithm Based on the Level Set Method for Spine MRI Image Segmentation[J]. Beijing Biomed Eng, 2004, 23(3):178—181.

[4] 李海云, 李光颖, 王箴. 一种基于水平集的脊柱 MRI 图像分割算法的研究[J]. 北京生物医学工程, 2004, 23(3):178—181.]

[4] Weese J, Kaus M, Lorenz C, et al. Shape Constrained Deformable Models for 3D Medical Image Segmentation[C]. Information Processing in Medical Imaging; Davis, CA, USA, 2001, 2082; 380—387.

[5] Kaminsky J, Klinge P, Bokemeyer M. 3D segmentation and finite element modelling of spine segments[J]. Comp Assist Radiol Surg, 2003, 1256;41—46.

[6] Klinder T, Wolz R, Lorenz C, et al. Spine Segmentation Using Articulated Shape Models[C]. MICCAI; New York, USA, 2008, 5241;227—234.

[7] Klinder T, Lorenz C, von Berg J, et al. Automated model-based rib cage segmentation and labeling in CT images[C]. MICCAI; Brisbane, Australia, 2007, 4792; 195—202.

[8] Li WM, Ding XM, Shi RQ. MRI Spinal Segmentation Based on the Nios II Processor[J]. Medical Electronic, 2008, 3; 90—92.

[9] 李伟明, 丁晓明, 史容琼. MRI 脊柱图像分割算法在嵌入式系统中的实现[J]. 电子应用设计, 2008, 3;90—92.]

[9] Mastmeyer A, Engelke K, Fuchs C, et al. A hierarchical 3D segmentation method and the definition of vertebral body coordinate systems for QCT of the lumbar spine[J]. Med Image Analysis, 2006, 10;560—577.

[10] Li HY, Yan CH, Ong SH. A Multiresolution segmentation technique for spine MR images[J]. Med Imaging, 2002, 4684;1709—1717.

[11] Peng ZG, Zhong J, Wee W, et al. Automated vertebra detection and segmentation from the whole spine MR Images [J]. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2005, 3;2527—2530.

[12] Carballido-Gamio J, Belongie SJ, Majumdar S. Normalized cuts in 3-D for spinal MRI segmentation[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2004, 23(1);36—44.

[13] Panigrahy A, Caruthers SD, Krejza J. Registration of three-Dimensional MR and CT studies of the cervical spine [J]. AJNR, 2000, 21;282—289.

[14] Hensel K, Hold S, Winter S, et al. Ultrasound based navigation system for minimal invasive surgery at the lumbar spine within OrthoMIT[M]. Advances in Medical Engineering, 2007, 114; 79—81.

[15] Russakoff DB, Rohlfing T, Shahidi R. Intensity-based 2D-3D spine image registration incorporating a single fiducial marker[C]. MICCAI; Montréal, Canada, 2003, 2878; 287—294.

[16] Jia FC, Li XW, Chen SP. Registration for CT image guided spine surgery[J]. J Shenzhen University Sci Eng, 2007, 24(4);406—409.

[17] 贾富仓, 李修往, 陈思平. CT 图像引导脊柱外科配准方法研究[J]. 深圳大学学报(理工版), 2007, 24(4);406—409.]

[17] Zhang Y, Wang MN, Song ZJ. Multi-step 2D/3D image

- registration in image-guided spine surgery[J]. J Computer-aided Design Computer Graphics, 2007, 19: 1154—1158.
- [张翼, 王满宁, 宋志坚. 脊柱手术导航中分步式 2D-3D 图像配准方法[J]. 计算机辅助设计与图形学学报, 2007, 19: 1154—1158.]
- [18] Mac-Thiong JM, Aubin CE, Dansereau J, et al. Registration and geometric modelling of the spine during scoliosis surgery: a comparison study of different pre-operative reconstruction techniques and intra-operative tracking systems [J]. Med Biol Eng Computing, 1999, 37: 445—450.
- [19] Benameur S, Mignotte M, Labelle H, et al. A hierarchical statistical modeling approach for the unsupervised 3-D biplanar reconstruction of the scoliotic spine[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2005; 52(12), 2041—2057.
- [20] Kadoury S, Paragios N. 3D Registration of Articulated Spine Models Using Markov Random Fields[R]. Institute National de Recherche en Information et en Automotique, 2009: 4
- [21] Benameur S, Mignotte M, Parent S, et al. 3-D/2-D registration and segmentation of scoliotic vertebrae using statistical models[J]. Computerized Med Imag Graphics, 2003, 5 (27): 321—337.
- [22] Xuan JH, Wang Y, Adali T. A Deformable Surface-Spine Model for 3-D Surface Registration[C]. ICIP: Washington DC, USA, 1997: 236—239.
- [23] Li WJ, Sode M, Saeed I. Automated registration of hip and spine for longitudinal QCT studies: Integration with 3D densitometry and structural analysis[J]. Bone, 2006, 38 (2): 273—279.
- [24] Cech P, Andronache A, Wang LP. Piecewise rigid multimodal spine registration [M]. Bildverarbeitung für die Medizin, 2006, 3: 211—215.
- [25] Little JA, Hill DLG, Hawkes DJ. Deformations incorporating rigid structures[J]. Comput Vis Image Underst, 1997, 66(2): 223—232.
- [26] 卢振泰. 医学图像配准算法研究[D]. 南方医科大学博士论文集, 2008. 4