



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101819679 A

(43) 申请公布日 2010.09.01

---

(21) 申请号 201010150228.0

(22) 申请日 2010.04.19

(71) 申请人 李楚雅

地址 610045 四川省成都市高新技术产业开发区武侯科技园武科东三路5号

(72) 发明人 李楚文 杨勇 史天才

(74) 专利代理机构 成都九鼎天元知识产权代理有限公司 51214

代理人 林辉轮 韩洋

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2006.01)

G06T 17/00(2006.01)

---

权利要求书 1 页 说明书 5 页

(54) 发明名称

三维医学图像分割方法

(57) 摘要

本发明公开了一种三维医学图像分割方法，首先对序列二维医学图像进行三维叠加重构，并进行三维空间内的高斯滤波平滑；其次对三维医学图像进行三维空间收缩运算，并计算和记录每个三维像素点的收缩阶数和能量特性；然后对三维医学图像进行多个区域的水平集方法三维空间扩展；最后根据感兴趣区域信息对三维图像中的三维像素点进行提取分割，分别生成多个感兴趣区域三维图像。本发明的积极效果是：实时性强、运算效率高、能对多个区域同时进行分割的特点，且分割精度高、图像局部特征清晰可靠。

1. 一种三维医学图像分割方法,其特征在于:包括如下步骤:

第一步,在交互式操作情况下,对 CT/MRI 序列二维医学图像按照图像序列和输入的灰度阈值进行三维叠加重构,生成符合灰度阈值的包含所有感兴趣区域的三维图像;

第二步,对三维图像进行三维空间内的高斯滤波平滑,并计算平滑后图像的梯度信息;

第三步,在交互式操作情况下,输入二维或三维空间的种子点;

第四步,根据设置的灰度阈值,对三维医学图像进行三维空间收缩运算,并计算和记录每个三维像素点的收缩阶数和能量特性;

第五步,以输入的多个三维空间种子点作为起始点,对三维医学图像进行多个区域的水平集方法三维空间扩展,计算、修改并记录三维扩展区域的像素点的区域信息;

第六步,根据感兴趣区域信息对三维图像中的三维像素点进行提取分割,分别生成多个感兴趣区域三维图像。

## 三维医学图像分割方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种三维医学图像的分割方法,特别是涉及一种基于多区域收缩扩展碰撞策略的三维医学图像分割方法。

### 背景技术

[0002] 在医学领域中,三维医学图像分割用于对三维医学图像中的感兴趣区域或病变区域进行分割,用于观察和分析感兴趣区域或病变区域的形态、特征和其他病理情况,以及进行三维医学图像的重构和融合等。特别是针对心脏的医学图像,需要同时对心脏医学图像的多个区域进行分割提取,例如左右心房或左右心室的分割。

[0003] 一般来说,大多数的医学图像分割方法基本都基于 CT/MRI 序列图像,进行二维空间上的图像分割,再根据序列二维空间的分割数据,进行三维重构。其中特别的是各类图像分割方法基本是只针对单一区域进行分割,而不能同时对具有一定连通性的多区域进行分割。由于人体解剖结构的复杂性、组织器官形状的不规则性以及不同个体的差异性,一般的医学图像分割方法在进行多区域分割时,在合理性、效果和效率方面并不理想。

[0004] 基于阈值的医学图像分割方法的基本特点是通过人工或自适应的方法来确定一个或一系列图像灰度阈值,再对医学图像进行基于灰度阈值的二值化变换。在二值化的图像中,低于阈值的图像区域为背景区域,而高于阈值的图像区域为感兴趣区域,从而达到图像分割的目的。该方法的问题和缺陷在于:

[0005] 1) 精确阈值确定难度大,医学图像的差异性导致阈值的差异性;

[0006] 2) 在图像多区域的灰度阶数大致相同的情况下,不能准确判别出不同区域的特性,更不能达到分割的效果;

[0007] 3) 在图像多区域的灰度阶数有明显差异情况下,单一灰度阈值对不同区域的判别效果下降,甚至会损害分割区域的图像质量。

[0008] 基于区域生长法的医学图像分割的基本特点是能过交互式设置区域生长种子点,从种子点出发,迭代搜索图像,将种子点像素相邻的相似像素合并到种子像素所在区域。刘英喜等人在《重庆邮电学院学报》第 16 卷第 4 期发表的《基于区域生长法的医学图像分割研究》中描述了一种基于区域生长法的改进方法,该方法较好的解决了对图像指定单一区域分割,该论文的公开内容在此引入以供参考。区域生长法存在如下问题:

[0009] 1) 区域生长法只能针对单一区域或不具有连通性的多区域进行分割。在具有一定连通性的多区域情况下,区域生长法无法判别多区域连通的边缘,也就不能达到多区域分割的目的;

[0010] 2) 区域生长法在图像灰度不均匀、差异较大的情况下,会造成图像分割和提取不准确的现象。

[0011] 在《软件学报》第 13 卷第 6 期的《An Algorithm for Segmentation of MedicalImage Series Based on Active Contour Model》中描述了一种序列医学图像的主动轮廓分割方法,该论文的公开内容在此引入以供参考。基于主动轮廓模型的医学图像序

列分割方法是参数形变方法的一种,通过定义内能量与外能量来模拟物理的力学原理,用能量最小化作为框架,达到对序列图像的分割。基于主动轮廓模型的医学图像序列分割方法的缺点为:

- [0012] 1) 能量特性运算容易陷入局部极小化;
- [0013] 2) 对形状变化较大的图像感兴趣区域的分割不理想,存在过度分割现象;
- [0014] 3) 对序列图像中感兴趣区域的形状存在分离或合并时,无法准确跟踪、分割和提取。

[0015] 朱付平等人在《软件学报》第 13 卷第 9 期发表的《基于 Level Set 方法的医学图像分割》中提到基于水平集方法的医学图像分割方法,该论文的公开内容在此引入以供参考。水平集方法是一种简单有效的计算和分析二维或三维空间中曲线和曲面运动的方法,其主要思想是将曲线、曲面和图像演化为更高维的超平面水平集,演化速度即是曲率函数。基于水平集的医学图像分割算法具有一定的优势,是处理封闭运动界面随时间演化过程中几何拓扑变化的有效方法。在针对多个区域三维分割的领域中,水平集方法仍然存在不能同时对图像中的多个具有一定连通性的区域进行有效分割的缺陷。

[0016] A·伊本塞等人的中国专利 97110768 描述了一种用于图像分割的方法,该专利的公开内容在此引入以供参考。在图像范围内,将该图像分成由相邻像素所组合的区域,其特点在于:利用像素的色度值为构成区域;图像中具有相似色度值的那些相邻的像素被组合成相关的区域;一个区域中的所有像素具有共同的色度值。

[0017] 李明禄等人的中国专利 200410025209 中描述了一种用于图像处理领域的核磁共振多谱图像分割方法,该专利的公开内容在此引入以供参考。该方法发明利用核磁共振影像序列中的多维梯度信息进行神经网络训练,同时加入有监督神经网络训练方式,从而实现对多谱核磁共振影像分割的目的。

[0018] 高新波等人在中国专利 200910021620 中描述了一种基于水平集接力的自动图像分割方法,该专利的公开内容在此引入以供参考。其步骤是:(1) 输入待分割图像,并在图像域中利用形态学方法自动初始化水平集函数;(2) 使用迭代的方法在对应的子区域中演化水平集函数,得到稳定的水平集函数及检测到的图像边缘,并将该边缘内部区域作为下一个子区域;(3) 将在子区域中检测到的图像边缘转换为二值图像,并保存该二值图像;(4) 判断下一个子区域的面积是否为零,若面积为零则执行步骤(5),否则返回到步骤(1);(5) 对所有保存的二值图像执行“并”操作,合并所有子区域中的图像边缘,完成图像分割。

[0019] 贾同等人在中国专利 200410020673 中描述了一种医学图像的三维分割方法,该专利的公开内容在此引入以供参考。该方法采用 Canny 算子进行边缘检测,采用余弦函数进行轮廓插值,利用 Canny 算子和梯度信息生成图像的全局能量代价函数,作为交互式分割基础,实现对关键层的轮廓提取,进而在关键层之间利用基于余弦函数的插值方法产生中间层轮廓,同时在中间层轮廓上根据该层的局部能量代价自动生成种子点,并依据局部能量代价函数进行轮廓的自动调整,对插值生成的轮廓进行自动的修正,从而得到真正的分割区域。

[0020] 在心脏医学图像中存在多个区域的病理特性,并需要相对独立地观察、分析和判别心脏各个区域的病理特性。在对心脏医学图像的区域提取和分割过程中,就需要针对心脏医学图像的不同区域进行提取和分割,并且基本准确地界定出各个区域之间的边界。

- [0021] 现有的各类技术方法在解决心脏医学图像的多个区域提取和分割时,具有一定的实用性,但同时也存在局限性、缺陷或不足之处。
- [0022] 1) 大多数图像分割方法只能针对图像中单一区域进行分割,而不能对图像中多个区域同时进行分割,不能满足对心脏医学图像的多个区域进行提取和分割;
- [0023] 2) 针对具有一定连通性的多个区域的边缘的判别性能较弱,容易发生多个区域之间的过度分割或欠分割的情况;
- [0024] 3) 心脏医学序列图像在多数情况下,都存在感兴趣区域的分离或合并的情况,例如心腔分离、心房与心室连通、血管分支等。针对序列医学图像的区域分离或合并,现有技术大多数不能跟踪出图像区域形态的细节变化;
- [0025] 4) 心脏医学图像的区域形态、病理等信息因个体差异而具有较大的差异,现有的多数图像分割技术方法都不同程度地具有一定的局限性,在医学图像存在较大差异性时,实用性和适应性有明显下降;
- [0026] 5) 现有的一些图像分割技术方法虽然有较好的分割效果,但存在运算数据量大,数据结构复杂或运算效率不高的局限;
- [0027] 6) 有一些图像分割技术方法不适应在三维空间内的进行序列心脏医学图像的分割。

## 发明内容

[0028] 为了克服现有技术的上述缺点,本发明提供了一种三维医学图像分割方法,对心脏医学图像进行三维重构,对多个感兴趣区域的同时进行分割和提取,特别是图像中多个感兴趣区域具有一定的连通性的情况下,本发明具有实时性强、运算效率高、能对多个区域同时进行分割的特点。

- [0029] 本发明的技术方案是:一种三维医学图像分割方法,包括如下步骤:
- [0030] 第一步,在交互式操作情况下,对 CT/MRI 序列二维医学图像按照图像序列和输入的灰度阈值进行三维叠加重构,生成符合灰度阈值的包含所有感兴趣区域的三维图像;
- [0031] 第二步,对三维图像进行三维空间内的高斯滤波平滑,并计算平滑后图像的梯度信息;
- [0032] 第三步,在交互式操作情况下,输入二维或三维空间的种子点;
- [0033] 第四步,根据设置的灰度阈值,对三维医学图像进行三维空间收缩运算,并计算和记录每个三维像素点的收缩阶数和能量特性;
- [0034] 第五步,以输入的多个三维空间种子点作为起始点,对三维医学图像进行多个区域的水平集方法三维空间扩展,计算、修改并记录三维扩展区域的像素点的区域信息;
- [0035] 第六步,根据感兴趣区域信息对三维图像中的三维像素点进行提取分割,分别生成多个感兴趣区域三维图像。

[0036] 与现有技术相比,本发明的积极效果是:具有实时性强、运算效率高、能对多个区域同时进行分割的特点,且分割精度高、图像局部特征清晰可靠,具体表现如下:

- [0037] 1) 重构三维图像运算速率高。
- [0038] 2) 允许设置二维与三维空间的种子点。
- [0039] 3) 可同时对多个感兴趣区域进行三维空间的图像分割。

- [0040] 4) 三维空间分割运算速率高。
- [0041] 5) 三维空间分割的兴趣区域基本符合医学图像质量要求。
- [0042] 6) 对个体心脏医学图像差异性较大的适应性较好。
- [0043] 7) 对心脏医学图像的兴趣区域的细节分割效果较好,对兴趣区域的形态分离与合并适应性较强。
- [0044] 8) 所有的运算在唯一的三维图像数据结构中进行,数据存储空间需求量较少。

## 具体实施方式

[0045] 本说明书中公开的所有特征,或公开的所有方法或过程中的步骤,除了互相排斥的特征和 / 或步骤以外,均可以以任何方式组合。

[0046] 本说明书(包括任何附加权利要求、摘要和附图)中公开的任一特征,除非特别叙述,均可被其他等效或具有类似目的的替代特征加以替换。即,除非特别叙述,每个特征只是一系列等效或类似特征中的一个例子而已。

[0047] 一种三维医学图像分割方法,包括如下步骤:

[0048] 第一步,在交互式操作情况下,对 CT/MRI 序列二维医学图像按照图像序列和输入的灰度阈值进行三维叠加重构,生成符合灰度阈值的包含所有兴趣区域的三维图像:

[0049] 生成过程中可根据输入的采样率对二维图像进行抽样采集,将生成的三维图像保存于三维图像数据结构中。三维图像的每个像素点都包括坐标信息与灰度信息,其中三维像素点的 X 和 Y 坐标为二维医学图像像素点的 X 和 Y 坐标,三维像素点的 Z 坐标为序列二维医学图像的序列层数的转换。

[0050] 第二步,对三维图像进行三维空间内的高斯滤波平滑,计算平滑后图像的梯度信息。三维图像的梯度信息的计算方式如下:

$$[0051] F(x, y, z) = e^{-\alpha |\nabla G_\sigma * I(x, y, z)|}$$

[0052] 其中,  $I(x, y, z)$  为三维图像,  $\nabla$  为梯度算子,  $G_\sigma * I(x, y, z)$  表示对三维图像进行高斯滤波平滑,  $0 < \alpha < 1$  为权重系数。

[0053] 第三步,在交互式操作情况下,输入二维或三维空间的种子点,如果输入为二维空间的种子点,则根据图像序列层数将该种子点转换为三维空间的种子点,其中输入的种子点应在三维图像的三维空间范围内。

[0054] 第四步,对三维图像进行收缩运算:

[0055] 在阈值范围内的已经过收缩运算的像素点为收缩点,在阈值范围内的未经过收缩运算的像素点为目标点,在阈值范围外的像素点为非目标点。收缩运算是对三维图像的所有目标点进行三维空间内的近邻像素点判别,并计算该像素点的收缩阶数和内外能量特性。如果近邻内至少有一个非目标点或收缩点,则该像素点为收缩点。收缩运算迭代进行,直至三维图像中已不存在目标点。

[0056] 收缩点的收缩阶数由迭代次数来确定,例如当迭代运算至第 6 次,本次迭代运算出的收缩点的收缩阶数为 6。

[0057] 收缩点的内外能量特性包含外部能量特性  $E_{in}$  和内部能量特性  $E_{ex}$ ,  $E_{in}$  是收缩点到所有种子点的最短距离,  $E_{ex}$  是本次迭代运算的所有收缩点的表面积,即具有相同收缩阶数

的所有收缩点的表面积。

[0058] 第五步,对三维图像进行扩展运算:扩展运算的过程中包含水平集方法运算、主动轮廓跟踪运算、碰撞策略控制和感兴趣区域信息记录共四个方面的控制。

[0059] 在扩展过程中,进行三维空间的水平集方法运算和主动轮廓跟踪运算。水平集方法的初始点从设置的种子点开始,将三维图像的像素点的收缩阶数作为扩展阶数,在一个时刻,只对具有相同扩展阶数的像素点进行扩展运算。

[0060] 判别像素点的梯度信息和内外能量特性,计算三维空间的水平集的速度函数和主动轮廓跟踪函数,控制三维空间曲面的扩展运动、主动轮廓能量最小化以及三维扩展区域的基本形态。

[0061] 在扩展过程中,进行碰撞策略控制。根据设置灰度阈值和感兴趣区域信息,当三维扩展区域边缘与感兴趣区域边缘碰撞时,停止该方向的扩展运算,并降低该扩展区域的扩展速度;当多个三维扩展区域边缘发生碰撞时,停止三维扩展区域的在该方向的扩展,并降低碰撞区域的扩展速度。

[0062] 在扩展过程中,计算、修改并记录三维扩展区域的像素点的区域信息。

[0063] 第六步,扩展完成后,根据感兴趣区域信息对三维图像中的三维像素点进行提取分割,分别生成多个感兴趣区域三维图像。

[0064] 本发明并不局限于前述的具体实施方式。本发明扩展到任何在本说明书中披露的新特征或任何新的组合,以及披露的任一新的方法或过程的步骤或任何新的组合。