



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109345458 A

(43)申请公布日 2019.02.15

(21)申请号 201811246341.1

G06T 7/33(2017.01)

(22)申请日 2018.10.25

(71)申请人 常州市第二人民医院

地址 213100 江苏省常州市武进区滆湖中路68号

(72)发明人 倪昕晔 孙鸿飞 林涛 高留刚
谢凯 睦建锋

(74)专利代理机构 六安市新图匠心专利代理事务
所(普通合伙) 34139

代理人 陈斌

(51)Int.Cl.

G06T 3/40(2006.01)

G06T 5/00(2006.01)

G06T 7/11(2017.01)

G06T 7/136(2017.01)

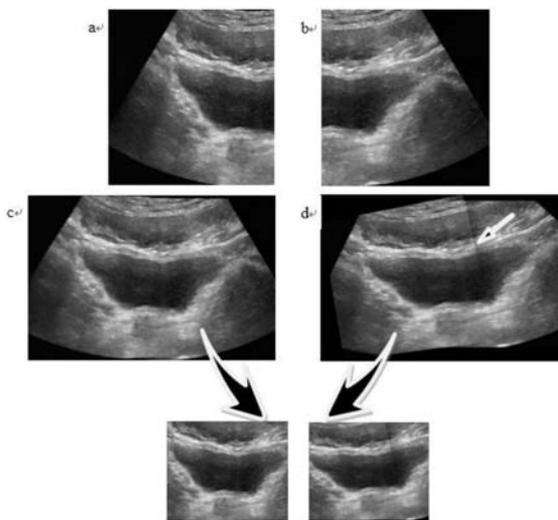
权利要求书2页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于自适应阈值T选取的Harris算子超声图像拼接方法,包括以下步骤:
S1.图像获取:在CT模拟定位室及治疗室中,先后采集CT及超声图像,本研究所有的图像数据来自三名腹部术后肿瘤患者扫描所获取的体数据,每位患者选取10个超声及CBCT的层面图像,S2.对S1中获取的图像进行预处理:在做超声图像拼接之前首先将 400×400 的二维超声图像分割成无重叠的 4×4 子图,计算子图中角点响应函数R值分布,为获取自适应阈值做准备,实现了两幅超声拼接图像间的平滑过渡,消除了拼接缝隙,图像拼接的准确性优于传统的Harris角点检测的方法。



1. 一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1. 图像获取:在CT模拟定位室及治疗室中,先后采集CT及超声图像;

S2. 对S1中获取的图像进行预处理:在做超声图像拼接之前首先将 400×400 的二维超声图像分割成无重叠的 4×4 子图,计算子图中角点响应函数R值分布,为获取自适应阈值做准备;

S3. 利用改进的基于自适应阈值选取的Harris角点图像拼接算法对S2中预处理的图像进行筛选:采用OTUS分割原理,通过最优T值来确定检测的角点数并拼接两幅超声图像。

2. 根据权利要求1所述的一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法,所述的S3中对传统的基于Harris角点特征配准算法进行改进,设R值为i的像素点的个数为 n_i ,像素总数为N, p_i 表示 4×4 子图内i出现的概率,其具体算法为:

$$p_i = \frac{n_i}{N} \quad (1)$$

$$\sum_{i=0}^K p_i = 1 \quad (2)$$

给定初始阈值T,将图像中的像素点分为A、B两类:

$$A = \{0, 1, \dots, T\} \quad B = \{T+1, T+2, \dots, K\} \quad (3)$$

则这A类和B类像素点R值出现的概率为:

$$\begin{cases} P_A = \sum_{i=0}^T p_i \\ P_B = \sum_{i=T+1}^K p_i \end{cases} \quad (4)$$

A类和B类及整个 4×4 子图内的R值均值分别为:

$$\begin{cases} \mu_A = \frac{\sum_{i=0}^T ip_i}{P_A} \\ \mu_B = \frac{\sum_{i=T+1}^K ip_i}{P_B} \\ \mu = \sum_{i=0}^K ip_i = P_A \mu_A + P_B \mu_B \end{cases} \quad (5)$$

A类和B类的方差分别为:

$$\begin{cases} \sigma_A^2 = \sum_{i=0}^T \frac{(i - \mu_A)^2 p_i}{P_A} \\ \sigma_B^2 = \sum_{i=T+1}^K \frac{(i - \mu_B)^2 p_i}{P_B} \end{cases} \quad (6)$$

A类和B类的组间方差 σ_1^2 和组内方差 σ_2^2 为

$$\begin{cases} \sigma_1^2 = P_A (\mu_A - \mu)^2 + P_B (\mu_B - \mu)^2 \\ \sigma_2^2 = P_A \sigma_A^2 + P_B \sigma_B^2 \end{cases} \quad (7)$$

OTUS分割原理指出, σ_1^2 越小, 组内的R值越相似, σ_2^2 越大, 两组的差别越大, 因 σ_2^2/σ_1^2 最大时所对应的T作为最佳阈值, 目标函数为:

$$T = Arg \left\{ \max_{0 \leq i \leq K} \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2} \right\} \quad (8)$$

一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法

[0001] 方法领域

[0002] 本发明涉及一种超声图像拼接方法,具体涉及一种基于改进的 harris角点检测拼接超声图像方法。

[0003] 背景方法

[0004] 在临床放疗中,锥形束CT(CBCT)作为常用的图像引导设备,已普遍应用于图像引导放射治疗和自适应放射治疗。然而CBCT软组织分辨率低,且射术硬化效应、电子散射导致的伪影现象使得重建后的图像质量较差。相比于传统的CBCT引导放疗技术,超声联合CBCT进行摆位验证的图像引导技术可以降低腹部肿瘤的摆位误差。但利用超声引导放疗的成像设备所获取的图像为窄束成像,相比CBCT图像仅为其局部成像区域,对于盆腔及腹部肿瘤,不能将肿瘤靶区及危及器官完全包括在成像范围内,造成以肿瘤靶区GTV为基准的CBCT与超声两种模态的图像进行配准时产生配准误差,进而影响患者最终摆位验证的准确程度。因此,增加超声图像的成像范围是提高超声联合 CBCT引导摆位验证精度的解决方法。

[0005] 图像拼接技术是指将一组具有重叠部分的图像,经过图像配准、图像融合,组合成一幅大视角的新图像,新图像内包括拼接前图像内的所有像素信息。角点检测作为图像拼接技术常用的方法,可分为以下两类:一,基于图像边缘的角点检测,此类方法主要根据检测出的边缘交叉点来确定角点,主要依赖于图像分割及边缘提取,计算量大且容错率较小,使用范围较局限,边缘检测算子主要包括LOG算子、Canny算子及Sobel算子等;二,基于图像灰度的角点检测,通过搜寻图像中局部灰度变化的极大值处的像素点作为角点,基于灰度检测算子主要包括Moravec算子、Harris算子及Susan算子等。其中 Harris算子作为基于图像灰度检测角点的常用方法,对图像旋转、灰度变化及噪声的变化不敏感,且计算相对简单,可在复杂的人体组织结构图像中提取的大量的特征点。但传统的Harris角点检测算法在提取角点时需手动设定阈值,不具有尺度不变性,若阈值设定过大,会导致部分角点的缺失,若阈值设定过小,会导致产生大量伪角点。

[0006] 因此,我们设计一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法。

发明内容

[0007] 本发明的目的是为了解决现有拼接方法中存在的缺点,而提出的一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法。

[0008] 为了实现上述目的,本发明采用了如下方法方案:

[0009] 一种基于改进的harris角点检测拼接超声图像方法,包括以下步骤:

[0010] S1. 图像获取:在CT模拟定位室及治疗室中,先后采集CT及超声图像。

[0011] S2. 对S1中获取的图像进行预处理:在做超声图像拼接之前首先将 400×400 的二维超声图像分割成无重叠的 4×4 子图,计算子图中角点响应函数R值分布,为获取自适应阈值做准备。

[0012] S3. 利用改进的基于自适应阈值选取的Harris角点图像拼接算法对S2中预处理的图像进行筛选:采用OTUS分割原理,通过最优T 值来确定检测的角点数并拼接两幅超声图

像。

[0013] 优选的,所述的S3中对传统的基于Harris角点特征配准算法进行改进,设R值为i的像素点的个数为 n_i ,像素总数为N, p_i 表示 4×4 子图内i出现的概率,其具体算法为:

$$[0014] \quad p_i = \frac{n_i}{N} \quad (1)$$

$$[0015] \quad \sum_{i=0}^K p_i = 1 \quad (2)$$

[0016] 给定初始阈值T,将图像中的像素点分为A、B两类:

$$[0017] \quad A = \{0, 1, \dots, T\} \quad B = \{T+1, T+2, \dots, K\} \quad (3)$$

[0018] 则这A类和B类像素点R值出现的概率为:

$$[0019] \quad \begin{cases} P_A = \sum_{i=0}^T p_i \\ P_B = \sum_{i=T+1}^K p_i \end{cases} \quad (4)$$

[0020] A类和B类及整个 4×4 子图内的R值均值分别为:

$$[0021] \quad \begin{cases} \mu_A = \sum_{i=0}^T \frac{ip_i}{P_A} \\ \mu_B = \sum_{i=T+1}^K \frac{ip_i}{P_B} \\ \mu = \sum_{i=0}^K ip_i = P_A \mu_A + P_B \mu_B \end{cases} \quad (5)$$

[0022]

[0023] A类和B类的方差分别为:

$$[0024] \quad \begin{cases} \sigma_A^2 = \sum_{i=0}^T \frac{(i - \mu_A)^2 p_i}{P_A} \\ \sigma_B^2 = \sum_{i=T+1}^K \frac{(i - \mu_B)^2 p_i}{P_B} \end{cases} \quad (6)$$

[0025] A类和B类的组间方差 σ_1^2 和组内方差 σ_2^2 为

$$[0026] \quad \begin{cases} \sigma_1^2 = P_A (\mu_A - \mu)^2 + P_B (\mu_B - \mu)^2 \\ \sigma_2^2 = P_A \sigma_A^2 + P_B \sigma_B^2 \end{cases} \quad (7)$$

[0027] OTUS分割原理指出, σ_1^2 越小,组内的R值越相似, σ_2^2 越大,两组的差别越大,因 σ_2^2/σ_1^2 最大时所对应的T作为最佳阈值,目标函数为:

$$[0028] \quad T = \text{Arg} \left\{ \max_{0 \leq i \leq K} \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2} \right\} \quad (8)$$

[0029] 本发明有益效果:利用改进的Harris角点检测算法为超声联合 CBCT引导的腹部肿瘤摆位验证提供宽视野的超声图像信息,并且实现了两幅超声拼接图像间的平滑过渡,消除了图像缝隙,图像拼接的准确性优于传统的Harris角点检测拼接超声图像的方法。

附图说明

[0030] 下面结合附图对本发明进一步说明。

[0031] 图1为超声图像拼接图像。图a,b为待拼接的超声图像,图c为利用改进的Harris角点检测算法获取的拼接超声图像,图d为传统的Harris角点检测算法获取的拼接超声图像;

[0032] 图2为拼接超声图像与金标准超声图像的实验图。图2a为改进的Harris角点检测算法获取的拼接超声图像与金标准超声图像的像素差异图,图2b为传统Harris角点检测算法获取的拼接超声图像与金标准超声图像的像素差异图

[0033] 图3为患者拼接后的超声与CBCT配准融合的实验图。图3a,3b 分别为膀胱最大截面的两幅待拼接的超声图像,图3c,3d分别为利用改进的Harris角点检测算法与传统Harris角点检测算法拼接而成的超声图像,图3e为与超声图像相同层面的CBCT图像,图3f为超声与CBCT配准融合后的图像。

具体实施方式

[0034] 下面将结合本发明实施例中的附图,对本发明实施例中的方法方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。

[0035] 实施例:

[0036] (1) 图像获取:在采集图像前,需用校准体模对室内激光灯坐标系和超声探头进行校准,这些校准可以确保系统采集的每个3D超声体素的坐标位置相对于室内激光灯坐标系是已知的。在治疗室中 CT及超声图像。待校准结束后,先后采集超声及CBCT图像。

[0037] (2) 图像预处理:在做超声图像拼接之前首先将 400×400 的二维超声图像分割成无重叠的 4×4 子图,计算子图中角点响应函数R 值分布,为获取自适应阈值做准备。

[0038] (3) 改进的基于自适应阈值选取的Harris角点图像拼接算法:利用OTSU的分割思想,以图像中每个像素点的角点响应R值替代像素值,反复迭代计算T值,不断剔除边缘上的伪角点,最终通过最优 T值来确定检测的角点数并拼接两幅超声图像。

[0039] 步骤如下:设R值为i的像素点的个数为 n_i ,像素总数为N, p_i 表示 4×4 子图内i出现的概率,公式如下:

$$[0040] \quad p_i = \frac{n_i}{N} \quad (1)$$

$$[0041] \quad \sum_{i=0}^K p_i = 1 \quad (2)$$

[0042] 给定初始阈值T,将图像中的像素点分为两类:

$$[0043] \quad A = \{0, 1, \dots, T\} \quad B = \{T+1, T+2, \dots, K\} \quad (3)$$

[0044] 则这两类像素点R值出现的概率为:

$$[0045] \quad \begin{cases} P_A = \sum_{i=0}^T p_i \\ P_B = \sum_{i=T+1}^K p_i \end{cases} \quad (4)$$

[0046] A类和B类及整个 4×4 子图内的R值均值分别为:

$$[0047] \quad \begin{cases} \mu_A = \sum_{i=0}^T \frac{ip_i}{P_A} \\ \mu_B = \sum_{i=T+1}^K \frac{ip_i}{P_B} \\ \mu = \sum_{i=0}^K ip_i = P_A \mu_A + P_B \mu_B \end{cases} \quad (5)$$

[0048] A类和B类的方差分别为:

$$[0049] \quad \begin{cases} \sigma_A^2 = \sum_{i=0}^T \frac{(i - \mu_A)^2 p_i}{P_A} \\ \sigma_B^2 = \sum_{i=T+1}^K \frac{(i - \mu_B)^2 p_i}{P_B} \end{cases} \quad (6)$$

[0050] A类和B类的组间方差 σ_1^2 和组内方差 σ_2^2 为

$$[0051] \quad \begin{cases} \sigma_1^2 = P_A (\mu_A - \mu)^2 + P_B (\mu_B - \mu)^2 \\ \sigma_2^2 = P_A \sigma_A^2 + P_B \sigma_B^2 \end{cases} \quad (7)$$

[0052] OTSU指出, σ_1^2 越小,组内的R值越相似, σ_2^2 越大,两组的差别越大,因 σ_2^2/σ_1^2 最大时所对应的T作为最佳阈值,目标函数为:

$$[0053] \quad T = \text{Arg} \left\{ \max_{0 \leq i \leq K} \frac{\sigma_2^2}{\sigma_1^2} \right\} \quad (8)$$

[0054] (4) 分别将改进的Harris角点检测拼接算法获取超声图像及原始Harris检测方法获取的超声图像与金标准超声图像进行做差比较,像素差异图越趋于蓝色,则两幅对比图的差异越小。利用改进方法拼接后的超声图像与CBCT进行配准,验证患者腹部组织器官在超声图像中成像的完整性。

[0055] 本申请通过基于自适应阈值选取的Harris角点检测方法获取的拼接超声图像成像,拓宽了超声的成像范围,解决了超声设备窄束成像的缺陷。利用改进的Harris方法获取的拼接超声图像与金标准超声图像的相似性程度更高,且实现了两幅超声拼接图像间的平滑过度,消除了缝隙,图像拼接的准确性优于传统的Harris角点检测拼接超声图像的方法。

[0056] 以上,仅为本发明较佳的具体实施方式,但本发明的保护范围并不局限于此,任何熟悉本方法领域的方法人员在本发明揭露的方法范围内,根据本发明的方法方案及其发明构思加以等同替换或改变,都应涵盖在本发明的保护范围之内。

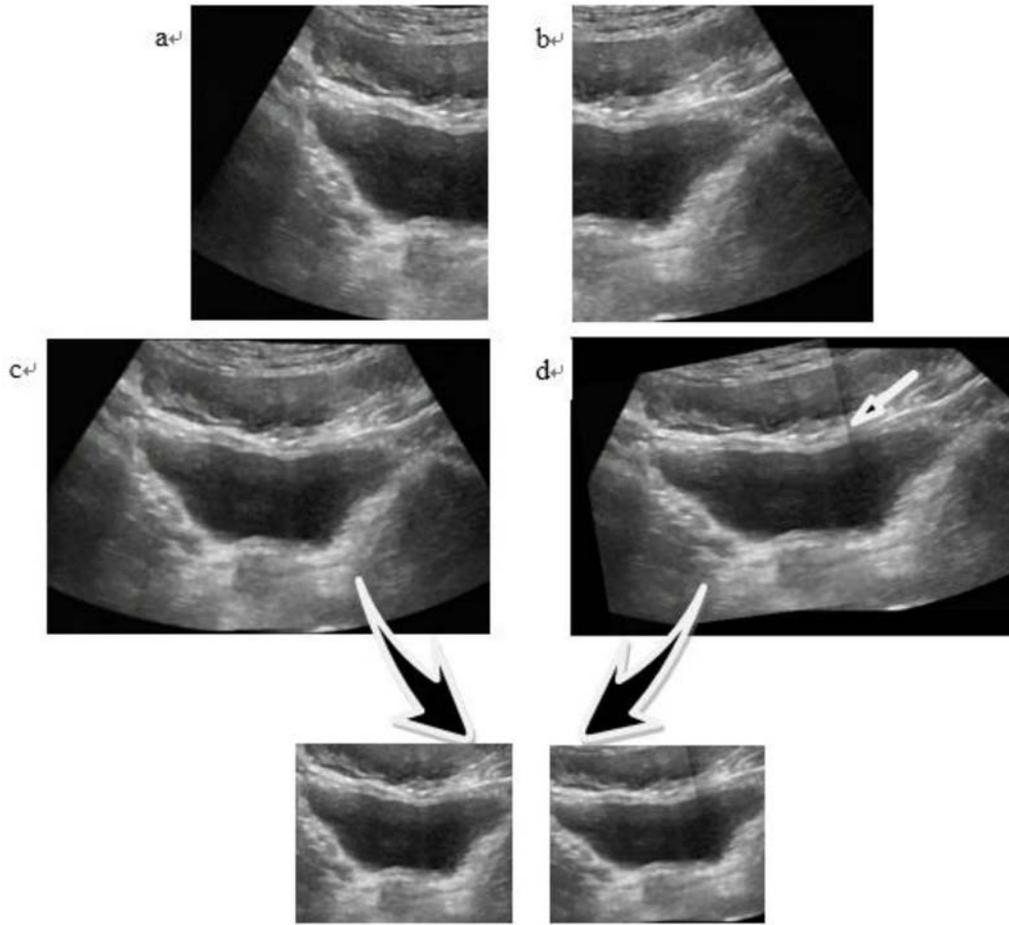


图1

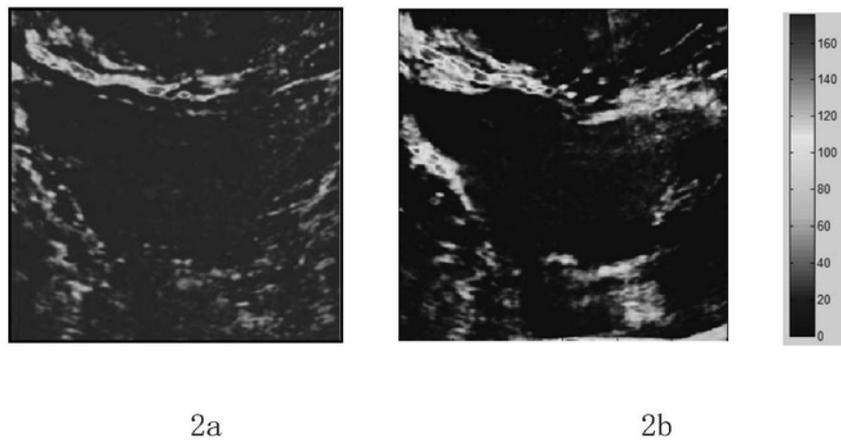


图2

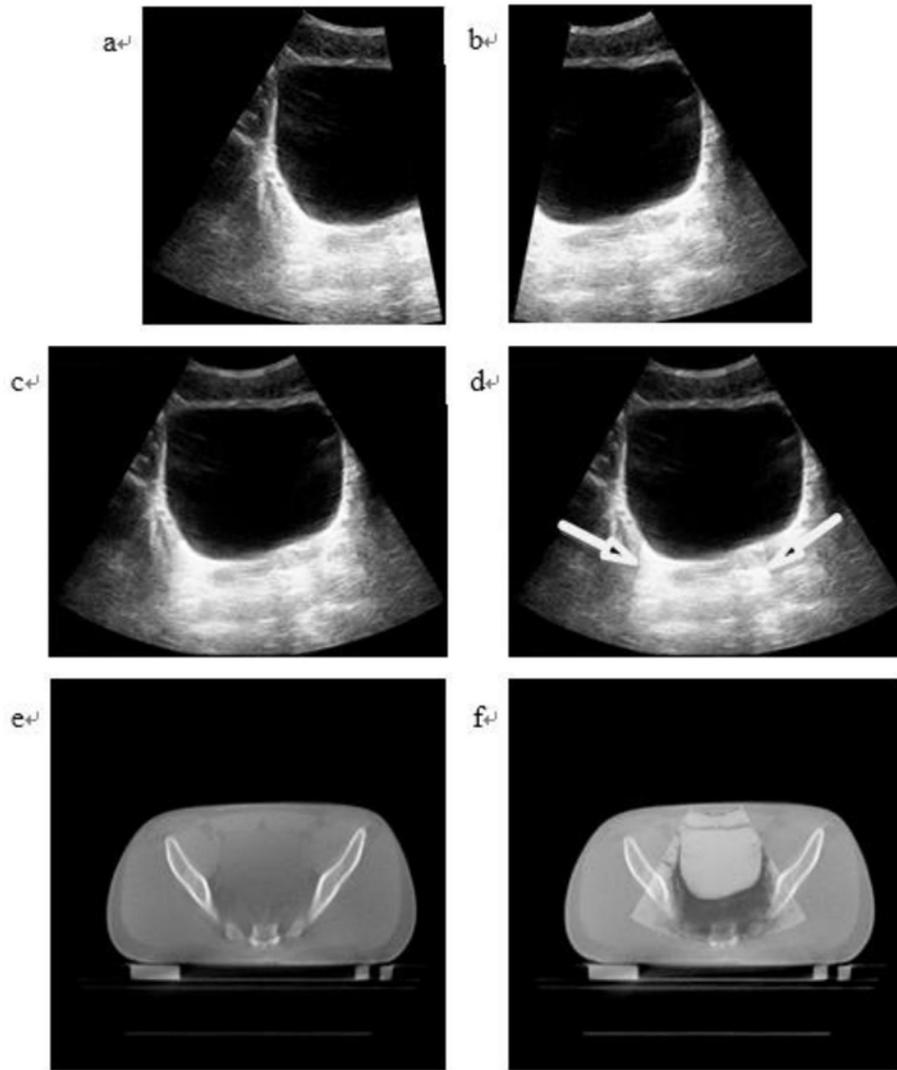


图3