

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/13 (2006.01)
A61B 8/08 (2006.01)
G06T 5/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710037037.1

[43] 公开日 2007年8月8日

[11] 公开号 CN 101011266A

[22] 申请日 2007.2.1

[21] 申请号 200710037037.1

[71] 申请人 上海交通大学

地址 200240 上海市闵行区东川路800号

[72] 发明人 刘小平 杨新 杨旭 朱磊

[74] 专利代理机构 上海交达专利事务所
代理人 王锡麟 张宗明

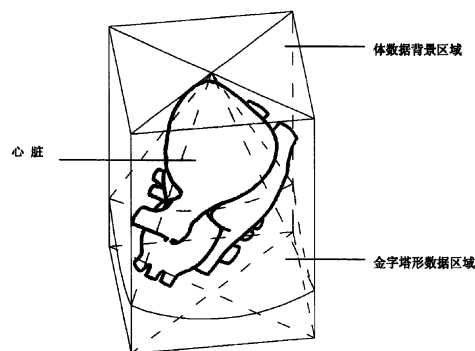
权利要求书2页 说明书6页 附图1页

[54] 发明名称

三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法

[57] 摘要

一种计算机应用技术领域的三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法。步骤如下：(1)从心脏全容积数据中提取出一个心脏舒张末期的三维体数据；(2)从三维体数据中提取180幅切面图像，建立一个图像数据库；(3)计算数据库中每一幅图像与模板图像的相似度，由互信息测度初步筛选，再利用小波系数统计特征在剩下的图像中进一步检测出与模板图像相似度最高的一幅图像，记录其在该体数据中的位置即为四腔观位置。本发明中的方法实现了四腔切面的自动搜寻功能，便利了医生采用实时三维超声技术来诊断。



1、一种三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法，其特征在于，包括如下步骤：

(1) 从左心尖采集的全容积数据文件中抽取出心脏舒张末期时刻的三维体数据；

(2) 从心脏舒张末期时刻体数据中提取切面，建立包含四腔切面的图像数据库；

(3) 首先根据顶点位置对齐模板图像与每一幅数据库中的切面图像；然后，利用基于灰度的互信息测度进行初级匹配，滤去图像数据库中与模板相似度较低的一些图像；再利用小波系数统计特征在剩下的图像中进一步检测出与模板图像相似度最高的一幅图像，此图像被认为是该数据库中的四腔切面图像，记录其在该体数据中的位置即为四腔观位置。

2、根据权利要求1所述的三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法，其特征是，所述步骤(2)，具体为：

切面在 XOY 面上投影为直线如 AB，设 AB 与 X 轴夹角为 θ ($0 \leq \theta < 180$)，每度取一切面，则切面方程： $y = \tan(\theta)x$ ；在 XOY 面上求出 $A(x_1, y_1)$ 、 $B(x_2, y_2)$ 坐标，得展开图像宽度： $L = \overline{AB} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$ ，给定 θ 与 l ， l 为点 P 在 XOY 面的投影点沿 AB 到点 A (x_1, y_1) 的距离， $l \leq L$ ，切面上任意点 P 满足：

$$\begin{cases} x = x_1 + l \cos \theta \\ y = y_1 + l \sin \theta \end{cases} (0 \leq \theta < 180)$$

由此得到大小为 $L \times n$ 的任意角度切面上所有点的坐标，其中 n 为体数据 z 方向的高度，共提取出 180 幅切面图像组成一个图像数据库。

3、根据权利要求1所述的三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法，其特征是，所述利用基于灰度的互信息测度进行初级匹配，具体如下：

将两图像公共相交区域分为 2×2 个部分，将每一部分的熵的相关系数总和作为两幅图像的相似测度，其中每一部分熵的相关系数计算公式如下：

$$ECC(A, B) = \frac{2I(A, B)}{H(A) + H(B)}, \quad ECC(A, B) \text{ 的值越大, 表示两幅图像越相似;}$$

$$\text{其中: } H(A) = -\sum_i p_A(i) \log p_A(i),$$

$$H(B) = -\sum_j p_B(j) \log p_B(j),$$

$$H(A, B) = -\sum_{i,j} p_{AB}(i, j) \log p_{AB}(i, j),$$

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B)。$$

4、根据权利要求 1 所述的三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法，其特征是，所述利用小波系数统计特征在剩下的图像中进一步检测出与模板图像相似度最高的一幅图像，具体如下：

对齐剩下的每一幅图像与模板图像，求两幅图像相交的公共部分，计算相交部分的小波水平方向高频系数特征：

$$E = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)|,$$

$$V = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)^2 - E^2|$$

相似度定义为： $Sim(A, B) = (E_A - E_B)^2 + (V_A - V_B)^2$ ， $Sim(A, B)$ 值越小表示图像越相似， $Sim(A, B)$ 最小值的切面为与模板最相似的四腔切面，即为该体数据中的四腔切面。

三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法

技术领域

本发明涉及的是一种计算机应用技术领域的方法，具体是一种三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法。

背景技术

实时三维超声系统是当前诊断心脏病的主要工具。它实现了观察整个心脏结构和运动的功能，且可通过选择任意切面来观测心脏内部的情况。目前，医生主要根据经验在三维超声心动图中，手动逐个寻找二维切面来观察心脏内部的畸变。很多文献报道了四腔切面对于诊断心脏病的重要性；对于目前实时三维超声心动图的临床诊断，医生也是首先寻找四腔切面来观察。但是，从大量的三维超声数据中逐个寻找四腔切面，对于不熟练的医生则有一些困难，即使对于熟练的医生，也是一项既费时又繁琐的工作。

经对现有技术文献的检索发现，Raj Shekhar 等在《IEEE Transaction on Medical Imaging》（电气和电子工程师协会医学成像学报）（2004，23：1141-1149）上发表了（“Registration of Real-time 3-D Ultrasound Images of the Heart for Novel 3-D Stress Echocardiography”）（“心脏实时三维超声图像的增强超声配准”）一文，该文提出了一种基于互信息的三维配准方法，实现了在注射增强剂前后的三维心动图的配准。通过已知四腔切面位置的三维超声图像模板与任意三维心脏超声图像的配准，理论上可以实现任意四腔切面的自动检测。然而，上述所有研究工作都是基于同一人的心脏三维心动图数据的配准，且只能实现两个体数据的变化在一定范围内的配准，对于变化较大的两个体数据则往往会失效。三维配准的计算量大，实时性较差。

发明内容

本发明的目的在于针对现有技术的不足，提出一种三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法，使得医生可以迅速方便的通过四腔切面来观察心脏，并在四腔观基础上快速的分辨出其他重要切面的位置。实时三维超声数据通常由探头

位于左右心尖、左右旁胸骨、胸骨上和肋下等位置采集。探头位置不同，采集的数据内容也不同。其中探头位于左心尖采集的全容积数据，能显示整个心脏及大部分先心病畸形。本发明主要针对这种全容积数据，来进行四腔切面的自动检测，实现在不同人的该种数据中四腔观的快速自动检测。

本发明通过以下技术方案实现，方法步骤如下：

(1) 由于一个全容积数据通常包括十几帧连续的三维体数据，而四腔切面在心脏舒张末期特征最明显，因此首先需要从采集的全容积数据文件中抽取出心脏舒张末期时刻的三维体数据。

(2) 从心脏舒张末期时刻体数据中提取切面，建立包含四腔切面的图像数据库。每个体数据都包括数据区域和背景区域。其中有数据区域为金字塔形，其他部分为背景区域，其灰度值为 0；从左心尖采集的三维超声数据，其金字塔形数据区域的顶点通常为左心尖或左心尖附近区域；根据该类体数据的特点，假设金字塔形的数据区域顶点为心尖，过该顶点并平行于长方体高的直线为心脏长轴，以心尖所在的心脏长轴为旋转中心轴得到一系列切面，每度提取一幅图像，每个体数据共提取出 180 幅图像，建立一个图像数据库。

(3) 预先选取一副四腔切面作为模板，计算数据库中每一幅图像与模板图像的相似度，选取相似度最高的图像作为四腔切面。首先根据顶点位置对齐模板图像与每一幅数据库中的切面图像；然后，利用基于灰度的互信息测度进行初级匹配，滤去图像数据库中与模板相似度较低的一些图像；再利用小波系数统计特征在剩下的图像中进一步检测出与模板图像相似度最高的一幅图像，此图像被认为是该数据库中的四腔切面图像，记录其在该体数据中的位置即为四腔观位置。

所述利用基于灰度的互信息测度进行初级匹配，具体为：将两图像公共相交区域分为 2×2 个部分，将每一部分的熵的相关系数总合（和）作为两幅图像的相似测度。其中每一部分熵的相关系数计算公式如下：

$$ECC(A, B) = \frac{2I(A, B)}{H(A) + H(B)}, \quad ECC(A, B) \text{ 的值越大, 表示两幅图像越相似.}$$

$$\text{其中: } H(A) = -\sum_i p_A(i) \log p_A(i),$$

$$H(B) = -\sum_j p_B(j) \log p_B(j),$$

$$H(A, B) = -\sum_{i,j} p_{AB}(i, j) \log p_{AB}(i, j),$$

$$I(A, B) = H(A) + H(B) - H(A, B)。$$

所述利用小波系数统计特征在剩下的图像中进一步检测出与模板图像相似度最高的一幅图像，具体为：对齐剩下的每一幅图像与模板图像，求两幅图像相交的公共部分，计算相交部分的小波水平方向高频系数特征：

$$E = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)|,$$

$$V = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)^2 - E^2|。$$

相似度定义为： $Sim(A, B) = (E_A - E_B)^2 + (V_A - V_B)^2$ ， $Sim(A, B)$ 值越小表示图像越相似。 $Sim(A, B)$ 最小值的切面为与模板最相似的四腔切面，即为该体数据中的四腔切面。

通过传统三维配准方法仅能实现同一人心脏同一序列的体数据中四腔切面检测，计算量大，而本发明实现了不同人的左心尖采集的三维超声心动图中四腔切面的自动寻找，计算量小，实时性好，极大方便了医生利用三维超声心动图进行的诊断工作。本发明中的方法对 16 人 29 个心脏舒张末期的体数据进行实验，实验正确率达 97%。

附图说明

图 1. 左心尖采集的三维体数据示意图。

图 2. 体数据及切面位置示意图。

图 3. 切面在 XOY 面内投影示意图。

具体实施方式

下面结合附图对本发明的一实施例作详细说明：本实施例在以本发明技术方案为前提下进行实施，给出了详细的实施方式和具体的操作过程，但本发明的保护范围不限于下述的实施例。

以下以任一左心尖采集的全容积数据示例来作进一步详细的叙述：

(1) PhilipsSonos7500 型实时三维超声诊断仪的三维矩阵(matrix)探头位于左心尖采集 Full -volume 数据，抽取其中第 7 帧心脏舒张末期时刻的三维体数据，该体数据大小为 $144 \times 160 \times 208$ 。

(2) 图 1 为左心尖采集的三维超声心动图示意图, 每个体数据都包括数据区域和背景区域, 其中数据区域为中间的金字塔形部分, 其他部分为背景区域, 背景区域灰度值为 0。从左心尖采集的三维超声数据, 其金字塔形数据区域的顶点通常为左心尖或左心尖附近区域, 根据体数据自身特点, 以金字塔形数据区域的顶点作为坐标原点, 建立直角坐标系如图 2 所示, 图 3 为切面在 XOY 面上投影; 以 Z 轴为旋转中心轴, 每度 ($\theta = 0, 1, 2, \dots, 179$) 提取一幅切面, 共提取 180 幅图像建立一个图像数据库。

切面提取算法:

以金字塔顶点作为坐标原点, 建立直角坐标系, 切面在 XOY 面上投影为直线如 AB, 设 AB 与 X 轴夹角为 θ ($0 \leq \theta < 180$), 每度取一切面, 则切面方程:

$y = \tan(\theta)x$ 。在 XOY 面上求出 A、B 坐标, 可得展开图像宽度:

$L = \overline{AB} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2}$ 。给定 θ 与 l (l 为点 P 在 XOY 面的投影点沿 AB 到点 A (x_1, y_1) 的距离, $l \leq L$), 切面上任意点 P 满足:

$$\begin{cases} x = x_1 + l \cos \theta \\ y = y_1 + l \sin \theta \end{cases}, (0 \leq \theta < 180)$$

由此得到大小为 $L \times n$ 的任意角度切面上所有点的坐标, 其中 n 为体数据 z 方向的高度。共提取出 180 幅切面图像组成一个图像数据库。

$\theta = 0$ 切面提取过程:

当 $\theta = 0$, XOY 平面内, 切线方程 $y = 0$, 求切线与体数据在 XOY 面上的边界的交点, 得 A 点坐标 $\begin{cases} x_1 = -80 \\ y_1 = 0 \end{cases}$, B 点坐标 $\begin{cases} x_2 = 80 \\ y_2 = 0 \end{cases}$; 计算

$L = \overline{AB} = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2} = 160$; 计算切面上每个点的坐标

$$\begin{cases} x = x_1 + l \cos \theta = -80 + l \\ y = y_1 + l \sin \theta = 0 \end{cases} (l = 0, 1, \dots, 160)。$$

如上, 依次取 $\theta = 0, 1, 2, \dots, 179$ 提取切面。

(3) 预先选取一副四腔切面作为模板图像, 在数据库中寻找与模板图像最相

似的图像作为四腔切面。首先根据顶点位置对齐模板图像与每一幅数据库中的切面图像；然后计算每一幅切面图像与模板图像的公共相交部分，将该公共相交区域分为 2×2 个部分，将每一部分的熵的相关系数总和作为两幅图像的相似测度。

模板切面与 $\theta = 0$ 度切面相似测度：

$$ECC(A, B) = 1.3579 ;$$

依次分别计算模板切面与 $\theta = 0, 1, 2, \dots, 179$ 度切面的相似测度，取 $ECC(A, B)$ 较大的 60 幅切面，作为进一步待匹配的图像库。对齐剩下的每一幅图像与模板图像，计算它们公共相交部分的小波水平方向高频系数特征：

模板切面：

$$E = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)| = -0.0185 ,$$

$$V = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)^2 - E^2| = 8.5657 .$$

$\theta = 0$ 度切面：

$$E = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)| = -0.0521$$

$$V = \frac{1}{MN} \sum_{m=1}^M \sum_{n=1}^N |x(m, n)^2 - E^2| = 7.5847$$

$$\text{相似度: } Sim(A, B) = (E_A - E_B)^2 + (V_A - V_B)^2 = 0.9635 ,$$

依次分别计算模板切面与 60 幅切面的 $Sim(A, B)$ ， $Sim(A, B)$ 值越小表示图像越相似。 $Sim(A, B)$ 最小值为 0.9635，为 0 度所在的切面，即为该体数据中的四腔切面。

由于四腔切面通常由医生的主观经验来确定，无法量化为一个精确位置，因此我们将 3 个医生分别 3 次独立在这 29 个体数据中寻找到的四腔切面的位置的平均值 m 及标准方差 sd 作为评价结果的正确性。四腔切面位置由 $angle$ 表示：

$$angle = \begin{cases} \theta(0 \leq \theta < 90) \\ \theta - 180(90 \leq \theta < 180) \end{cases} \quad (-90 \leq angle < 90)$$

当 $m - sd - 5 \leq angle \leq m + sd + 5$ ，检测到的四腔切面位置均被认为是正确的。

该体数据医生检测结果 $m = -1.2$ ， $sd = 5.6$ ，本实施例实验结果 $angle = 0$ ，满足上

述要求。对 16 人 29 个心脏舒张末期的体数据进行实验，实验正确率达 97%。

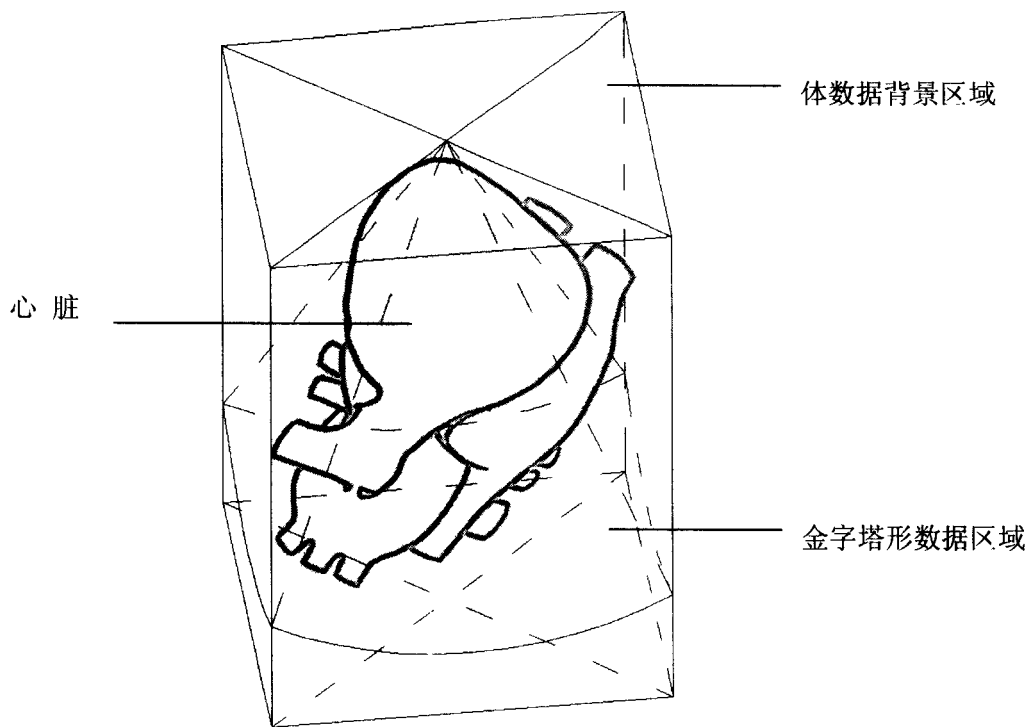


图 1

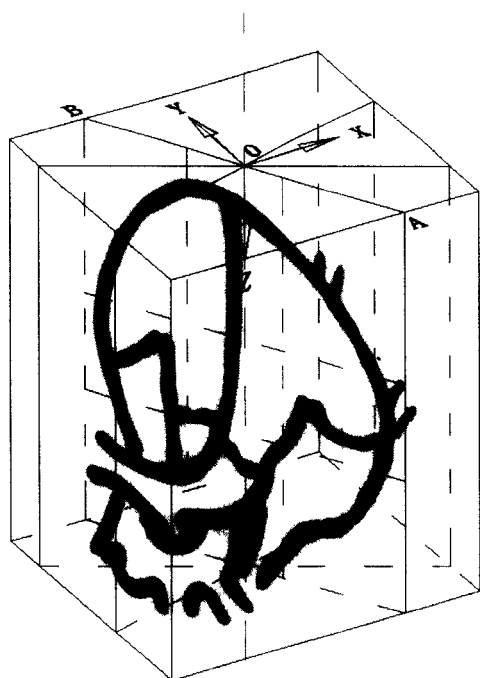


图 2

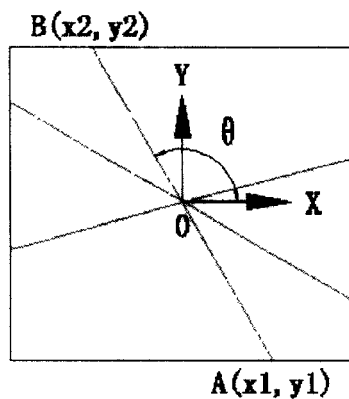


图 3

专利名称(译)	三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法		
公开(公告)号	CN101011266A	公开(公告)日	2007-08-08
申请号	CN200710037037.1	申请日	2007-02-01
[标]申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海交通大学		
[标]发明人	刘小平 杨新 杨旭 朱磊		
发明人	刘小平 杨新 杨旭 朱磊		
IPC分类号	A61B8/13 A61B8/08 G06T5/00		
代理人(译)	王锡麟 张宗明		
其他公开文献	CN100448409C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种计算机应用技术领域的三维超声心动图四腔切面图像自动检测的方法。步骤如下：(1)从心脏全容积数据中提取出一个心脏舒张末期的三维体数据；(2)从三维体数据中提取180幅切面图像，建立一个图像数据库；(3)计算数据库中每一幅图像与模板图像的相似度，由互信息测度初步筛选，再利用小波系数统计特征在剩下的图像中进一步检测出与模板图像相似度最高的一幅图像，记录其在该体数据中的位置即为四腔观位置。本发明中的方法实现了四腔切面的自动搜寻功能，便利了医生采用实时三维超声技术来诊断。

