

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G06T 1/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200510033907.9

[43] 公开日 2006 年 10 月 4 日

[11] 公开号 CN 1839760A

[22] 申请日 2005.3.29

[21] 申请号 200510033907.9

[71] 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司
地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园区科技南 12 路迈瑞大厦

[72] 发明人 董 剑 倪 东 姚 斌

[74] 专利代理机构 深圳睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫

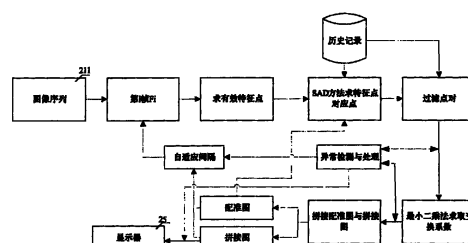
权利要求书 4 页 说明书 11 页 附图 2 页

[54] 发明名称

宽景成像处理方法

[57] 摘要

一种宽景成像处理方法，用于将实时获取或者存储在介质中的图像序列，利用前后两帧图像数据相关性最大，依次将单帧图像不断拼接扩展成宽景图。该方法包括步骤：读取图像序列，先初始化配准图和拼接图；将第 i 帧图像 F_i 分割成若干子区域；求该帧图像相对配准图的运动向量；拟合所述运动向量来计算变换系数；根据所述变换系数将 F_i 拼接到当前拼接图，更新配准图；继续自适应取下一帧图，直到拼接结束，输出当前拼接图作为结果图。另外，系统拼接 F_i 图像时，还可以采用过滤选取特征点，及过滤选取所述特征点有效运动向量的双过滤架构来降低配准误差。采用本发明方法，可以既快又准地完成宽景成像，图像可靠性尤其能满足超声医疗诊断的极高要求。



1. 一种宽景成像处理方法，用于将实时获取的或者存储在介质中的图像序列生成目标图像，取图像顺序数 $I=1、2、3、\dots$ ； Δ 为图像顺序的提取间隔，其特征在于，包括步骤：
 - A. 取图像序列，初始化配准图和拼接图为第一帧图像； $i=2$ ， $\Delta=1$ ；
 - B. 将第 i 帧图像 F_i 分割成若干子区域；
 - C. 求该帧图像相对配准图的运动向量；
 - D. 根据对所述运动向量的拟合来计算变换系数；
 - E. 根据所述变换系数将 F_i 拼接到当前拼接图；并用 F_i 来设置或拼接配准图；
 - F. $i=i+\Delta$ ，如果第 i 帧存在，则返回到步骤 B，否则输出当前拼接图为结果图。
2. 根据权利要求 1 所述的宽景成像处理方法，其特征在于，在步骤 C 之后还包括步骤：
 - C2. 根据所述运动向量，判定 F_i 的平移量在控制范围内，则继续步骤 D；否则，通过 $i=i-\Delta$ 将 i 值复原后，在 Δ 的取值范围内调整 Δ ，再执行 $i=i+\Delta$ ，继续步骤 B。
3. 根据权利要求 2 所述的宽景成像处理方法，其特征在于：

所述平移量控制范围可以设定为 1~100 个像素点。
4. 根据权利要求 1 所述的宽景成像处理方法，其特征在于，在所述步骤 B 之后还包括步骤
 - B2. 从 F_i 图像的各子区域中通过过滤选出有效子区域。
5. 根据权利要求 1 所述的宽景成像处理方法，其特征在于，所述步骤 C 包括执行步骤：
 - a. F_i 图像上选取若干特征点；
 - b. 查找所述各特征点在当前配准图上的对应点；
 - c. 计算所述各特征点-对应点点对的运动向量。
6. 根据权利要求 5 所述的宽景成像处理方法，其特征在于，所述步骤 b 包括执行步骤：
 - ① 在 F_i 确定所述特征点的模板 (30)，它是一个包括以该特征点为中心的邻近点集合

区域;

- ② 当前配准图中确定一个搜索区域 (29');
- ③ 所述搜索区域内通过相似度计算确定所述特征点的对应点,它是与模板等大小、并且相似度最大的邻域 (30') 的中心点。

7. 根据权利要求 6 所述的宽景成像处理方法,其特征在于,所述步骤②中搜索区域 (29') 根据预测定义为:

$$[x + pre_offx + XLft, x + pre_offx + XRgt] * [y + pre_offy - Dy, y + pre_offy + Dy]$$

$$XLft = \begin{cases} -\mu & \text{如果ScanDirection为true} \\ -\nu & \text{如果ScanDirection为false} \end{cases}$$

$$XRgt = \begin{cases} \nu & \text{如果ScanDirection为true} \\ \mu & \text{如果ScanDirection为false} \end{cases}$$

其中 (x, y) 为对应特征点坐标, (pre_offx, pre_offy) 是前一帧图像的偏移向量; ScanDirection 表示图像拼接图像时的总方向, true 表示向着 X 坐标轴的正方向拼接, false 表示向着 X 坐标轴的负方向拼接; $Dy = \gamma$, γ 为一常数, $\mu < \nu$, 均为预测值。

8. 根据权利要求 6 所述的宽景成像处理方法, 其特征在于,

在执行所述步骤①之前, 先将浮动图 F_i 旋转一定角度, 该角度根据预测定义

为: $\sigma = \begin{cases} \alpha & \alpha - \beta < \varepsilon \\ \alpha + (\alpha - \beta) & \alpha - \beta \geq \varepsilon \end{cases}$ 其中, α 为前一浮动图的旋转角度, β 为再前一浮动图的旋转角度; ε 为误差因子。

9. 根据权利要求 5 所述的宽景成像处理方法, 其特征在于, 还包括步骤

d. 对运动向量进行过滤选择出有效运动向量。

10. 根据权利要求 1 或 9 所述的宽景成像处理方法, 其特征在于,

所述计算得到的变换系数偏移量异常, 或者经过滤选择后的有效运动向量的数目小于设定数, 则该帧图像不进行后续拼接步骤; 系统将状态调回到处理该帧前的开始状态, 同时调整图像的提取间隔 Δ , 进行另外一帧的计算处理;

当连续出现若干次图像不进行后续拼接的情况,系统输出当前拼接图为结果图,并显示中断信息。

11. 根据权利要求1所述的宽景成像处理方法,其特征在于,

所述步骤E中,单帧图像 F_i 与当前拼接图拼接时,是采取部分重叠区域加权平均法;配准图的拼接是根据变换系数将该单帧图像 F_i 直接镶嵌到当前配准图。

12. 根据权利要求11所述的宽景成像处理方法,其特征在于,所述部分重叠区域加权平均法包括步骤:

- i. F_i 宽度为wFlt,将该图依拼接方向分为宽度分别为 $wFlt \cdot \omega_1$ 、 $wFlt \cdot \omega_2$ 、 $wFlt \cdot \omega_3$ 的三部分;其中 $\omega_1 + \omega_2 + \omega_3 = 1$;
- ii. 对于第一部分,直接用各像素值来设定拼接图中该像素对应位置点数值;对于第三部分,保留拼接图中各对应该部分的像素点的值;对于第二部分,新拼接图中该对应点的值Gray为

$$\text{Gray} = GFlt * \text{weight} + GScp * (1 - \text{weight})$$
 其中,设GFlt为 F_i 各像素值,GScp为当前拼接图对应点原值,weight为权值。

13. 根据权利要求12所述的宽景成像处理方法,其特征在于,

权值weight为0.1~0.9,具体变化为

$$\text{weight} = 0.8 * (x - XBegin) / (XEnd - XBegin) + 0.1$$

其中 $x \in [XBegin, XEnd]$, $[XBegin, XEnd]$ 为 F_i 第二部分的横坐标范围。

14. 一种宽景成像处理方法,用于将实时获取的或者存储在介质中的图像序列生成目标图像,取图像顺序数 $i=1, 2, 3, \dots$;其特征在于,包括步骤:

- A. 取图像序列,初始化拼接图为第一帧图像; $i=2$;
- B. 查找第 i 帧图像 F_i 的特征点;
- C. 求该帧图像的有效运动向量;若该运动向量数量不足,则继续步骤F;
- D. 根据对所述运动向量的拟合来计算变换系数;

- E. 根据所述变换系数将 F_i 拼接到目前拼接图;
- F. $i=i+1$, 如果第 i 帧存在, 则返回到步骤 B, 否则输出当前拼接图为结果图。

15. 根据权利要求 14 所述的宽景成像处理方法, 其特征在于,

所述步骤 B 包括执行步骤:

- a. 取该图像 F_i 的中间部分进行区域划分;
- b. 从 F_i 图像的各子区域中过滤选出有效子区域;
- c. 在每个有效子区域中选择特征点。

宽景成像处理方法

技术领域 本发明涉及图像数据处理或产生，特别是涉及将多幅二维图像拼接成单幅图像的数据处理或产生方法。

背景技术 “宽景成像”是指将一系列通过探头在同一平面内移动获取的二维图像拼接为一幅连续图像。因为有较大的数据处理量，该技术一般利用高速处理器或计算机来重建所述单幅图像，并且越来越广泛地被运用于较小探头对较大对象的数据拾取领域，例如微小探头对指纹的采集。尤其在医学超声成像领域，以辅助医疗诊断为目的，对该技术有着更高的要求 and 广泛需要。

以超声仪器为例，由于超声的无害性、方便性以及可靠性，超声透视已经成为医生观察人体内部组织部位、诊断病患的常用辅助手段，医生通过操作放在人体皮肤表面的探头，可以得到体内对应部位的超声图像。然而，一般探头的扫描面积有限，从而限制医生可看到的单帧超声图像大小，当单帧图像无法显示该部位全景时，医生不得不来回移动探头以观察该部位的不同区域。于是，当需测区域无法位于一幅图像内时，还不能利用一般超声都具有的测量功能对该区域大小进行直接测量。运用宽景成像技术，将所述医生在同一平面来回扫描产生的一系列图像，利用图像间的相关性，将所述图像序列拼接成一幅“加长”了的超声图像，同时也便于测量较大对象区域，这就是目前解决探头景深局限的较佳方法。

上述宽景成像中的图像拼接概念很早就有了，在超声仪器由单扫描线 M 超发展到 B 超的过程中，就有人把一系列的扫描线拼接起来组成一幅二维图像，接着，又有人提出组合扫描（compound B-Scanner）的概念，将 B 超探头固定于一条限制探头在一平面内移动的机械臂上，实时记录探头的当前位置信息，利用该信息把探头在移动过程中获取的系列图像拼接成一幅图像。所述组合扫描方法因为使用机械臂而极其不便，而且机械臂对于现代手持式超声探头没有实际意义，所以在图像拼接领域没有继续发展。最近十年，针对手持式超声探头图像拼接的各种宽景成像技术不断被提出来。

总的来说，宽景成像包括配准与拼接两大部分。配准包括计算图像间的相对偏移量 $(offx, offy)$ 以及相对旋转角度 θ ，可以将它们合起来成为变换系数 $(offx, offy, \theta)$ ，一个变换系数

就确定了两幅图像之间的一个几何变换。拼接是指通过变换系数将两幅图像合并为一幅图像的过程。许多专利对拼接过程都描述得比较少，一般认为获得正确宽景图像的关键步骤在于配准。

被用来计算偏移量的方法包括 SAD (Sum of Absolute Difference, 绝对差值之总和)。通常先把一幅图像分割为多个部分，对每一部分选择在另一幅图中与该部分对应的一个区域，再依据这两相对部分每个位置的数据计算 SAD 值，SAD 值最小的那个区域的位置就是该部分的最匹配位置，从而通过所述两相对部分位置的相对关系计算得到偏移量。有的技术也采用 SAD 方法来计算旋转角度，与计算偏移量类似，将图像在一个角度范围内根据某个设定的步进间距进行旋转，每次旋转则与另一幅图通过 SAD 方法计算相似度，SAD 值最小的那个旋转位置就是所求的旋转角度。

除了使用 SAD 方法外，还可以使用 MLS (最小二乘法) 方法来计算偏移量或旋转角度，并通过局域偏移量估计出变换系数。Siemens 公司专利 US 5,566,674 以及 GE 公司专利 US 6,605,042 B2 均使用了 MLS 方法。

下面对 Siemens 公司专利 US 5,566,674 作一介绍。

该专利方法主要包括以下步骤：

- a) 将第 n 帧 F_n 分割成若干区域；
- b) 使用 SAD 方法求局域运动向量；
- c) 使用模糊逻辑对局域运动向量进行修正，得到最终的局域运动向量；
- d) 使用最小二乘法计算全局运动向量与旋转角度，即变换系数；
- e) 将 F_n 拼接到前 $n-1$ 帧拼接起来的宽景图中生成新的拼接图；
- f) 锐化图像；
- g) $n = n + 1$ ，如果第 n 帧存在，则返回到步骤 a)，否则输出拼接图为结果图。

具体是：把第 n 帧图像分成许多小的图像区域，其中第 i 个子区域称为 $n(i)$ ，在当前拼接图中确定一个搜索区域，然后令 $n(i)$ 在该搜索区域内移动，在移动过程中，依据对应位置内每个点的数据计算 SAD 值，MSAD (Minimum SAD, 即 SAD 值最小) 的位置被认为是 $n(i)$ 的最好匹配，该位置与区域 $n(i)$ 原始位置的偏移即为区域的局部偏移向量。区域 SAD 的计算方法如下：

$$SAD_{m,n} = \sum_{i=1}^l \sum_{j=1}^k |X_{i,j} - Y_{i+m,j+n}|$$

其中， l, k 为区域 $n(i)$ 的大小， X, Y 分别表示区域 $n(i)$ 内各点和该点在搜索区域内对应点

的灰度值, m, n 为搜索区域内任意一点的横、纵坐标。这样, 对应于 $SAD_{m,n}$ 取得最小值的 (m, n) 点, 即为当前拼接图中该搜索区域内对应第 n 帧区域 $n^{(i)}$ 的最好匹配, 由此来确定区域 $n^{(i)}$ 的局部偏移向量 $v^{(i)}$ 。

为了保证局部偏移向量的正确性, 步骤 c 中使用了模糊逻辑对该向量进行修正, 具体是, 对模糊逻辑输入两个参数来评价当前局域偏移向量的正确性, 并输出权值, 根据权值对所述局域偏移量与历史偏移向量加权平均。其中, 第一个参数是 MSAD 与 SAD 平均值之差, 用来判断 MSAD 的可靠程度; 第二个参数是当前偏移向量 $v^{(i)}$ 与前一时刻偏移向量 $h^{(i)}$ 之间的偏差。经过对每个初始局域偏移量的修正, 得到了最终的局域偏移量。GE 公司专利 US 6, 605, 042 B2 则缺少修正该向量的步骤。

实际采用的数学模型 $F(x)$ 的函数类型往往与实验物理背景以及数据实际分布有关, 一般含有某些待定参数。最小二乘法就是依据实验数据估计参数的重要工具, 它是依据试验获得的一组离散数据来估计 $F(x)$ 中参数的最优值, 该最优值使得模型与实际获得的数据的误差总和为最小。在所述两款相关专利中均使用了最小二乘法, 利用它通过局域偏移量来计算全局偏移量与旋转角度。

在拼接阶段 (步骤 e), US 5, 566, 674 使用加权平均来计算重叠部分的灰度值。加权的计算为:

$$SC(n) = ((1 - m) \cdot (SC(n-1)) + (m \cdot Input(n)))$$

其中 $SC(n-1)$ 为前 $n-1$ 帧拼接成的宽景图像, $Input(n)$ 为第 n 帧图像。权值 m 依赖于图像序号与扫描速度。

由于在拼接过程有个重复加权的过程, 因此拼接后, 对图像进行一次锐化, 即对拼接图作高通滤波。

上述现有技术的缺点主要存在于下述几方面:

- a) 使用 SAD 方法计算图像间的旋转角度: 该方法需要事先确定旋转范围与每次旋转角度的步进间隔, 但是该角度步进间隔难以确定, 间隔小了会使计算量增加, 速度减慢; 间隔大了会使计算精确度降低, 因为准确的旋转角度可能会在两个计算角度之间。
- b) 使用拼接图进行配准: 从理论上讲, 相关性最大的应该是前后两个图像, 而拼接图的像素灰度值一般经过了一定的处理计算, 这样, 使用拼接图与第 n 帧图进行配准的结果准确度会比使用第 $n-1$ 帧图进行配准的差。

- c) 顺序使用图像序列的每一帧图进行配准与拼接：以四帧图像序列 F_1, F_2, F_3, F_4 为例，取函数 $D(F_i, F_j)$ 表示使用MLS计算出来的 F_i 与 F_j 两帧图X方向偏移，假设 $D(F_1, F_2) = 1.6$ ， $D(F_2, F_3) = 3.8$ ， $D(F_3, F_4) = 2.5$ ， $D(F_1, F_4) = 8.5$ ，为阐述简单起见，设拼接使用整数偏移量，则每两帧进行计算得到的 $D(F_1, F_4)$ 因取整而致的误差有1.1个像素（即 $0.4 + 0.2 + 0.5$ ），但直接取 F_1 与 F_4 进行拼接的误差只有0.5。因此，该顺序处理不利于减少误差，另一方面，将降低成像速度。
- d) 依据图像分割后的区域内各点数据直接利用SAD计算偏移：对于图像存在大块梯度变化不明显的面积时，该方法将减低计算结果的准确性。
- e) 尤其是GE公司专利US 6,605,042 B2，直接使用SAD计算的局域偏移量以MLS计算变换系数：实验证明，由于超声图像噪声以及组织运动等因素影响，并不是所有区域计算出来的偏移量均正确，因此该变换系数可能不准确并导致最终拼接图出现极大异常。

发明内容 本发明要解决的技术问题是针对上述现有技术的不足，而提出一种宽景成像处理方法，能将一系列局部图像以较快的速度通过拼接重建宽景图像，并且所述拼接的宽景图像具有较高的准确度，特别是能满足医疗超声设备用于疾病诊断的极高要求。

为解决上述技术问题，本发明的基本构思为：处理系统宽景成像的基础是一系列通过时间顺序排列的图像，一般前后两帧图像的数据相关性最大，即存在有较大的重叠区域，在以第一帧图像为基础，依次将选择出来的单帧图像不断拼接扩展成宽景图的过程中，可以建立配准图和拼接图，分别用于 F_i 图像配准时计算变换系数和拼接 F_i 图像产生输出图像；并且，处理系统根据当前的状态（过快、过慢或配准无效等情况）自适应地调整图像顺序的提取间隔，来保证处理的迅速被执行，提高系统速度与成像可靠性。另外，处理系统拼接 F_i 图像时，还可以针对图像数据变化的特点，通过阈值过滤来选取特征点，以及通过指标参数过滤所述特征点的运动向量来降低配准误差，也能同时提高计算结果的速度和准确性。

作为实现本发明构思的第一种技术方案是，提供一种宽景成像处理方法，用于将实时获取的或者存储在介质中的图像序列生成目标图像，取图像顺序数 $i=1, 2, 3, \dots$ ； Δ 为图像顺序的提取间隔，步骤是，

- A. 取图像序列，初始化配准图和拼接图为第一帧图像； $i=2$ ， $\Delta=1$ ；
- B. 将第 i 帧图像 F_i 分割成若干子区域；

- C. 求该帧图像相对配准图的运动向量;
- D. 根据对所述运动向量的拟合来计算变换系数;
- E. 根据所述变换系数将 F_i 拼接到当前拼接图; 并用 F_i 来设置或拼接配准图;
- F. $i=i+\Delta$, 如果第 i 帧存在, 则返回到步骤 B, 否则输出当前拼接图为结果图。

上述方案中, 在步骤 C 之后还包括步骤

- C2. 根据所述运动向量, 判定 F_i 的平移量在控制范围内, 则继续步骤 D; 否则, 通过 $i=i-\Delta$ 将 i 值复原后, 在 Δ 的取值范围内调整 Δ , 再执行 $i=i+\Delta$, 继续步骤 B。

上述方案中, 所述步骤 C 包括执行步骤:

- a. F_i 图像上选取若干特征点;
- b. 查找所述各特征点在当前配准图上的对应点;
- c. 计算所述各特征点-对应点点对的运动向量。

上述方案中, 所述步骤 b 包括执行步骤:

- ①. 在 F_i 确定所述特征点的模板, 它是一个包括以该特征点为中心的邻近点集合区域;
- ②. 在当前配准图中确定一个搜索区域;
- ③. 在所述搜索区域内通过相似度计算确定所述特征点的对应点, 它是与模板等大小、并且相似度最大的邻域的中心点。

上述方案中, 所述步骤 E 中, 单帧图像 F_i 与当前拼接图拼接时, 是采取部分重叠区域加权平均法; 配准图的拼接是根据变换系数将该单帧图像 F_i 直接镶嵌到当前配准图。

作为实现本发明构思的第二技术方案是, 提供一种宽景成像处理方法, 用于将实时获取的或者存储在介质中的图像序列生成目标图像, 取图像顺序数 $i=1、2、3、\dots$; 步骤是,

- A. 取图像序列, 初始化拼接图为第一帧图像; $i=2$;
- B. 查找第 i 帧图像 F_i 的特征点;
- C. 求该帧图像的有效运动向量; 若该运动向量数量不足, 则继续步骤 F;
- D. 根据对所述运动向量的拟合来计算变换系数;
- E. 根据所述变换系数将 F_i 拼接到当前拼接图;
- F. $i=i+1$, 如果第 i 帧存在, 则返回到步骤 B, 否则输出当前拼接图为结果图。

上述方案中, 所述步骤 B 包括执行步骤:

- a. 取该图像 F_i 的中间部分进行区域划分;
- b. 从 F_i 图像的各子区域中过滤选出有效子区域;
- c. 在每个有效子区域中选择特征点。

采用上述技术方案,均可以既快又准地将实时获取的图像序列或者存储在介质中的图像序列生成目标图像,并且所述生成的宽景目标图像的准确度尤其能满足超声设备医疗诊断的极高要求。

附图说明 图 1 是宽景成像系统硬件结构方框图

图 2 是宽景成像方法处理过程示意图

图 3 是选取特征点的过程示意图

图 4 是计算对应点的过程示意图

图 5 是搜索区域示意图

图 6 是拼接过程分部示意图

具体实施方式 下面,结合附图所示之最佳实施例进一步阐述本发明。

图 1 是本发明实施例宽景成像系统方框图,该系统包括超声波成像装置 1 和 workstation 装置 2。探头 11 向被测肌体组织发射超声波,以及接收从所述被测肌体组织反射回来的超声回波;该回波信号进入波束合成器 12,而完成聚焦延时、加权和通道求和后输出的信号由检测器 13 检出;该检测器 13 将信号送给 D.S.C 数字信号变换器 14 完成坐标变换,最后送给显示器 16 显示单帧图像。超声波成像装置 1 内主控制器 10 完成上述过程的所有控制。专业人员将探头 11 在被测肌体组织的皮肤表面连续平滑移动,可以获得一系列的单帧图像,这些图像实时显示于显示器 16 的同时,也可以通过采集卡被保存到 workstation 装置 2 的内存 21 中。所述内存 21 存储的内容包括图像序列数据 211,还包括宽景处理程序 212;在中央处理器 20 的控制下,系统执行该程序 212 可以将图像序列 211 合成一幅宽景图像并送往 workstation 显示器 25 显示。另外,系统也可以调用保存于外部存储器 22 中的图像序列到内存 21 中进行宽景成像。

以上述基于硬件的宽景成像系统为例,图 2 描述了该系统从图像序列 211 生成宽景图像的大致流程。下面结合该流程描述本发明方法。

取图像顺序数 $i=1, 2, 3, \dots$; Δ 为图像顺序的提取间隔,本发明方法的第一实施例包括步骤:

- A. 取图像序列, 初始化配准图和拼接图为第一帧图像; $i=2$, $\Delta=1$;
- B. 将第 i 帧图像 F_i 分割成若干子区域;
- C. 求该帧图像相对配准图的运动向量;
- D. 根据对所述运动向量的拟合来计算变换系数;
- E. 根据所述变换系数将 F_i 拼接到当前拼接图; 并用 F_i 来设置或拼接配准图;
- F. $i=i+\Delta$, 如果第 i 帧存在, 则返回到步骤 B, 否则输出当前拼接图为结果图。

上述步骤涉及两个主要过程, 即配准过程和拼接过程。前者用于求取变换系数, 后者用于拼接拼接图或配准图。其中步骤E中, 拼接图是单帧图像 F_i 与当前拼接图加权平均得到的; 配准图可以是直接用 F_i 设置的一帧比较图像, 也可以是根据变换系数将 F_i 直接镶嵌到当前配准图而得到的拼接扩展图, 后者具有更广的适用场合。这样, 保证使用SAD方法求后续帧图像的运动向量时能充分利用前后帧图像数据的相关性, 而生成的拼接图又能充分考虑到数据的过渡性。这些具体过程, 将在后面的介绍中予以详述。

由于实际应用中, 图像序列相邻两帧图像的间隔很短, 所以数据相关性很大, 要是把所有的图像都一一计算变换系数, 一方面因变换系数很小系统容易积累误差, 另一方面系统的处理速度慢。为此, 考虑提高速度与正确度起见, 可以自适应调整图像间隔 Δ 来提取拼接图像。所述调整必须根据帧图像的实际宽度、每行像素数、扫描速度、采集速度等因素而定。以特定图像宽度下的一种情况为例: 设单帧图像宽度为 35.4 mm, 每行像素数为 233, 采集速度为 19 f/s, 扫描速度是 10 mm/s, 则相邻两帧图像的数据间隔为: 像素数/单帧图像宽度*扫描速度/采集速度=3.46 个像素, 若要对每帧图像计算变换系数的话, 则 101 帧图像需要进行 100 次对 3.46 的四舍五入; 若调整图像顺序提取间隔 Δ 为 2, 则只需 50 次对 6.92 的四舍五入; 可见误差会大大减少, 同时处理速度也会大大提高。

由此, 本实施例超声设备采用自适应间隔方案, 并考虑: 一) 如果计算出来的平移速度过快, 超出临界值, 则调小间隔; 二) 如果计算出来的平移速度过慢, 超出临界值, 则调大间隔; 三) 如果计算出来的平移量在正常值范围内, 则控制图像间隔使平移量保持在该优选范围内。一般可以设置所述图像间隔 Δ 范围为 1~15。所以, 在步骤 C 之后还包括步骤

- C2. 根据所述运动向量, 判定 F_i 的平移量在控制范围内, 则继续步骤 D; 否则, 通过 $i=i-\Delta$ 将 i 值复原后, 在 Δ 的取值范围内调整 Δ , 再执行 $i=i+\Delta$, 继续步骤 B。

其中, 所述平移量控制范围可以设定为 1~100 个像素点。

步骤C中计算运动向量可以使用子区域的全部数据。为了避免较大的计算量和减小某些平滑区域造成的运动向量计算误差,所述计算运动向量还可以使用子区域内的特征点(即,图像中一些比较大值点或其它明显特征点)。在后一方式中,划分子区域的目的是为了进行质量过滤,以及选取可以分散在图像不同部分的特征点。选取了 F_i 子区域中的一些特征点后,系统再以这些特征点在配准图中的对应点来求这些特征点的运动向量。

步骤B中子区域26的尺寸将影响到后续计算的准确性和速度,太大会使特征点太少,不利计算;太小会增加计算量。本实施例取子区域26大小为 32×32 。因为超声图像噪声的影响比较大,尤其对图像匀质组织部分的影响更突出,为了计算 F_i 与配准图的变换系数,求取正确运动向量尤为重要,因为对图像区域中比较突出的点求取对应点较为精确,所以,我们选取 F_i 中比较突出的部分作为特征点,再通过对特征点求取对应点来计算运动向量。

为进一步提高计算速度和准确度,特征点28的选择可以如图3过程所示。可以在划分子区域后,先从中通过过滤选出有效子区域:即,将图像中平滑组织区域或者灰度过暗子区域(这些区域一方面影响偏移量计算而影响变换系数的精确性,另一方面增加处理数据量而降低计算速度)滤除掉。过滤27可以使用各种各样的指标,比如平均灰度,或者求取的边界梯度等等;可以包括多种过滤方法,其目的都是为了去除不容易得到精确运动向量的图像区域,保留特征突出的图像区域,因已有技术可鉴,不在此赘述。

得到有效区域后就可以选取区域的特征点求取对应点。步骤C中使用特征点来计算运动向量时,就涉及该执行步骤:查找各特征点28的对应点。如图4所示,我们先在浮动图 F_i 内,取以特征点为中心的一个邻近点集合区域30作为模板,然后在当前配准图(或前 $n-1$ 帧图像拼成的拼接图)中确定一个搜索区域29',将该区域中一个以每个像素为中心进行移动的、且与模板同大小的邻域30'与模板一起进行相似度计算,相似度最大时邻域30'的中心点确定为所述特征点的对应点。此后,步骤C通过特征点-对应点点对坐标计算就可以得到该特征点的运动向量($offx, offy$)31。上述计算相似度的方法可以有多种,包括根据向量内积来计算的Cross Correlation(交叉相关)法,根据向量差来计算的SAD法,及其它;因其属于现有技术,不在此赘述。

上述求取对应点的过程中,搜索区域29'的大小对计算速度影响很大,若太大,无疑会增加正确选取对应点的机率,但是会增大计算量;太小,则正确选取对应点的机率变小。为了正确得到对应点的同时兼顾控制计算量,很有必要通过预测来确定合适的搜索区域。下面结合图5来阐述该预测方法:

以本实施例搜索图在当前配准图内确定搜索区域为例,由于配准图的拼接是直接把浮动

图 F_i 覆盖到相应位置, 因此, 搜索的过程实际上是 F_i 与上一帧浮动图 F_{i-1} 之间计算相似度的过程, 设左右图分别是上一帧浮动图 $15'$ 和当前浮动图 15 。在拼接过程中, 系统可以记录上一浮动图的准确位置。假设当前浮动图中点 $P(x, y)$ 在上一浮动图中对应点为 $P1$, 上一帧浮动图 F_{i-1} 的偏移向量 $31'$ 为 (pre_offx, pre_offy) , 则搜索区域定义为

$$[x + pre_offx + XLft, x + pre_offx + XRgt] * [y + pre_offy - Dy, y + pre_offy + Dy]$$

$$XLft = \begin{cases} -\mu & \text{如果ScanDirection为true} \\ -\nu & \text{如果ScanDirection为false} \end{cases}$$

$$XRgt = \begin{cases} \nu & \text{如果ScanDirection为true} \\ \mu & \text{如果ScanDirection为false} \end{cases}$$

其中 $Dy = \gamma$, γ 为一常数, $ScanDirection$ 表示图像拼接图像时的总方向, $true$ 表示向着 X 坐标轴的正方向拼接, $false$ 表示向着 X 坐标轴的负方向拼接。系统根据扫描方向, 设置使顺扫描方向上搜索的像素比反方向更多, 即 $\mu < \nu$, 均为预测值。由于探头平移时在 Y 方向上往往移动较小, 所以, γ 也相应较小。

实际探头在 Y 方向往往存在移动, 因此在计算特征点的对应点时, 往往在确定所述特征点的模板 30 之前, 需要让浮动图旋转一定角度, 才能更好的与配准图进行对应。理论上, 旋转角度若刚好等于实际应该旋转的角度, 则计算的对应点最准确。因此, 本实施例还使用上两帧拼接浮动图来预测旋转角度 σ :

$$\sigma = \begin{cases} \alpha & \alpha - \beta < \varepsilon \\ \alpha + (\alpha - \beta) & \alpha - \beta \geq \varepsilon \end{cases}$$

其中 α 为前一浮动图的旋转角度, β 为再前一浮动图的旋转角度; ε 为误差因子, 按经验值来设定, 可以减少计算误差。

为了进一步降低所述步骤 C 中 SAD 法计算运动向量的误差, 还可以执行我们双过滤架构的第二次过滤, 即对所述运动向量进行过滤, 也就是进一步过滤包括特征点及其对应点的点对。主要是去除一些找错了的对应点对, 是“修剪”性质的过滤, 即把一些偏离运动向量集合的个体去掉。同样可以有許多方法来实现集合内的过滤, 比如聚类(对数据进行聚类以去除离中心最远的点)法, 包括模糊 C 均值算法(见参考文献 1)。所述过滤还可以使用各种经验指标来判定去除不合格运动向量。

步骤 D 中对所述运动向量的拟合方法包括最小二乘法, SAD 方法, 或其它现有方法。

上述步骤 $C \sim D$ 过程中, 可能会出现无法得到有效变换系数的情况, 包括如下:

情况 1 : 单帧图像质量不可靠, 没有进行 MLS 计算; 该情况出现在所述配准过程中的两

次过滤, 过滤选取特征点和过滤运动向量。如果两次过滤后有效特征点-对应点点对(运动向量)的数目小于设定量(有可能是 F_i 相对前一图像平移量过大, 或其它因素造成的相关性太差), 则该帧图像不进行最后的拼接。

情况 2: MLS 计算出来的变换系数偏移量异常(过快/过慢); 其原因可能是因为输入数据的问题(前后帧不连贯), 也可能是因为上述预测设置的间隔不准确, 太大, 则计算出来的运动向量偏大; 太小, 运动向量也会偏小。

针对以上任何情况, 该帧图像将不进行后续拼接(即步骤 E), 转而执行返回过程, 将状态调回到处理该帧前的开始状态, 同时自适应调节图像顺序的提取间隔, 再进行另外一帧的计算处理。

当连续出现若干次包括情况 1 在内不进行后续拼接的情况, 系统可以认为该图像序列的该部分图像质量不佳, 从而停止计算余下的帧, 可以输出当前的拼接图为结果图, 并显示中断信息。我们可以设定次数为不超过五。

步骤 E 中, 可以采取部分重叠区域加权平均法拼接单帧图像 F_i 到当前拼接图, 需要考虑浮动图是从拼接图的左边还是右边进行拼接。这里以图 7 所示的从 X 坐标轴正方向(即拼接图右边)进行拼接为例, 假设浮动图宽度为 w_{Flt} , 将该图(依拼接方向)从右至左分为 I, II, III 三部分。对于 I 部分, 宽度为 $w_{Flt} \cdot \omega_1$, 可以直接用各像素值来设定拼接图中该像素对应位置点数值(灰度值)。对于 II 部分, 宽度为 $w_{Flt} \cdot \omega_2$, 设该部分在浮动图中的横坐标范围为 $[XBegin, XEnd]$, 可以使用各像素值与拼接图中该像素对应位置点的灰度值的加权平均, 来赋值予该对应点。设浮动图各像素灰度值为 G_{Flt} , 当前拼接图对应点原灰度值为 G_{Scp} , 则新拼接图中该对应点的灰度值 $Gray$ 为

$$Gray = G_{Flt} * weight + G_{Scp} * (1 - weight)$$

其中 $weight$ 为权值, 可以用计算公式确定如下:

$$weight = 0.8 * (x - XBegin) / (XEnd - XBegin) + 0.1 \quad \text{其中 } x \in [XBegin, XEnd],$$

即 $weight$ 取值从左边界由最小值 0.1 线性递增到右边界的最大值 0.9。

对于 III 部分, 宽度为 $w_{Flt} \cdot \omega_3$, 是与当前拼接图重叠的部分, 可以保留拼接图中各对应该部分的像素点的灰度值。

其中 $\omega_1 + \omega_2 + \omega_3 = 1$, 经过上述拼接, 可以使图像在拼接部分连续过渡, 显得更加平滑。进一步说, ω_1 表示浮动图有多大范围是直接镶嵌在新拼接图中, ω_3 表示新拼接图中有多大范围像素是直接从原拼接图而来(浮动图与原拼接图的重叠部分), ω_2 表示浮动图与原拼接图重叠部分的过渡区域大小, 因此, ω_2 不宜太大, 否则会使生成的宽景图像过多地被加权平均, 导致图像模糊细节丢失; 但 ω_2 也不宜太小, 否则会使新拼接图上浮动图与原拼接图交接

处出现不连续迹象。

本发明方法的第二实施例包括步骤：

- A. 取图像序列，初始化拼接图为第一帧图像； $i=2$ ；
- B. 查找第 i 帧图像 F_i 的特征点；
- C. 求该帧图像的有效运动向量；若该运动向量数量不足，则继续步骤 F；
- D. 根据对所述运动向量的拟合来计算变换系数；
- E. 根据所述变换系数将 F_i 拼接到当前拼接图；
- F. $i=i+1$ ，如果第 i 帧存在，则返回到步骤 B，否则输出当前拼接图为结果图。

所述步骤 B 包括执行步骤：

- a. 取该图像 F_i 的中间部分进行区域划分；
- b. 从 F_i 图像的各子区域中过滤选出有效子区域；
- c. 在每个有效子区域中选择特征点。

其中求取有效运动向量方法，以及特征点等内容因在第一实施例中已作说明，不再赘述。

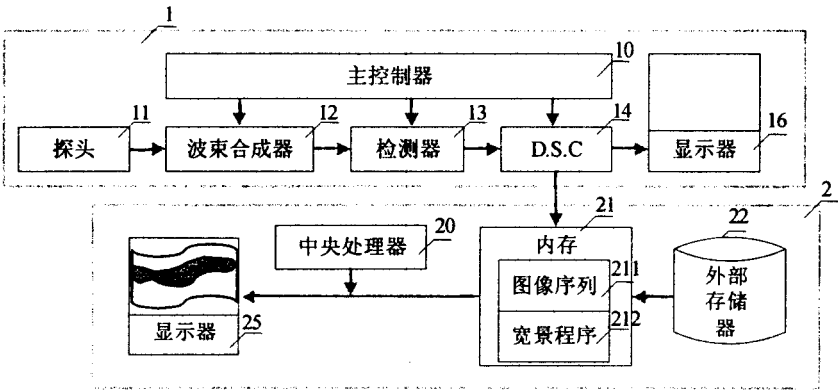


图 1

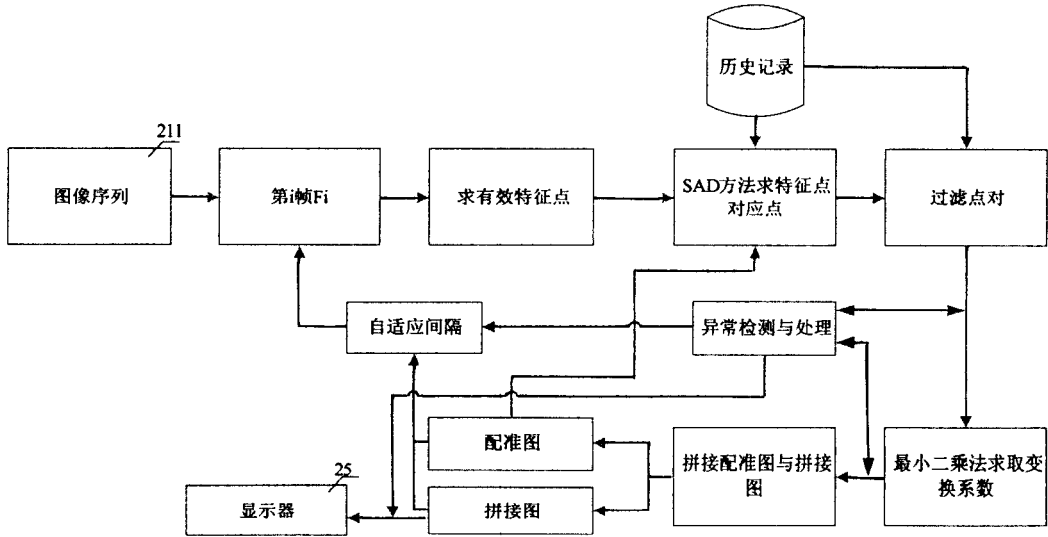


图 2

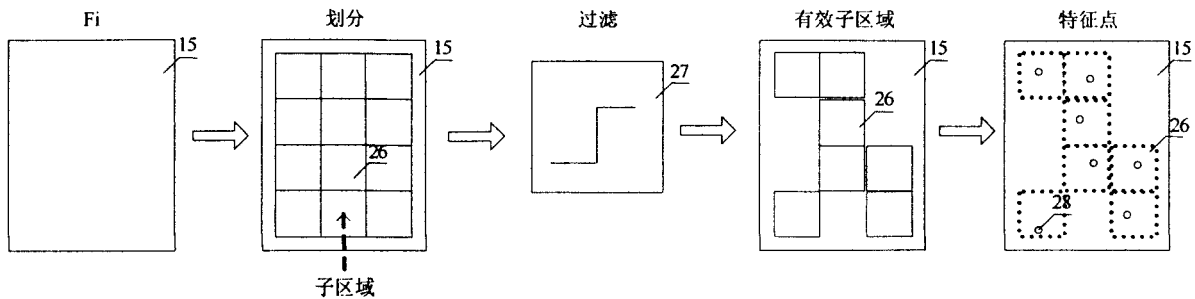


图 3

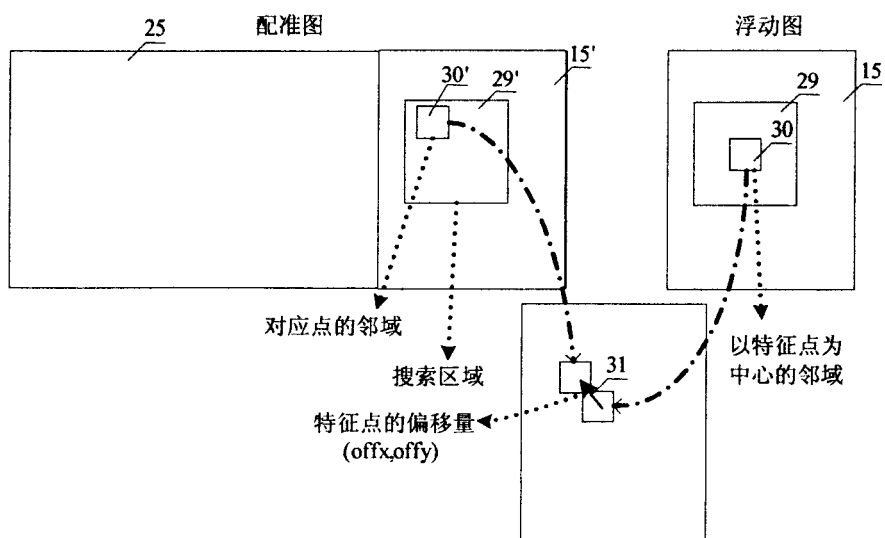


图 4

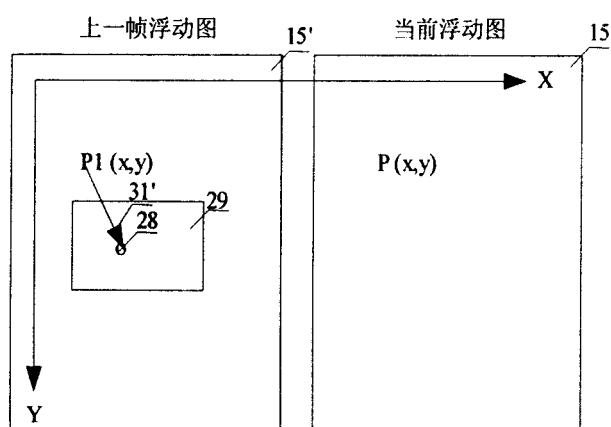


图 5

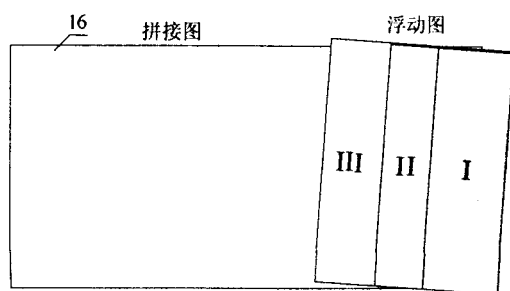


图 6

专利名称(译)	宽景成像处理方法		
公开(公告)号	CN1839760A	公开(公告)日	2006-10-04
申请号	CN200510033907.9	申请日	2005-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	董剑 倪东 姚斌		
发明人	董剑 倪东 姚斌		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
CPC分类号	G06T2207/10132 G06T7/2026 G06T2207/20021 G06K2009/2045 G06T7/0028 G06T2207/30004 G06T7/0026 G06K9/32 G06T7/238 G06T7/32 G06T7/33		
其他公开文献	CN100455266C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种宽景成像处理方法，用于将实时获取或者存储在介质中的图像序列，利用前后两帧图像数据相关性最大，依次将单帧图像不断拼接扩展成宽景图。该方法包括步骤：读取图像序列，先初始化配准图和拼接图；将第i帧图像Fi分割成若干子区域；求该帧图像相对配准图的运动向量；拟合所述运动向量来计算变换系数；根据所述变换系数将Fi拼接到当前拼接图，更新配准图；继续自适应取下一帧图，直到拼接结束，输出当前拼接图为结果图。另外，系统拼接Fi图像时，还可以采用过滤选取特征点，及过滤选取所述特征点有效运动向量的双过滤架构来降低配准误差。采用本发明方法，可以既快又准地完成宽景成像，图像可靠性尤其能满足超声医疗诊断的极高要求。

