

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

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



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200510036992.4

[45] 授权公告日 2009 年 8 月 12 日

[11] 授权公告号 CN 100525711C

[22] 申请日 2005.8.29

[21] 申请号 200510036992.4

[73] 专利权人 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 科技南十二路 迈瑞大厦

[72] 发明人 姚 斌 董 剑 李 勇

[56] 参考文献

CN1225256A 1999.8.11

US6174287B1 2001.1.16

CN2255823Y 1997.6.11

US6589175B2 2003.7.8

审查员 费金娥

[74] 专利代理机构 深圳市睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫 王志明

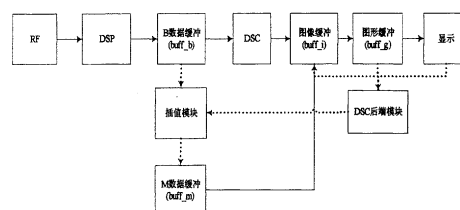
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 4 页

[54] 发明名称

基于运动插值的解剖 M 型成像方法和装置

[57] 摘要

一种基于运动插值的解剖 M 型成像方法和装置，所述装置包括顺序连接的前端、数字信号处理模块、B 数据缓冲、数字扫描变换、图像缓冲和显示器，以及区别于现有技术的数字扫描变换后端模块和插值模块，数字扫描变换后端模块用于从图像缓冲获取用户通过用户图形界面 (GUI) 自定义的采样线坐标，然后进行坐标转换，通过坐标转换获得自定义采样线各采样点在 B 型极坐标系中的坐标数据；插值模块用于对从 B 数据缓冲获得的 M 数据线数据进行时间方向上的运动向量插值。本发明的方法和装置在保证 B 图像帧率不变的情况下，通过运动向量插值获得更高的解剖 M 型帧率，并且可以提高插值后的图像中运动机体的曲线连续性，使得在中低档的 B 超机器上实现解剖 M 型成像成为可能。



1、一种基于运动插值的解剖 M 型成像方法，该方法以超声成像系统作为硬件基础，其特征在于包括如下步骤：

a. 系统前端从受测机体组织获得的射频数据通过信号处理模块处理后得到极坐标形式的 B 型数据，该 B 型数据被保存在 B 数据缓冲中；

b. B 型数据由数字扫描变换模块变换成为一帧 B 图像，该帧 B 图像被储存在图像缓冲中并由显示器显示；

c. 数字扫描变换后端模块把用户通过 B 图像自定义的采样线进行坐标转换以及通过坐标转换获得所述自定义采样线各采样点在 B 型极坐标系中的极坐标数据；

d. 插值模块接收数字扫描变换后端模块输出的自定义采样线各采样点的极坐标数据，同时读取 B 数据缓冲中的 B 型数据，根据所述极坐标数据和 B 数据实时插值生成在用户自定义采样线的深度—时间坐标系下 t 时间刻度的一线解剖 M 型数据，在 t 时刻和 $t-1$ 时刻两条解剖 M 型的数据线之间进行插值处理以增加解剖 M 型数据的时间分辨率；所述插值处理分两步进行，第一步先对数据线上有较重要物理回波的运动区域进行运动向量插值，第二步对运动向量插值没有覆盖到的非运动区域用线性插值进行填补；插值后的解剖 M 型数据被更新存到 M 数据缓冲中并由显示器显示；

所述有较重要物理回波的运动区是指通过统计点的邻域内背景点与非背景点的数量来进行判断的，设定 $t-1$ 时刻的数据线上一点 p ，灰度阈值 $bkth$ ，点 p 上下的域 $S1$ ， $S2$ ，其中 $S1 > S2$ ，在域内灰度值达到 $bkth$ 的称为背景点，否则为非背景点；

重复步骤 a 至步骤 d 直到获得全部时空序列的解剖 M 型图。

2、根据权利要求 1 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：对域 $S1$ 进行背景点统计，点数为 $Bgnub$ ，对域 $S2$ 进行非背景点统计，点数为 $Fgnub$ ，如果 $Bgnub > S1 * K1\%$ 以及 $Fgnub > S2 * K1\%$ 两个条件同时满足，则称点 p 为 Mask 点，系统只计算 Mask 点的运动向量，其中 $K1=50$ ；

假设 $t-1$ 时刻的数据线上有一高亮带，该高亮带有一对应点 $A1$ ，在 t 时刻的数据线上所述高亮带由于速度在深度轴上平移了一段距离，其对应点为 $A2$ ，插值时将点 $A1$ 和 $A2$ 连接起来，利用 $A1$ 和 $A2$ 点运动向量的加权获得被插值点的运动向量，由此获得连续的运动曲线；所述 $A2$ 点通过搜索与 $A1$ 相匹配点而获得，两点互相匹配是指表征相似度的变量

$$SAD = \sum_{y=0}^k |R1_y - R2_y|$$

最小的那个邻域的中点，其中 $R1$ 为 $A1$ 的半径为 r 的邻域， $R2$ 为在对应的时刻 t 数据线上某点为中心半径为 r 的邻域， $k=2 \times r$ 。

3、根据权利要求 2 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：所述运动向量插值的参数选择如下： $S1=10$ ， $S2=3$ ， $bkth=60$ ， $k=2 \times r=16$ 。

4、根据权利要求 1 或 2 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：所述 t 时刻和 $t-1$ 时刻两条解剖 M 型的数据线之间需要插入 $Newfps / Orgfps$ 根数据线，插值前解剖 M 型数据的时间分辨率为 $\delta t=1/Orgfps$ ，经过插值后解剖 M 型数据的时间分辨率为 $Newfps$ ，其中 $Orgfps$ 是 M 型数据的原始帧率， $Newfps$ 是根据解剖 M 型图像显示的需要所设定的目标帧率。

5、根据权利要求 4 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：所述 $Newfps / Orgfps$ 不是整数，所述 $t-1$ 时刻和 t 时刻两条解剖 M 型的数据线之间的插值为等时间距离的非整数倍插值。

6、根据权利要求 4 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：所述 $Newfps / Orgfps$ 为整数，所述 $t-1$ 时刻和 t 时刻两条解剖 M 型的数据线之间的插值为等时间距离整数倍插值。

7、根据权利要求 2 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：在进行运动向量插值之前，对 $Mask$ 点进行平滑过滤，设解剖 M 型某一数据线当前点运动向量为 $mv2$ ，其相邻上一点的运动向量为 $mv1$ ，下一点运动向量为 $mv3$ ，则使用下面的公式修改该点的运动向量：

$$mv = (mv1 + mv2 + mv3 - \max(mv1, mv2, mv3)) / 2。$$

8、根据权利要求 2 所述的基于运动插值的解剖 M 型成像方法，其特征在于：所述运动向量的插值公式如下：

$$\begin{aligned} gray_i(Proj_y) &= (1 - weight) \cdot gray_L(iL_y) + weight \cdot gray_R(iL_y + mv) \\ weight &= dist(Ii, L) / dist(R, L) \end{aligned}$$

其中， $gray_x(A)$ 表示在 x 线上的位置为 A 的点的灰度，权值的大小反比于实际数据线 R 或 L 与插值线 Ii 的距离，Proj_y 为插值点在深度轴上的坐标值，其计算表达式为：

$$Proj_y = Round(Dist(Ii, L) / Dist(R, L) * mv + iL_y)$$

其中 Round() 为四舍五入函数，Dist() 为距离函数。

9、一种基于运动插值的解剖 M 型成像装置，包括：顺序连接的前端、数字信号处理模块、B 数据缓冲、数字扫描变换、图像缓冲和显示器，前端获得的射频数据 RF 通过数字信号处理模块处理后得到极坐标形式的 B 型数据，该 B 型数据保存于 B 数据缓冲中，所述 B 型数据经数字扫描变换处理获得一帧 B 图像送到显示器进行显示，其特征在于还包括：

数字扫描变换后端模块，用于从所述图像缓冲获取用户通过 B 图像自定义的采样线并进行坐标转换，通过所述坐标转换获得自定义采样线各采样点在所述 B 型数据极坐标系中的极坐标数据；

插值模块，用于接收所述数字扫描变换后端模块输出的自定义采样线各采样点的极坐标数据，同时读取所述 B 数据缓冲中的 B 型数据，根据该极坐标数据和 B 型数据实时插值生成解剖 M 型数据并对该解剖 M 型数据进行时间方向上的运动向量插值，插值后的解剖 M 型数据被更新存到 M 数据缓冲中并由显示器显示。

基于运动插值的解剖 M 型成像方法和装置

技术领域

本发明涉及医用超声波技术的成像方法和装置，尤其涉及在 B 帧率较低的超声设备上通过插值提高图像数据的时间分辨率从而获得具有连续运动组织曲线的解剖 M 型图像的方法和装置。

背景技术

解剖 M 型 (anatomical M-mode) 或任意 M 型 (arbitrary M-mode) 成像是超声成像中一种较新的技术，最早由挪威的 Vingmed sound 公司 (该公司在 1998 年被 GE 公司收购) 在 1996 年提出。解剖 M 型成像和常规 M 型成像表现方式很类似，都是在时间和深度平面上用灰度表达超声回波信号的强度。但是从成像机制上看，二者差别较大。常规 M 型成像基于一条真实的超声扫描线，而解剖 M 型成像基于二维超声图像序列上自定义的一条直线或一条曲线，是虚拟的 M 型 (virtual M mode)。解剖 M 型成像本质上是二维超声图像序列的另外一种表达形式，通过从每一帧 B 图获得的采样线位置数据根据时间顺序排列来获得与常规 M 型同样的距离-时间坐标系的图像数据。

尽管超声 B 型成像能提供更完整的空间信息，但是临床上采用常规 M 型成像进行心腔大小和心功能的评价更为准确。原因有四：常规 M 型成像比 B 型成像有更高的时间分辨率；常规 M 型成像能够在时间轴上精确观察心脏运动，而 B 型成像不能够精确观察心脏运动随时间的改变；M 模式能够更好的确认组织边界；M 模式能够在较高时间分辨率上比较不同解剖结构的运动。常规的 M 型成像也有其不足。首先，为了准确测量心室的相关参数，扫描线需要与心室壁垂直。由于肺和肋骨的影响，在临床上这种切面不容易获得。其次，常规 M 型成像扫描线固定，心脏运动会使得扫描线基点有可能朝向或者远离扫描定点，导致测量不准。最后常规 M 型成像只能从一条取样线方向观察心脏，在空间上分析不全面。由于解剖 M 型成像的采样线并不是一条实际的扫描线而是用户自定义的，因此能够部分的保留常规 M 型成像的优点，又能够改善其不足。

Philips公司在2003年就已递交了名称为“超声成像系统上的实时任意M型(Real-Time Arbitrary M-Mode for Ultrasonic Imaging System)”的专利申请 (US 6, 589, 175 B2)。该专利公开了如图1所示的装置框图, 该装置包括: 两个保存扫描线数据的内存缓存, 以及两个保存转换后的M线数据的图像缓存。前端与内存缓存合作, 前端将波束形成的N条扫描线数据作为一组, 交替的保存在两个内存缓存中, 这N条扫描线就是采样线经过的扫描线; 扫描转换负责将内存缓存的N条扫描线转换生成一条M型数据线交替保存在图像缓存中, 图像缓存与显示合作进行M图显示。

上述 US 6, 589, 175 专利的主要思想是通过将扫描一帧图像过程分成多次进行扫描, 每次扫描若干条线, 在相隔两次的间隔扫描 M 采样线经过的扫描线, 从而提高获得 M 图的频率。Philips 的技术方案将获得 B 图数据与解剖 M 型数据线分离开来, 其缺点在于: 以牺牲 B 图帧率为代价来达到提高 M 图帧率的效果。我们进行一个简单的计算, 便可知道 Philips 方案为了获得特定帧率的解剖 M 数据所必须牺牲的 B 图帧率, 假设采样线跨度为 N 条扫描线, 扫描一条线需要 0.25 毫秒, 一帧 B 图有 120 条线, M 图的帧率要求达到 F 帧/秒, 则可以计算不进行解剖 M 型是 B 图帧率为

B图原来帧率: $1000/(0.25 \cdot 120) = 33$ 帧/秒,

1秒内生成M线数据所花费的时间: $N \cdot F \cdot 0.00025$,

剩下用于生成B图的时间: $(1 - N \cdot F \cdot 0.00025)$ 。

很容易计算, 如果F为60帧/秒, 采样线跨度N为20线, 则B帧率剩下23帧/秒, B图像帧率依赖于扫描线的跨度, 而且由于B图像帧率对N的依赖使得系统的帧率不可预测。

由于许多国外大公司普遍使用中高档机器, 帧率本来就很高, 因此在实现解剖M型时不需要考虑帧率低对解剖M图像的影响, 本发明旨在解决如何在帧率不高的中低档机器实现解剖M型成像的问题。

发明内容

本发明要解决的技术问题是提出一种基于较低帧率的超声B型成像系统, 在不降低B图帧率的前提下, 通过对B图数据进行运动向量插值获得模拟的高帧率M型图像的方法和装置。

本发明采用如下技术方案：设计一种基于运动插值的解剖 M 型的成像方法，该方法以超声成像系统作为硬件基础，其特征在于包括如下步骤：

a. 系统前端从受测机体组织获得的射频（RF）数据通过信号处理模块（DSP）处理后得到极坐标形式的 B 型数据，该 B 型数据被保存在 B 数据缓冲中；

b. B 型数据由数字扫描变换模块（DSC）变换成为一帧 B 图像，该帧 B 图像被储存在图像缓冲中并由显示器显示；

c. 数字扫描变换（DSC）后端模块把用户通过 B 图像自定义的采样线直角坐标进行坐标转换从而获得所述自定义采样线各采样点的极坐标数据；

d. 插值模块接收数字扫描变换后端模块输出的自定义采样线各采样点的极坐标数据，同时读取 B 数据缓冲中的 B 型数据，根据所述极坐标数据和 B 型数据获得 M 数据线，生成在用户自定义采样线的深度—时间坐标系下 t 时间刻度的一线解剖 M 型数据，在 t 时刻和 t-1 时刻两条解剖 M 型的数据线之间进行插值处理以增加解剖 M 型数据的时间分辨率；所述插值处理分两步进行，第一步先对数据线上有较重要物理回波的运动区域进行运动向量插值，第二步对运动向量插值没有覆盖到的非运动区域用线性插值进行填补；插值后的解剖 M 型数据被更新存到 M 数据缓冲中并由显示器显示；

重复步骤 a 至步骤 d 直到获得全部时空序列的解剖 M 型图。

所述有较重要物理回波的运动区是指通过统计点的邻域内背景点与非背景点的数量来进行判断的，设定 t-1 时刻的数据线上一点 p，灰度阈值 bkth，点 p 上下的域 S1，S2，其中 $S1 > S2$ ，在域内灰度值达到 bkth 的称为背景点，否则为非背景点，对域 S1 进行背景点统计，点数为 Bgnub，对域 S2 进行非背景点统计，点数为 Fgnub，如果 $Bgnub > S1 * K1\%$ 以及 $Fgnub > S2 * K1\%$ 两个条件同时满足，则称点 p 为 Mask 点，系统只计算 Mask 点的运动向量；

假设 t-1 时刻的数据线上有一高亮带，该高亮带有一对应点 A1，在 t 时刻的数据线上所述高亮带由于速度在深度轴上平移了一段距离，其对应点为 A2，插值时将点 A1 和 A2 连接起来，利用 A1 和 A2 点运动向量的进

行加权获得被插值点的运动向量，由此获得连续的运动曲线；所述 A2 点通过搜索与 A1 相匹配点而获得，两点互相匹配是指表征相似度的变量

$$SAD = \sum_{y=0}^k |R1_y - R2_y|$$

最小的那个邻域的中点，其中 R1 为 A1 的半径为 r 的邻域，R2 为在对应的时刻 t 数据线上某点为中心半径为 r 的邻域。

所述 t 时刻和 t-1 时刻两条解剖 M 型的数据线之间需要插入 Newfps /Orgfps 根数据线，插值前解剖 M 型数据的时间分辨率为 $\delta t = 1/\text{Orgfps}$ ，经过插值后解剖 M 型数据的时间分辨率为 Newfps，其中 Orgfps 是 M 型数据的原始帧率，Newfps 是根据解剖 M 型图像显示的需要所设定的目标帧率。如果 Newfps /Orgfps 不是整数，则所述 t-1 时刻和 t 时刻两条解剖 M 型的数据线之间的插值为等时间距离的非整数倍插值。如果 Newfps /Orgfps 为整数，则所述 t-1 时刻和 t 时刻两条解剖 M 型的数据线之间的插值为等时间距离整数倍插值。

在本发明的实施例中，所述运动向量插值的参数选择如下：S1=10，S2=3，K1=50，bkth=60，k=2*r=16。

本发明解决技术问题所采用的技术方案还包括：设计一种基于运动插值的解剖 M 型成像装置，包括：顺序连接的前端、数字信号处理模块(DSP)、B 数据缓冲、数字扫描变换(DSC)、图像缓冲和显示器，前端获得的射频数据 RF 通过数字信号处理模块处理后得到极坐标形式的 B 型数据，该 B 型数据保存于 B 数据缓冲中，所述 B 型数据经数字扫描变换处理获得一帧 B 图像送到显示器进行显示，下面两个模块是本发明装置特有的关键模块：

数字扫描变换(DSC)后端模块，用于从图像缓冲获取用户通过 B 图像自定义的采样线后进行坐标转换，通过坐标转换获得自定义采样线各采样点在所述 B 型数据极坐标系中的极坐标数据；

插值模块，用于读取 B 数据缓冲中的 B 型数据和数字扫描变换后端模块中的极坐标数据生成解剖 M 型数据并对该解剖 M 型数据进行运动向量插值，插值后的解剖 M 型数据被更新存到 M 数据缓冲中并由显示器显示。

与现有技术相比较，本发明基于运动插值的解剖 M 型成像方法和装置

具有如下优点：通过对解剖 M 型数据的运动向量插值，较好地解决由于帧率低导致生成的解剖 M 型图像的运动曲线不连续问题，使得在中低档的 B 超机器上实现解剖 M 型成像成为可能。

附图说明

图 1 是现有实现解剖 M 型图像的超声 B 型成像系统的原理框图；

图 2 是本发明基于运动插值的解剖 M 型成像装置的原理框图；

图 3 是运动插值方案的流程图；

图 4 是在运动插值时寻找 Mask 点的流程图；

图 5 是说明运动向量原理的示意图；

图 6 是对运动向量进行线性插值图的示意图。

具体实施方式

以下结合附图及附图所示之最佳实施例对本发明装置和方法作进一步详述。

图 2 是本发明基于运动插值的解剖 M 型成像装置的原理框图。前端获得的射频数据(RF)通过数字信号处理模块(DSP)处理后得到极坐标形式的数据保存于 B 数据缓冲(buff_b)中,通过将 buff_b 的数据进行数字扫描变换(DSC)获得一帧 B 图像送到显示器进行显示。解剖 M 型的成像处理过程是：从 B 数据缓冲(buff_b)中的每帧图像采样获得解剖 M 图的一帧数据线，然后通过对相邻时间间隔的两条数据线之间进行插值，把插值后的解剖 M 图数据和图像更新到图像缓冲(buff_i)，并且通过显示器进行实时显示。

本发明装置的算法模块主要包括两个：DSC 后端模块和插值模块。

DSC 后端模块主要解决图形用户(GUI)界面的采样线输入、显示问题，以及完成采样线坐标转换；解剖 M 型主要通过用户在超声机器的 B 图上画一条采样线，根据这条采样线生成解剖 M 型数据。其与常规 M 型不同之处就是采样线并不是固定的一条扫描线，通过对这条两端点由用户指定的采样线进行坐标采样以及转换得到采样点在 B 数据中的坐标。对于每帧 B 图像获得这条采样线上的数据，然后通过处理获得解剖 M 型结果图像。

插值模块主要接收 DSC 后端模块的坐标数据, 然后根据这些信息从 buff_b 中获得数据线的数据, 并且实时插值生成 M 线数据更新到 M 数据缓冲 (buff_m) 中用于实时显示。

解剖 M 型图像主要用于观察解剖组织的运动曲线随时间的变化, 比如心室壁运动或者瓣膜运动情况。在 30 帧/秒左右的低帧率情况下, 由于这些运动组织的快速运动, 从相邻两帧图像分别获得的采样数据线会出现不连续的情况, 这是因为运动部分出现在两线的位置距离大导致的视觉效果。为了实现在低帧率情况下的解剖 M 型, 本发明提出了一个低帧率下的解剖 M 型的实现方案, 即使用运动向量插值技术弥补不连续的情况, 并且获得高帧率的图像效果。

现以图 2 所示的超声成像系统作为硬件基础来说明基于运动插值的解剖 M 型成像方法, 该成像方法包括如下步骤:

a. 系统前端从受测机体组织获得的射频 (RF) 数据通过信号处理模块 (DSP) 处理后得到极坐标形式的 B 型数据, 该 B 型数据被保存在 B 数据缓冲中;

b. B 型数据由数字扫描变换模块 (DSC) 变换成为一帧 B 图像, 该帧 B 图像被储存在图像缓冲中并由显示器显示;

c. 数字扫描变换 (DSC) 后端模块把用户通过 B 图像自定义的采样线进行 M 图坐标转换以及通过坐标转换获得所述自定义采样线各采样点在 B 型坐标系中的极坐标数据;

d. 插值模块接收数字扫描变换后端模块输出的自定义采样线各采样点的极坐标数据, 同时从 B 数据缓冲中的 B 型数据生成 t 时刻 M 数据线数据, 在 t 时刻和 t-1 时刻两条解剖 M 型的数据线之间进行插值处理以增加解剖 M 型数据的时间分辨率; 所述插值处理分两步进行, 第一步先对数据线上有较重要物理回波的运动区域进行运动向量插值, 第二步对运动向量插值没有覆盖到的非运动区域用线性插值进行填补; 插值后的解剖 M 型数据被更新存到 M 数据缓冲中并由显示器显示;

重复步骤 a 至步骤 d 直到获得全部时空序列的解剖 M 型图。

下面对步骤 d 是的运动向量插值进行详细的说明。

我们所称的有较重要物理回波的运动区是指通过统计点的邻域内背景点与非背景点的数量来进行判断的, 设定 $t-1$ 时刻的数据线上一点 p , 灰度阈值 $bkth$, 点 p 上下的域 $S1, S2$, 其中 $S1 > S2$, 在域内灰度值达到 $bkth$ 的称为背景点, 否则为非背景点, 对域 $S1$ 进行背景点统计, 点数为 $Bgnub$, 对域 $S2$ 进行非背景点统计, 点数为 $Fgnub$, 如果 $Bgnub > S1 * K1\%$ 以及 $Fgnub > S2 * K1\%$ 两个条件同时满足, 则称点 p 为 Mask 点, 求取 Mask 点的方法如图 4 所示。很显然, Mask 点主要通过统计点的邻域内背景点与非背景点的数量进行的, 这种求取 Mask 点的好处是: a) 这种求取方法实际可以看作是求取边界点的方法, 因为引起视觉效果的运动主要是边界点的运动; b) 在 B 图像中, 有时候瓣膜由于运动而显得对比度不高, 因此, 在求 Mask 点时的条件都比较的松, 这是为了保证瓣膜的运动部分被包含在 Mask 内; c) 这种求取可以避免单点噪声的影响; d) 这种求取方法只需要进行数量的加减, 可以高速的实现。在实际应用中, 我们是对每条实际数据线求取 Mask 模板的, 参数选择与重要物理回波的空间尺度有关, 在本实施例, $S1$ 为 10, $S2$ 为 3, $K1$ 为 50, $r=8$ 。

求取运动向量的方法是一个搜索对应点的过程, 由于主要的运动都是在图像的边界点上, 因此, 我们通过求取每条线的边界点从而构成这条线的 Mask 模板, 只有对于 Mask 里面的点才求取运动向量。

运动向量插值方案的主要流程见图 3。为了进行有效的插值, 对于前一时刻数据线上的点求取在下一时刻数据线上的对应点, 插值是用对两点之间的点进行的, 根据这两个点的灰度对两点之间的点进行插值, 这样就能将不连续的部分连接起来。在算法中, 我们先求边界点, 对这些点进行运动向量的求取, 通过根据运动向量进行插值后, 仍然会有大部分被判断为非运动的区域没有插值, 对于这些部分使用线性插值进行填补; 最后, 我们对插值线进行后处理并作为输出更新存储到 M 数据缓冲中。

解剖 M 型应该表现解剖组织的运动曲线, 当帧率不够的时候, 这条运动曲线就不会连续, 求取运动向量的原理如图 5 (a), L 与 R 是相邻时间间隔两条实际从 B 图获取的数据线, 图像中假设有一个运动的解剖物体, 表现在每帧图上的一个高亮带(如线上的斜线阴影部分), 在 $t-1$ 时刻的数据线 L 到 t 时刻的数据线 R , 所述高亮带有一定的位移。从水平方向上看 $A1$ 对应 $A3$, 由于运动的物体已经不在这个位置, 那么这种对比度的差异就会

导致出现不连续的情况，这是在帧率不高时出现的。为了通过插值得到连续的图像，我们求取 L 线上点 A1 在 R 线上的对应点，即 A1 点的组织运动到了 A2 点，如图 5 (b) 所示。那么插值时用线将 A1 和 A2 点连接起来，从而获得连续的运动曲线。

下面说明运动向量的计算，为了计算数据线 $Line_{i-1}$ 上一点 A1 的运动向量，算法中使用匹配方法进行查找。选择以 A1 为中心的一个邻域作为模板，在 $Line_i$ 上以 A1 位置为中心的一个邻域进行模板匹配搜索。

两个大小相同的邻域算法中使用 SAD 表征它们的相似度。假设这两个邻域为 $R1_y$, $R2_y$ 。则

$$SAD = \sum_{y=0}^k |R1_y - R2_y|$$

其中，其中 $R1$ 为 A1 的半径为 r 的邻域， $R2$ 为在对应的 $Line_i$ 线上某点为中心半径为 r 的邻域， k 为邻域的直径大小，算法中 $k=2*r=16$ 。

搜索区域中对应于 SAD 取得最小值的那个邻域的中点，即为搜索区域内对应 A1 的最好匹配，由此得到 A1 的对应点，从而计算得到 A1 的运动向量。这种求匹配点的方法称为 MSAD 方法。

在算法中，我们只对 Mask 点进行运动向量的计算。这样可以大大的减少计算时间以及避免一些点计算获得错误的运动向量，从而使对插值效果形成影响。

为了过滤掉一些错误的运动向量，使用一个平滑的过程对运动向量集合进行过滤。这个过滤是基于假设运动的部分都是比较连续，不会只有单独点的运动部分。为了去掉这种点，我们对 Mask 点的运动向量进行逐点搜索，对运动向量进行修正。如果该点上一点的运动向量为 $mv1$ ，当前点运动向量为 $mv2$ ，下一点运动向量为 $mv3$ 。那么我们使用下面公式修改该点的运动值：

$$mv = (mv1 + mv2 + mv3 - \max(mv1, mv2, mv3)) / 2$$

即去掉最大运动向量之后的两个运动向量的平均作为该点的运动向量。基于假设，运动部分应该是使相邻的多个点的运动向量相似，所以这种平均方法不会拉低运动向量值，相反，如果是单点的错误运动向量则会被过滤掉了。

进行了一定的修正之后，算法开始插值，算法中插值是经过两个步骤，

首先是运动向量插值，然后是对没有插值的点进行线性插值填补。

运动向量插值主要计算运动向量经过的插值线的位置，然后进行根据实际数据线上运动向量的两点进行加权获得该点灰度。

如图 6，假设实际数据线 L 和 R，L 线上位置为 iL_y 的 A1 点在 Y 方向上的运动为 mv ， Ii ($i=1\cdots 3$) 为在 L 与 R 之间的插值线，那么运动向量在 Ii 上的投影 $Proj_y$ 使用下面公式获得：

$$Proj_y = Round(Dist(Ii, L) / Dist(R, L) * mv + iL_y)$$

其中 $Round()$ 为四舍五入函数， $Dist()$ 为距离函数。

插值点灰度将使用运动向量的两对应点灰度进行加权获得。

$$gray_n(Proj_y) = (1 - weight) \cdot gray_L(iL_y) + weight \cdot gray_R(iL_y + mv)$$

$$weight = dist(Ii, L) / dist(R, L)$$

其中， $gray_x(A)$ 表示在 x 线上的位置为 A 的点的灰度，权值的大小反比于实际数据线与插值线的距离。

对 Mask 点插值后，主要运动部分显示出来了，但是大部分插值线数据没有运动向量经过，所以需要进行另外的填补。由于对于非 Mask 点，一般是非边界点，这些点的运动幅度很小，因此算法使用线性插值对没有插值的部分进行插值。如果某个点没有进行插值，那么就找其左右最近的已插值点，通过这两个点使用水平线性插值的算法进行插值，如图 6 所示。

在 t 时刻和 $t-1$ 时刻两条解剖 M 型的数据线之间需要插入多少条数据线才能满足解剖 M 型图像显示的需要？设 $Orgfps$ 是插值前 M 型数据的原始帧率， $Newfps$ 是根据解剖 M 型图像显示的需要所设定的目标帧率，则在 t 时刻和 $t-1$ 时刻两条解剖 M 型的数据线之间需要插入 $Newfps / Orgfps$ 根数据线，插值前解剖 M 型数据的时间分辨率为 $\delta t = 1 / Orgfps$ ，经过插值后解剖 M 型数据的时间分辨率为 $Newfps$ 。 $Newfps / Orgfps$ 在大多数情况下不是整数，因此所述 $t-1$ 时刻和 t 时刻两条解剖 M 型的数据线之间的插值为等时间距离的非整数倍插值。对于 $Newfps / Orgfps$ 为整数的情况，所述 $t-1$ 时刻和 t 时刻两条解剖 M 型的数据线之间的插值为等时间距离整数倍插值。

经过了两次插值，生成了新的数据线，更新到图 2 的 M 数据结果缓冲中进行实时显示。

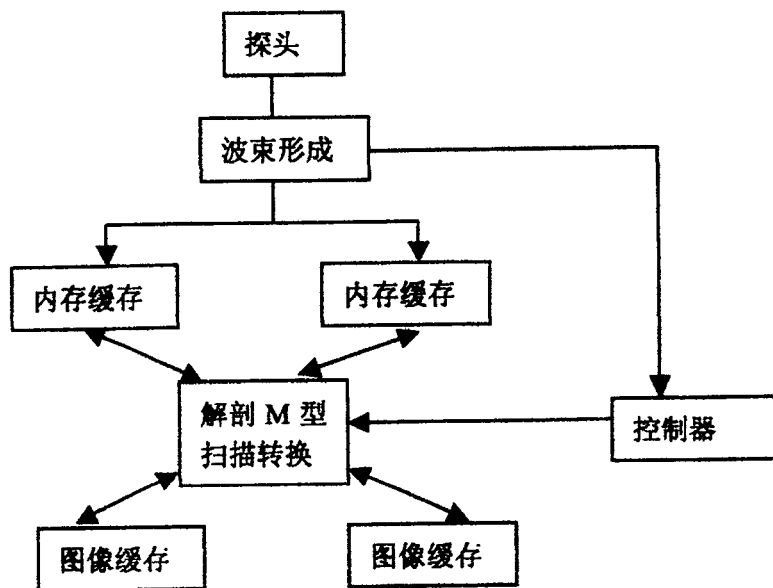


图 1

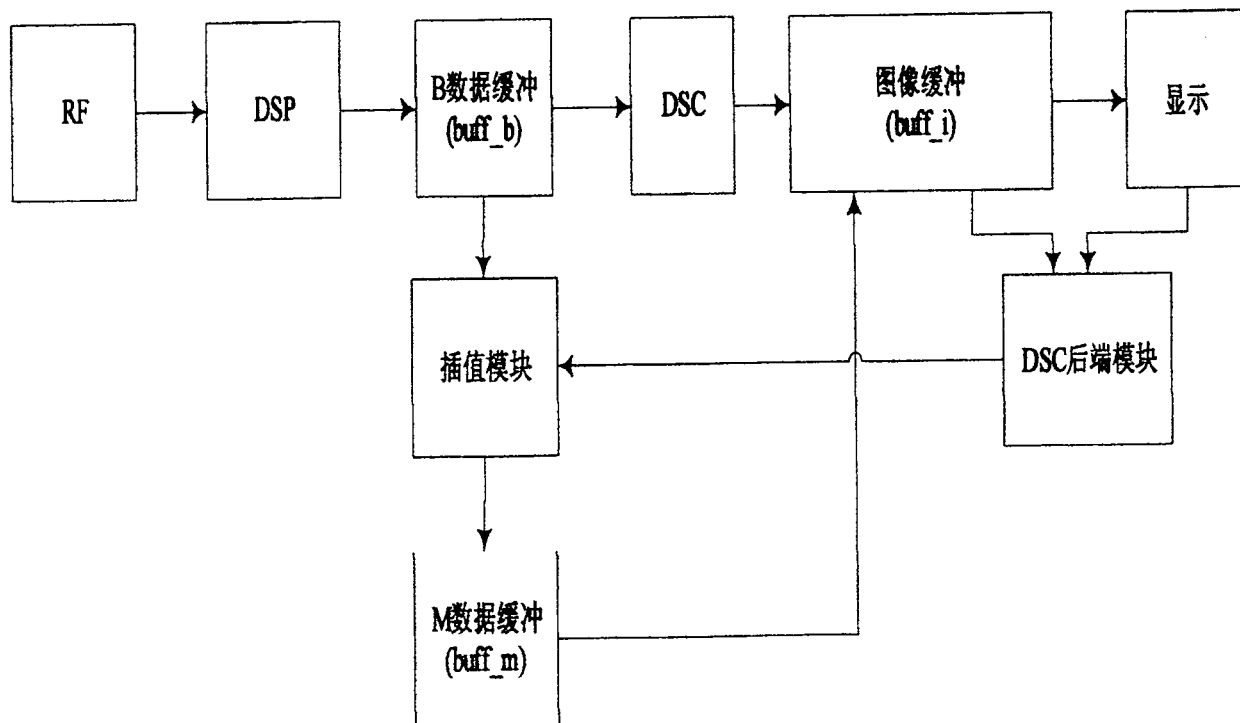


图 2

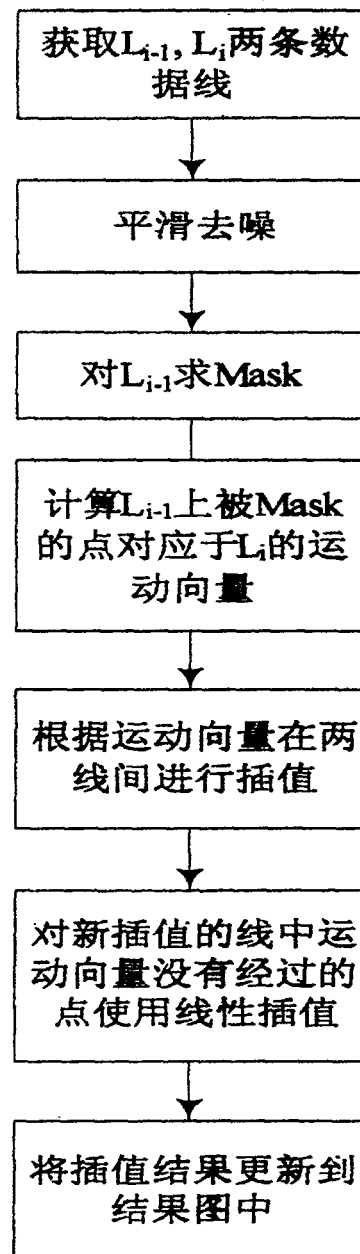


图 3

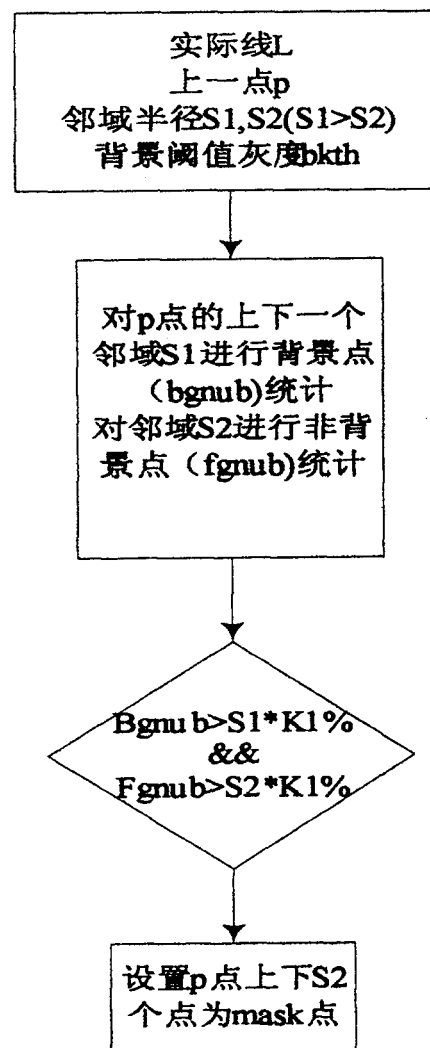


图 4

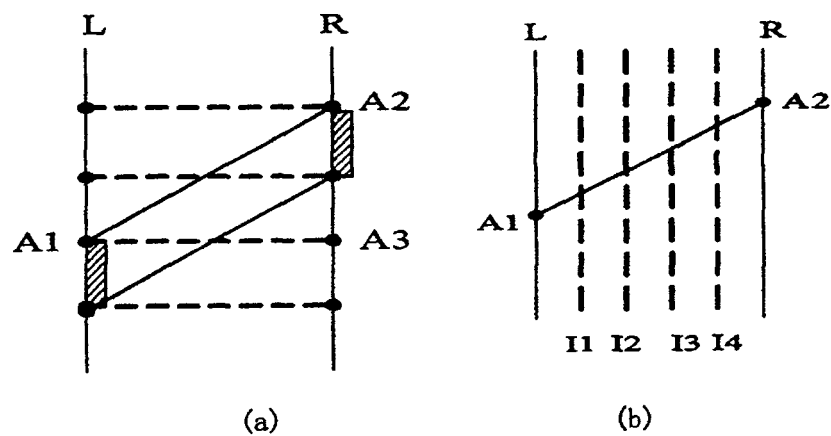


图 5

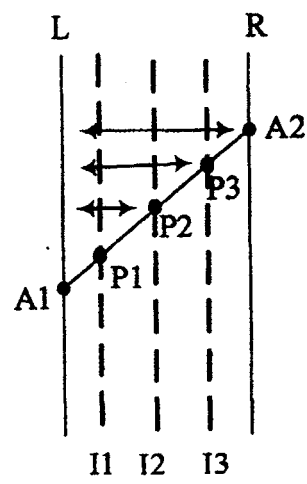


图 6

专利名称(译)	基于运动插值的解剖M型成像方法和装置		
公开(公告)号	CN100525711C	公开(公告)日	2009-08-12
申请号	CN200510036992.4	申请日	2005-08-29
[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	姚斌 董剑 李勇		
发明人	姚斌 董剑 李勇		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/08 A61B8/486 A61B8/467 A61B8/461 Y10S128/922		
代理人(译)	王志明		
其他公开文献	CN1923144A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种基于运动插值的解剖M型成像方法和装置，所述装置包括顺序连接的前端、数字信号处理模块、B数据缓冲、数字扫描变换、图像缓冲和显示器，以及区别于现有技术数字扫描变换后端模块和插值模块，数字扫描变换后端模块用于从图像缓冲获取用户通过用户图形界面(GUI)自定义的采样线坐标，然后进行坐标转换，通过坐标转换获得自定义采样线各采样点在B型极坐标系中的坐标数据；插值模块用于对从B数据缓冲获得的M数据线数据进行时间方向上的运动向量插值。本发明的方法和装置在保证B图像帧率不变的情况下，通过运动向量插值获得更高的解剖M型帧率，并且可以提高插值后的图像中运动机体的曲线连续性，使得在中低档的B超机器上实现解剖M型成像成为可能。

