

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
G01N 29/00 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200510036993.9

[43] 公开日 2007年3月7日

[11] 公开号 CN 1923145A

[22] 申请日 2005.8.29
[21] 申请号 200510036993.9
[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十二路迈瑞大厦
[72] 发明人 姚 斌 胡勤军 董 剑 黄 勇

[74] 专利代理机构 深圳睿智专利事务所
代理人 陈鸿荫 王志明

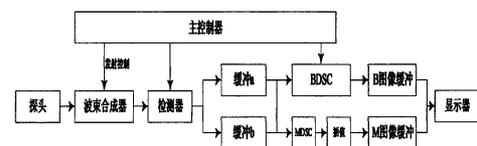
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 3 页

[54] 发明名称

利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的方法和装置

[57] 摘要

一种利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的方法和装置，所述装置包括主控制器、探头、波束合成器、检测器、数据缓冲以及由 MDSC 模块、插值模块、M 图像缓冲、BDSC 模块和 B 图像缓冲所组成的图像处理及显示模块。主控制器控制探头以隔列扫描的方式发射和接收超声波，使从空间分辨率较高的一帧 B 图数据中可以获得在时间上连续的一组以上的 M 型数据，MDSC 模块从扫描线缓冲中抽取数据变换成解剖 M 型的网格点数据，该解剖 M 型的网格点数据通过插值模块进一步提高其时间分辨率以满足解剖 M 型图像显示的需要。本发明的方法和装置在保证 B 图像帧率不变的情况下，获得更高的解剖 M 型帧率，使得在 B 帧率不高的中低档的 B 超机器上实现解剖 M 型成像成为可能。



1、一种利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的方法，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. 主控制器控制探头对准被测机体组织以间隔 $(K-1)$ 列分组扫描的方式发射和接收超声波，所述间隔 $(K-1)$ 列分组扫描的方式是指把扫描线分成 K 组，第 i 组由第 $i, K+i, 2K+i, 3K+i, \dots$ 列扫描线所组成，所述探头从第一组开始，逐一按顺序发射和接收各组的超声波信号，第 $i-1$ 组的超声波信号比第 i 组的超声波信号在时间上提前 δt 秒，其中 $i=1, \dots, K$ ，因此，一帧 B 图数据被分成在时间序列上连续、但空间分辨率降低了 K 倍的 K 组数据；

b. 所述 K 组超声回波扫描线信号进入波束合成器，由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和后被送入检测器检测，检测器的输出信号被保存在至少一个数据缓冲中；

c. B 型扫描变换模块调取所述数据缓冲中的 K 组数据，让 K 组数据结合在一起形成一整帧 B 数据，该帧 B 数据被储存在 B 图像缓冲中并由显示器显示；

d. M 型扫描变换模块也从所述数据缓冲中调取 K 组数据并从每组数据中获取一条 M 型数据线，形成沿用户自定义扫描线的深度—时间坐标系下的 K 个时间刻度解剖 M 型的网格点数据；

e. 通过对步骤 d 中相邻时间的两条数据线之间进行插值提高时间分辨率；

f. 经过步骤 e 插值后的解剖 M 型数据实时更新值储存到 M 图像缓冲中并由所述显示器实时更新显示解剖 M 型图；

重复步骤 a 至步骤 f 获得全部时空序列的解剖 M 型图。

2、根据权利要求 1 所述的利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的方法，其特征在于： K 的取值范围为 2 至 10，所述插值可以采用线性插值或样条插值。

3、根据权利要求1或2所述的利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法，其特征在于：在步骤e中，所述两相邻时间间隔的M型数据线之间需要插入 $Newfps / Orgfps$ 根数据线，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型图像显示需要所设定的目标帧率。

4、根据权利要求3所述的利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法，其特征在于：所述 $Newfps / Orgfps$ 不是整数，所述两相邻时间间隔的M型数据线之间的插值为等时间距离非整数倍插值。

5、根据权利要求3所述的利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法，其特征在于：所述 $Newfps / Orgfps$ 为整数，所述两相邻时间的M型数据线之间的插值为等时间距离整数倍插值。

6、根据权利要求2所述的利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法，其特征在于：所述数据缓冲有两个，数据缓冲a和数据缓冲b，分别用来储存第一组M型数据和第二组M型数据。

7、一种利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的装置，包括：

一个前端组件，包括顺序单向连接的探头、波束合成器和检测器，用于向受测机体组织发射超声波和接收受测机体组织反射回来的超声回波信号，该超声回波信号由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和后被送入检测器检测；

一个主控制器，用于控制前端组件发射和接收超声波的方式以及对装置处理受测机体组织反射回来的超声回波信号实施控制；

至少一个数据缓冲，用于储存所述检测器输出的超声回波数据供信号处理模块调用；

一个图像处理及显示模块，用于对所述数据缓冲中的M型数据分别进行B型图和解剖M型图的处理和显示，其特征在于：

所述主控制器通过控制探头以间隔K列分组扫描的方式发射和接收超声波，使空间分辨率较高的一帧B图数据被分成在时间序列上连续的K组数据；

所述图像处理模块包括两个互相独立的解剖M型图像处理单元和B型图

像处理单元,所述解剖 M 型图像处理单元包括顺序连接的 M 型扫描变换模块、插值模块和 M 图像缓冲,用于把从数据缓冲中调出的 M 型数据通过扫描变换模块进行坐标转换,形成沿用户自定义扫描线的深度—时间坐标系下 K 个时间刻度的解剖 M 型的网格点数据,然后由插值模块对解剖 M 型的网格点数据进行插值以进一步提高解剖 M 型数据的时间分辨率,插值后的解剖 M 型数据更新储存到 M 图像缓冲并由显示器显示;所述 B 型图像处理单元包括顺序连接的 B 型扫描变换模块和 B 图像缓冲,用于把数据缓冲中的多组数据结合在一起形成一整帧 B 数据并进行坐标转换,该帧 B 图被更新储存在 B 图像缓冲并由显示器显示 B 图形。

8、根据权利要求 7 所述的利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的装置,其特征在于:所述主控制器通过控制探头以隔列分组扫描的方式发射和接收超声波,即 K 取值为 2,所述数据缓冲有两个,即数据缓冲 a 和数据缓冲 b,两个数据缓冲各存放一组从检测器输出的数据。

利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的方法和装置

技术领域

本发明涉及医用超声波技术的成像方法和装置，尤其涉及在低帧率的超声设备上在不降低 B 帧率的前提下提高 M 型采样数据的时间分辨率从而获得实时解剖 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幅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, 一幅 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 型时 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: 设计一种利用超声 B 型成像数据获得解剖

M型图像的方法，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. 主控制器控制探头对准被测机体组织以隔 $(K-1)$ 列分组扫描的方式发射和接收超声波，所述隔 $(K-1)$ 列分组扫描的方式是指把扫描线分成 K 组，第 i 组由第 $i, K+i, 2K+i, 3K+i, \dots$ 列扫描线所组成，所述探头从第一组开始，逐一按顺序发射和接收各组的超声波信号，第 $i-1$ 组的超声波信号比第 i 组的超声波信号在时间上提前 δt 秒，其中 $i=1, K$ ，因此，一帧B图数据被分成在时间序列上连续、但空间分辨率降低了 K 倍的 K 组数据；

b. 所述 K 组超声回波扫描线信号依次进入波束合成器，由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和后被送入检测器检测，检测器的输出信号被保存在至少一个数据缓冲中；

c. B型扫描变换模块(BDSC)调取所述数据缓冲中的 K 组数据，让 K 组数据结合在一起形成一整帧B数据，该帧B数据被储存在B图像缓冲并由显示器显示B图形；

d. M型扫描变换模块(MDSC)也从所述数据缓冲中调取 K 组数据，从每组数据中获得一条M型数据线，形成沿用户自定义扫描线的深度—时间坐标系下的 K 个时间刻度解剖M型的网格点数据；

e. 通过在相邻时间的两条数据线之间进行插值提高时间分辨率；

f. 经过e步插值后的解剖M型数据更新储存到M图像缓冲并由所述显示器显示解剖M型图；

重复步骤a至步骤f获得全部时空序列的解剖M型图。

所述 K 的取值范围为2至10，在本发明的实施例中， K 取值2，即探头以隔列分两组扫描的方式发射和接收超声波，所述插值方法采用线性插值或样条插值，所述两相邻时间间隔的M型数据线之间需要插入 $Newfps / Orgfps$ 根数据线，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。在多数情况下，所述 $Newfps / Orgfps$ 不是整数，因此两相邻时间间隔的M型数据线之间的插值为等时间距离非整数倍插值。如果 $Newfps / Orgfps$ 为整数，则两相邻时间的M型数据线之间的插值为等

时间距离整数倍插值。

本发明解决技术问题所采用的技术方案还包括：设计一种利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的装置，包括：

一个前端组件，包括顺序单向连接的探头、波束合成器和检测器，用于向被测机体组织发射超声波和接收被测机体组织反射回来的超声回波信号，该超声回波信号由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和后被送入检测器检测；

一个主控制器，用于控制前端组件发射和接收超声波的方式以及对装置处理被测机体组织反射回来的超声回波信号实施控制；

至少一个数据缓冲，用于储存所述检测器输出的超声回波数据供信号处理模块调用；

一个图像处理及显示模块，用于对所述数据缓冲中的 M 型数据分别进行 B 型图和解剖 M 型图的处理和显示，其特征在于：

所述主控制器通过控制探头以隔 K 列分组扫描的方式发射和接收超声波，使空间分辨率较高的一帧 B 图数据被分成在时间序列上连续的数据，每组数据可以看作一空间分辨率较低的 B 图数据；

所述图像处理模块包括两个互相独立的解剖 M 型图像处理单元和 B 型图像处理单元，所述解剖 M 型图像处理单元包括顺序连接的 M 型扫描变换模块（MDSC）、插值模块和 M 图像缓冲，用于把从数据缓冲中调出的 M 型数据通过扫描变换模块进行坐标转换，形成沿用户自定义扫描线的深度—时间坐标系下 K 个时间刻度的解剖 M 型的网格点数据，然后由插值模块对解剖 M 型的网格点数据进行插值以进一步提高解剖 M 型数据的时间分辨率，插值后的解剖 M 型数据更新储存在 M 图像缓冲并由显示器显示；所述 B 型图像处理单元包括顺序连接的 B 型扫描变换模块（BDSC）和 B 图像缓冲，用于把数据缓冲中的多组数据结合在一起形成一整帧 B 数据并进行坐标转换，该帧 B 图被更新储存在 B 图像缓冲并由显示器显示 B 图形。

作为一个具体实施例，所述主控制器通过控制探头以隔列分组扫描的方式发射和接收超声波，即 K 取值为 2，所述数据缓冲有两个，数据缓冲 a 和数据缓冲 b，两个数据缓冲各存放一组从检测器输出的数据。

与现有技术相比较，本发明利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像

的方法和装置具有如下优点：通过控制扫描方式和对数据进行非整数倍线性插值，在保证 B 图像帧率不变的情况下，获得更高的解剖 M 型帧率，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 是现有超声 B 型成像装置的系统框图；

图 3 是本发明利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的装置的原理框图；

图 4 是解剖 M 型图像采样线的示意图；

图 5 是各隔列扫描发射控制的示意图；

图 6 是 MDSC 模块扫描发射控制的示意图；

图 7 是非整数插值方法的示意图；

图 8 是非整数插值方法的流程图。

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。

先了解现有超声成像系统将有助于理解认识本发明装置。图2是现有超声B型成像装置的系统框图，探头向被测机体组织发射超声波，之后，又接收从被测机体组织反射回来的超声波；回波信号进入波束合成器，由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和。波束合成器的输出信号由检测器检测，检测器将信号送给DSC扫描变换器完成坐标变换，最后送给显示器显示单帧图像数据，超声波成像装置所有控制都由主控制器完成。

图 3 是本发明利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的装置的一个实施例，该装置包括：

一个主控制器，用于控制前端组件发射和接收超声波的方式以及对装置处理被测机体组织反射回来的超声回波信号实施控制；

一个前端组件，包括顺序单向连接的探头、波束合成器和检测器，用于向被测机体组织发射超声波和接收被测机体组织反射回来的超声回波信号，该超声回波信号由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和后被送

入检测器检测；虽然上述硬件组成与图 2 的现有技术完全相同，但其工作方式却有本质上的巨大差别，本实施例的主控制器通过控制探头以隔列分组扫描的方式发射和接收超声波，即通过主控制器控制前端发射接收扫描线的顺序，使空间分辨率较高的一帧 B 图数据被分成在时间序列上连续的 2 组数据，这两组数据可以看作时分辨率较低的 B 图像数据；

至少一个数据缓冲，用于储存所述检测器输出的超声回波数据供信号处理模块调用；本实施例设置两个数据缓冲，数据缓冲 a 和数据缓冲 b 各存放一组从检测器输出的 M 型数据。每一组数据分开存放在各自的数据缓冲方便了数据的调用。如果对数据的格式加以规定，用一个数据缓冲来存储全部的数据也可以。

一个图像处理及显示模块，用于对所述数据缓冲中的数据分别进行 B 型图和解剖 M 型图的处理和显示，它包括两个互相独立的解剖 M 型图像处理单元和 B 型图像处理单元。所述解剖 M 型图像处理单元包括顺序连接的 M 型扫描变换模块 (MDSC)、插值模块和 M 图像缓冲，用于交替的分别从数据缓冲 a 和数据缓冲 b 中获得数据并通过扫描变换模块进行坐标转换，形成沿用户自定义扫描线的深度—时间坐标系下的解剖 M 型两个时间刻度的网格点数据，然后由插值模块对解剖 M 型的网格点数据进行非整数倍插值以进一步提高解剖 M 型数据的时间分辨率，插值后的解剖 M 型数据更新储存到 M 图像缓冲并由显示器显示；所述 B 型图像处理单元包括顺序连接的 B 型扫描变换模块 (BDSC) 和 B 图像缓冲，用于把数据缓冲 a 和数据缓冲 b 中的两组 M 型数据结合在一起获得一整帧 B 数据并进行坐标转换，该帧 B 图被更新储存在 B 图像缓冲并由显示器显示 B 图形。

需要指出的是，虽然本发明的实施例（图3）描述的是一个B|M模式下的系统框图，但很容易把本发明装置推广延伸到在其它模式下实现实时解剖M型图。

以图 3 所示的超声成像系统作为硬件基础来说明利用超声 B 型成像数据获得解剖 M 型图像的方法，该方法包括如下步骤：

步骤 a. 主控制器控制探头对准受测机体组织以隔 (K-1) 列分组扫描的方式发射和接收超声波，所述隔 (K-1) 列分组扫描的方式是指把扫描线分成 K 组，第 i 组由第 i, K+i, 2K+i, 3K+i, 列扫描线所组成，所述探头从第一组开始，逐一按顺序发射和接收各组的超声波信号，第 i-1 组

的超声波信号比第 i 组的超声波信号在时间上提前 δt 秒, 其中 $i=1, K$, 因此, 空间分辨率较高的一帧 B 图数据被分成在时间序列上连续的 K 组数据, K 的取值范围为 2 至 10。虽然理论上 K 越大, M 帧率会越高, 但是考虑到帧率与图像质量的平衡, 根据实际应用对图像的要求确定适当的 K 值。对于本实施例, K 的取值为 2, 即是隔列扫描发射控制的实施例, 如图 5 所示。图中 $L1 \sim L8$ 为扫描线, 常规情况下发射顺序是从 $L1$ 到 $L8$ 依次序扫描, 本发明方法采用隔列扫描方法, 先扫描奇线扫描线 $L1 \rightarrow L3 \rightarrow L5 \rightarrow L7$, 然后扫描偶线扫描线 $L2 \rightarrow L4 \rightarrow L6 \rightarrow L8$, 系统将扫描线数据分别保存于数据缓冲 a 和数据缓冲 b, 这样数据缓冲 a 就保存了奇线数据, 数据缓冲 b 保存了偶线数据。图中的例子是一帧图由八条扫描线数据构成, 实际中扫描线数据会多得多, 但扫描方法并没有变化, 这里进行了一定的简化。对发射顺序进行改变是为了从一帧 B 图像中获得多条 M 图像采样线数据, 因为 B 图像对空间分辨率的要求大于时间分辨率的要求, 而解剖 M 型图像相反, 其对时间分辨率的要求更高; 通过隔列扫描, 奇偶数据线分别表达的是一帧扫描线减半的 B 图, 其空间分辨率降低了, 但是从这两组数据中我们可以获得两条时间上连续的采样线数据, 而对于 B 图而言, 奇偶线组结合起来, 仍然是扫描线数没有改变的 B 图, 而且扫描周期没有变化, B 帧率因此也没有改变, 通过这个方法, 我们在扫描一帧 B 图的时间周期内, 获得多于一帧的解剖 M 型数据线的的数据。

步骤 b. 所述两组超声回波信号进入波束合成器, 由波束合成器完成聚焦延时、加权和通道求和后被送入检测器检测, 检测器的两组输出信号被分别保存在数据缓冲 a 和数据缓冲 b 中;

步骤 c. B 型扫描变换模块 (BDSC) 分别调取所述数据缓冲 a 和数据缓冲 b 中的两组数据, 让两组数据结合在一起形成一整帧 B 数据, 该帧 B 数据被储存在 B 图像缓冲并由显示器显示 B 图形; 如图 4 所示, 左边是进行坐标转换 (BDSC) 前在数据缓冲中的 B 图, 右边是进行坐标转换 (BDSC) 后形成的 B 图, 如图 4 右边所示线段 L 是以 $P1P2$ 为端点的采样线, 该采样线的定义可以通过滑轮鼠标或者其它方式由用户进行定义, 另外, 虽然该图中显示的线段为直线, 但是本发明并不局限与直线段, 也可以是曲线采样线情况。图中也显示了 L 在 BDSC 变换前的数据缓冲中的对应线条 L' , $P1$ 对应 $P1'$, $P2$ 对应 $P2'$ 。

步骤 d. M 型扫描变换模块 (MDSC) 也从所述数据缓冲中调取两组数据并进行坐标转换, 形成沿用户自定义扫描线的深度—时间坐标系下的两个时间刻度解剖 M 型的网格点数据; 图 6 是 MDSC 模块的作用示意, 左边的是数据缓冲 a(b) 中的扫描线数据, 扫描线使用实线进行表示, 同时线条 L' 是用户自定义的采样线, MDSC 模块均匀的在 L' 上进行采样并且进行排列, 从数据缓冲 a(b) 中获得一条采样线数据 I, 采样点数根据实际 M 图显示的需要决定。

步骤 e. 通过在相邻时间的两条数据线之间进行插值提高时间分辨率; 下面介绍如何进行插值。

假设目标帧率是解剖 M 型的显示需要的帧率, 而原始帧率是获得 M 数据线的帧率, 在常规 M 型中, 由于只是一条扫描线数据, 因此通常原始帧率会大大高于目标帧率, 通过帧相关可以获得目标帧率的图像。但是对于解剖 M 型, 由于多条扫描线才能获得一线数据, 因此如果目标帧率大于原始帧率, 就需要插值模块插值来获得需要的帧率。如果目标帧率是原始帧率的整数倍, 那么就是整数倍插值, 对于整数倍插值, 实际获得的线数据是结果 M 图像中的一条显示数据线, 每获得两线数据就在之间插一定数量的数据线从而构成结果图。

在实际中, 原始帧率与目标帧率都是固定的, 而且一般不是整数倍关系, 因此通过非整数倍插值方法获得目标帧率图像。如果原始帧率是 25 帧/秒, 目标帧率是 128 帧/秒, 那么倍数就是 5.12 倍了, 假设显示解剖 M 图大小为 512 条数据线, 那么每条数据线都对应着一个时间刻度, 而原始获得的线数据基本上都不是对应这个刻度, 因此对于非整数倍插值, 实际数据线一般不是实际显示的数据线。图 7 是非整数倍插值的示意图。图中的实线 I1~I3 为通过 MDSC 转换后实际获得的数据线, 而虚线 M1~M5 为根据目标帧率与原始帧率计算出的需要插值显示的数据线, 在两条实线之间插入的线数有可能不一样。

我们以时间刻度为基准来计算插值线条数以及插值线的位置。假设 $Orgfps$ 是原始帧率, $Newfps$ 为目标帧率, 所述两相邻时间间隔的 M 型数据线之间需要插入 $Newfps / Orgfps$ 根数据线, 如果插值前的 M 型数据的时间分辨率为 δt , 则经过插值后解剖 M 型数据的时间分辨率为 $Newfps$, 对每相邻两条实际获得的数据线计算其在要显示的解剖 M 图中 X 方向 (代表时

间)的坐标线刻度 iL_f 和 iR_t , 那么 $[iL_f, iR_t]$ 之间的整数就是这两条实际数据线之间要插的数据线了, 然后对属于这个区间的数据线使用插值方案进行插值。 iL_f 与 iR_t 可以通过下面公式求得:

$$iL_f = (i-1) * Newfps / Orgfps$$

$$iR_t = i * Newfps / Orgfps$$

知道了需要插值的数据线与实际获得的数据线的关系后就可以进行插值了, 插值方法可以根据需要使用各种插值算法, 比如线性插值, 样条插值, 或者自定义的插值算法等等。本发明实施例使用的是线性插值, 因为线性插值算法简单, 容易通过硬件实现, 能够快速地进行插值运算。

非整数倍插线过程如图 8 所示。在开始时刻, 赋值 $I=0, iL_f=1$, 读取第一根线的数据, 然后进行如下循环: 循环开始: 赋 $I=I+1$, 然后获得第 I 根被插值线所在的时间刻度 iR_t , 对 $[iL_f, iR_t]$ 之间的整数线进行插值, 插值完成后令 $iL_f=iR_t$, 又回到循环开始位置进行新一轮插值过程。

步骤 f. 经过 e 步插值后的解剖 M 型数据更新储存到 M 图像缓冲并由所述显示器显示解剖 M 型图;

重复步骤 a 至步骤 f 获得全部时空序列的解剖 M 型图。

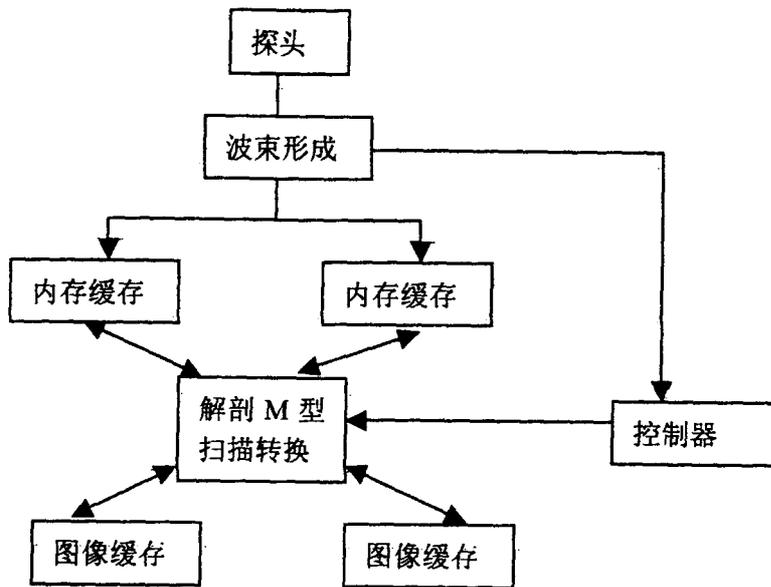


图 1

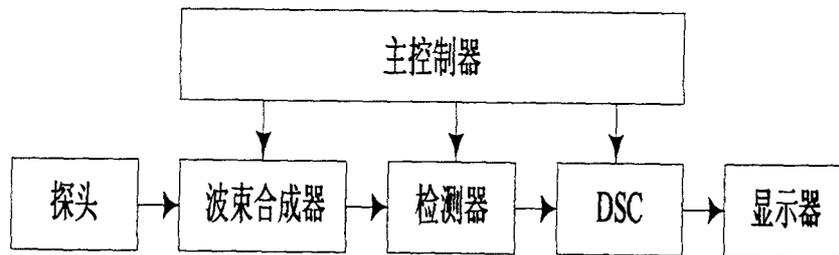


图 2

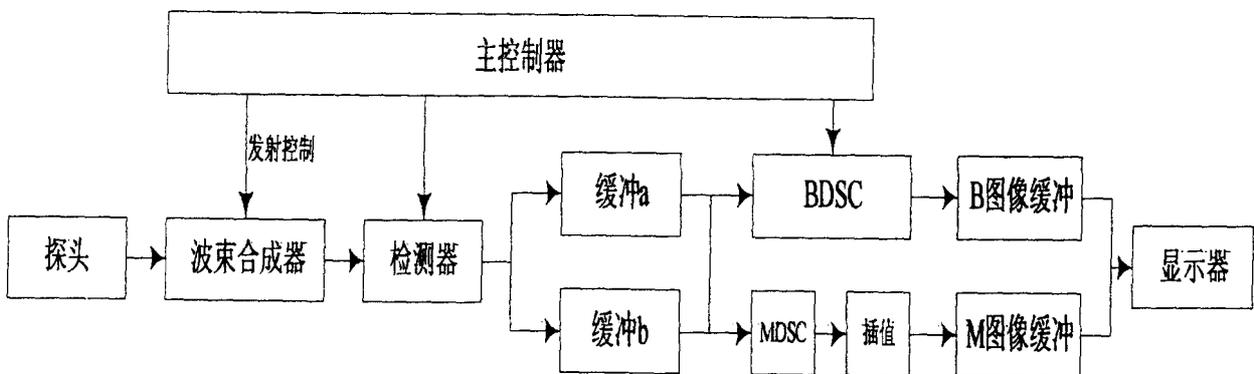


图 3

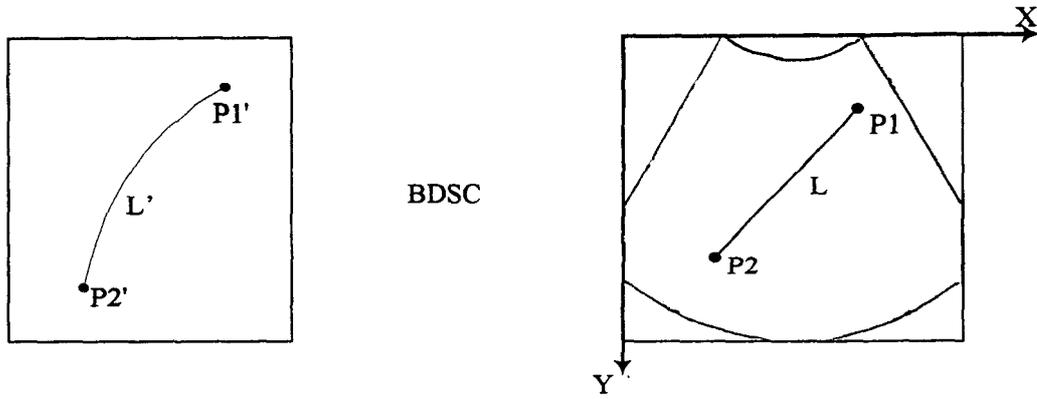


图 4

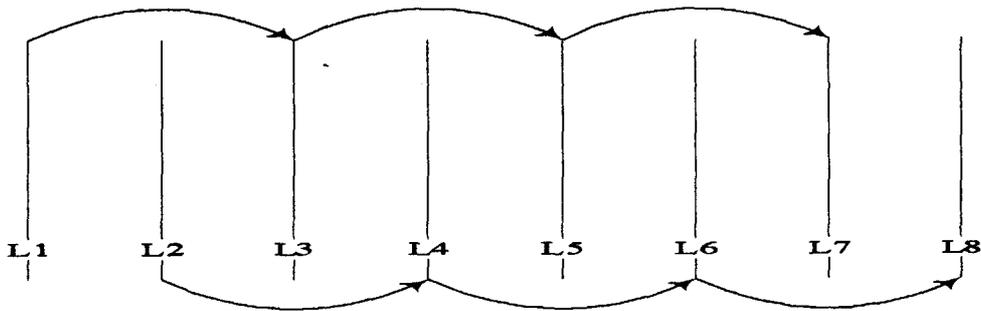


图 5

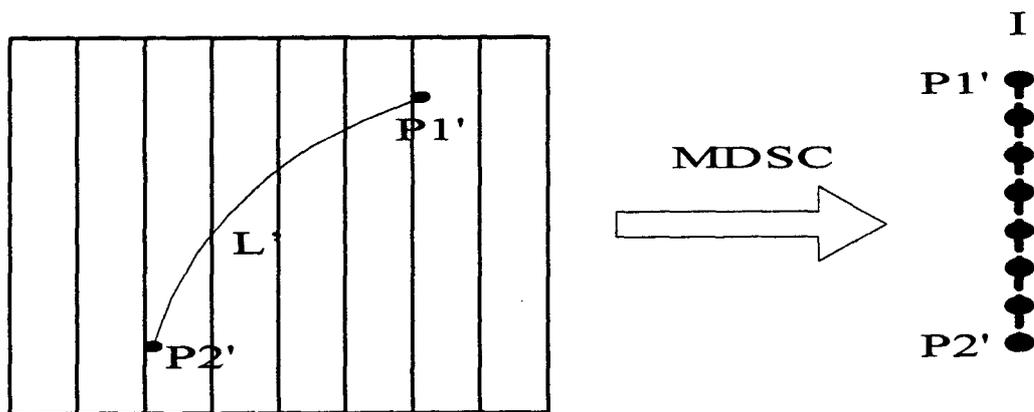


图 6

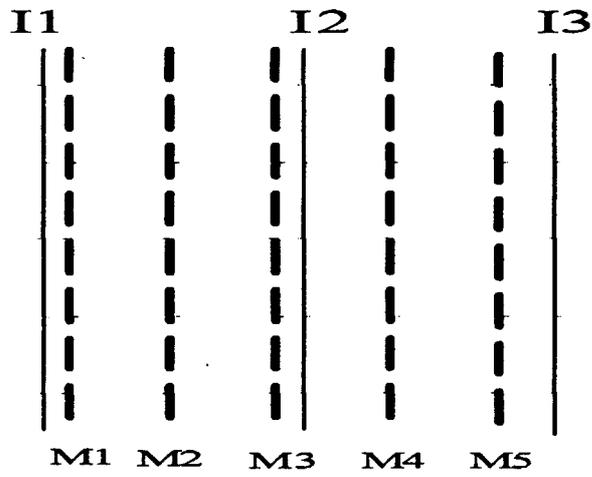


图7

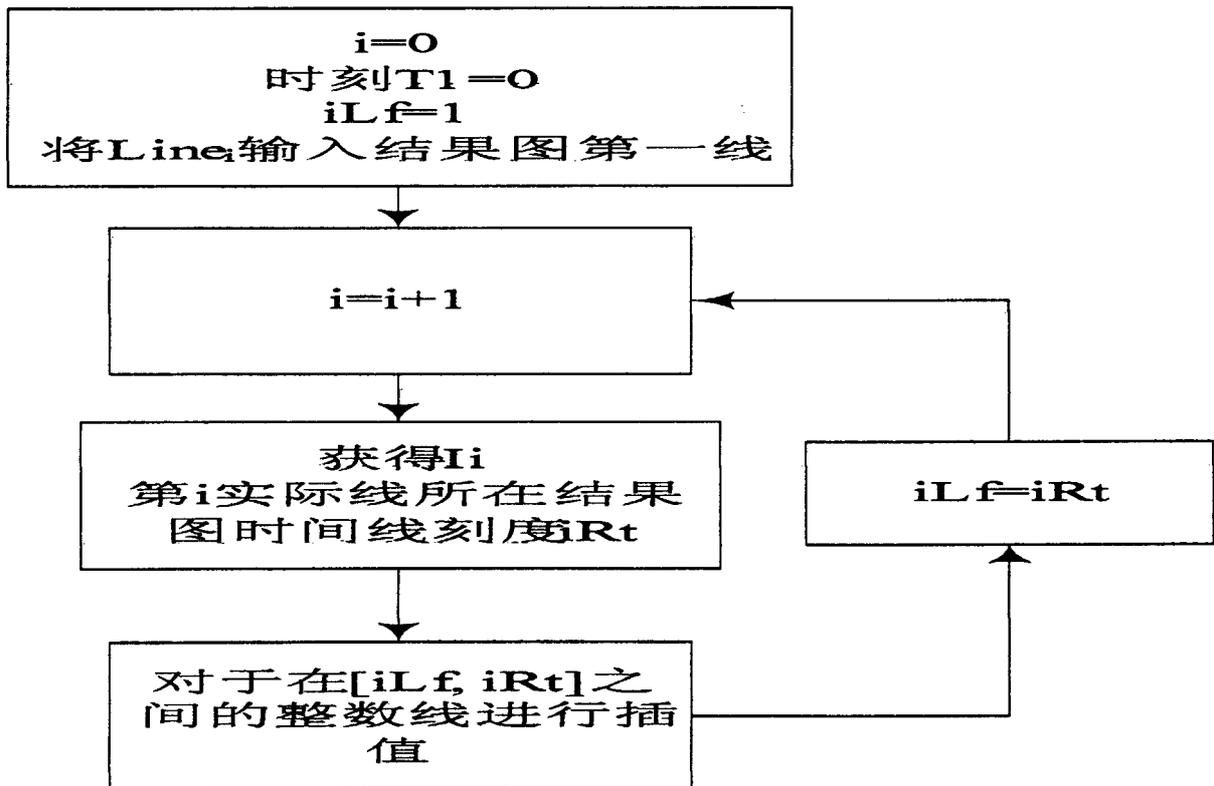


图8

专利名称(译)	利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法和装置		
公开(公告)号	CN1923145A	公开(公告)日	2007-03-07
申请号	CN200510036993.9	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 胡勤军 董剑 黄勇		
发明人	姚斌 胡勤军 董剑 黄勇		
IPC分类号	A61B8/00 G01N29/00		
代理人(译)	王志明		
其他公开文献	CN100475151C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种利用超声B型成像数据获得解剖M型图像的方法和装置，所述装置包括主控制器、探头、波束合成器、检测器、数据缓冲以及由MDSC模块、插值模块、M图像缓冲、BDSC模块和B图像缓冲所组成的图像处理及显示模块。主控制器控制探头以隔列扫描的方式发射和接收超声波，使从空间分辨率较高的一帧B图数据中可以获得在时间上连续的一组以上的M型数据，MDSC模块从扫描线缓冲中抽取数据变换成解剖M型的网格点数据，该解剖M型的网格点数据通过插值模块进一步提高其时间分辨率以满足解剖M型图像显示的需要。本发明的方法和装置在保证B图像帧率不变的情况下，获得更高的解剖M型帧率，使得在B帧率不高的中低档的B超机器上实现解剖M型成像成为可能。

