

[19] 中华人民共和国国家知识产权局



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710008573.9

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/02 (2006.01)

A61B 5/0402 (2006.01)

[43] 公开日 2007 年 8 月 8 日

[11] 公开号 CN 101011265A

[22] 申请日 2007.2.8

[21] 申请号 200710008573.9

[71] 申请人 福州大学

地址 350002 福建省福州市工业路 523 号

[72] 发明人 林 强

[74] 专利代理机构 福州元创专利代理有限公司

代理人 蔡学俊

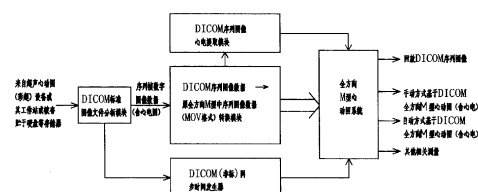
权利要求书 1 页 说明书 3 页 附图 3 页

[54] 发明名称

超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法

[57] 摘要

本发明使得超声心动图(尤其是新进口的彩超设备)的 DICOM 超声心动图序列图像数据结合专利发明人在先申请——全方向 M 型心动方法(专利号: 98125713.5; 公开号 CN1225256A)可以实现基于 DICOM 的全方向 M 型心动图。以上两技术的结合不仅能实现在 DICOM 的动态(序列)截面图像上重建得到心脏各结构任意位置任意多个任意方向采样线段所对应(并和心电时间基准)都互相同步的灰度(位置)~~时间波形——即全方向 M 型心动图。还可以像发明专利——全方向 M 型心动图(专利号: 98125713.5)一样实现手动和自动二种方式操作。



1、一种超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法，其特征在于它包括下列步骤：

(1) 将 B 超采集的 DICOM 超声心动图序列图像数据输入计算机；

(2) 通过软件从输入的 DICOM 超声心动图序列图像数据中，分离出序列图像各帧数字图像（含心电）数据、帧序、帧率、心率及相关重建非标准序列运动图像所需的参数；

(3) 将序列帧数字图像数据转换成原全方向 M 型心动图系统中的 MOV 格式序列图像数据；

(4) 将帧序、帧率、心率各种相关时间信息控制同步 DICOM（非标准）同步时间发生器，得到回放和时间扫描所需的时间信息；

(5) 重建全方向 M 型心动图，即：

1) 定取样线：通过软件操作（原全方向 M 型心动图重建）模块，调出内存已存储的 N 帧原图像数据并显示于屏幕，而后根据鼠标选择自动或手动方式：若选择自动方式，则只需确定一个中心，软件操作（原全方向 M 型心动图重建）模块会自动生成均匀的 12 个要生成 M 型心动图的方向线段；若选择手动方式，则可用鼠标于图上任意位置以橡皮筋式画出任意多个方向线段；

2) 在上述取样线段上确定其像素点的坐标，然后将该坐标翻译为存入大容量存储器中各帧图像存储器的地址；

3) 读出该地址的内容，该内容就是这方向线段轨迹相遇的像素点的灰阶强度值；

4) 各帧在这对应线段上的所有灰阶强度集合组成 M 型心动图。

2、根据权利要求 1 所述的超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法，其特征是所述的连续采集图像帧数 N 的取值范围是 25~1000 帧。

3、根据权利要求 1 所述的超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法，其特征是所述的确定像素点的坐标包含如下步骤：

(1) 操作软件（原全方向 M 型心动图重建）模块将确定的方向线段由原鼠标操作函数自动将该方向线段的最邻近像素点 O、S1、S2、..... S7 的坐标确定下来，并在存储器中读出该内容即灰度强度值；

(2) 操作软件（原全方向 M 型心动图重建）模块判断方向线段的实际长度若比最临近像素点数长时则确定插补点数和插补点序（即位置），其内容即灰阶强度用上、下最邻近像素灰阶强度的平均值代替。

超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法

技术领域

本发明涉及一种超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法。

技术背景

2001 年 7 月本人发明专利“全方向 M 型心动图方法及其系统”被授权, 该系统可以适用于所有进口彩超设备中, 在搜集国外彩超资料和设备使用中, 我们发现进口彩超较大量配有 DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) 标准图像输出, 它的图像数据就是数字化的, 而且更接近设备的原始数据, 所以更真实, 原全方向 M 型心动图系统是立足于标准视频输出, 也即不论原始序列图像数据如何都转化到标准的 PAL (25 帧/秒) 或标准的 NTSC (30 帧/秒) 某固定状态。但实际情况当超声心动图序列图像的相控角为 90° 时, 深度在 15cm 左右对双接收系统可以达至 70—100 帧/秒左右。所以图像数据被 3—4 倍损失掉。如果通过 DICOM 技术能直接提取彩超设备内的图像将能挽回 3—4 倍被损失的图像信息。全方向 M 型心动图的灰度列线是每帧采样一次, 所以这样的全方向 M 型心动图的时间轴分辨率从原来的 25/秒也将 3—4 倍地提高。这是 M 型心动图分析、研究工作者所盼望的目标, 它使得心脏各结构运动和变形的细节分析得更精确。

另外由于这里输出的图像数据已经是数字化了, 就不必对这图像通过图像采集卡的采集工作。

发明内容

本发明的目的是提供一种超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法, 采用该方法制取的基于 DICOM 的全方向 M 型心动图像, 不仅更加真实, 更加精确, 而且制取效率高。

本发明的超声心动图中基于 DICOM 的全方向 M 型心动图方法, 其特征在于, 包括下列步骤:

- (1) 将 B 超采集的 DICOM 超声心动图序列图像数据输入计算机;
- (2) 通过软件从输入的 DICOM 超声心动图序列图像数据中, 分离出序列图像各帧数字图像 (含心电) 数据、帧序、帧率、心率及相关重建非标准序列运动图像所需的参数;
- (3) 将序列帧数字图像数据转换成原全方向 M 型心动图系统中的 MOV 格式序列图像数据;
- (4) 将帧序、帧率、心率各种相关时间信息控制同步 DICOM (非标准) 同步时间发生器, 得到回放和时间扫描所需的时间信息;
- (5) 重建全方向 M 型心动图, 即:

1) 定取样线: 通过软件操作 (原全方向 M 型心动图重建) 模块, 调出内存已存储的 N 帧原图像数据并显示于屏幕, 而后根据鼠标选择自动或手动方式: 若选择自动方式, 则只需确定一个中心, 软件操作 (原全方向 M 型心动图重建) 模块会自动生成均匀的 12 个要生成 M 型心动图的方向线段; 若选择手动方式, 则可用鼠标于图上任意位置以橡皮筋式画出任意

多个方向线段;

2)在上述取样线段上确定其像素点的坐标,然后将该坐标翻译为存入大容量存储器中各帧图像存储器的地址;

3)读出该地址的内容,该内容就是这方向线段轨迹相遇的像素点的灰阶强度值;

4)各帧在这对应线段上的所有灰阶强度集合组成 M 型心动图;

上述的连续采集图像帧数 N 的取值范围是 25~1000 帧。

上述的确定像素点的坐标包含如下步骤:

(1) 操作软件(原全方向 M 型心动图重建)模块将确定的方向线段由原鼠标操作函数自动将该方向线段的最邻近像素点 O、S1、S2、..... S7 的坐标确定下来,并在存储器中读出该内容即灰度强度值;

(2) 操作软件(原全方向 M 型心动图重建)模块判断方向线段的实际长度若比最邻近像素点数长时则确定插补点数和插补点序(即位置),其内容即灰阶强度用上、下最邻近像素灰阶强度的平均值代替。

本发明使得超声心动图(尤其是新进口的彩超设备)的 DICOM 超声心动图序列图像数据结合本专利发明人在先申请——全方向 M 型心动方法(专利号: 98125713.5; 公开号 C N 1225256 A)可以实现基于 DICOM 的全方向 M 型心动图。

以上两技术的结合就不仅能实现在 DICOM 的动态(序列)截面图像上重建得到心脏各结构任意位置任意多个任意方向采样线段所对应(并和心电时间基准)都互相同步的灰度(位置)~时间波形——即全方向 M 型心动图。还可以像发明专利——全方向 M 型心动图(专利号: 98125713.5)一样实现手动和自动二种方式操作。

与原全方向 M 型心动图比较,由于通过 DICOM 技术能直接提取彩超设备内的图像,将能挽回 3—4 倍被损失的图像信息。全方向 M 型心动图的灰度列线是每帧采样一次,所以这样的全方向 M 型心动图的时间轴分辨率将从原来的 25/秒得以 3—4 倍地提高,这正是 M 型心动图分析、研究工作者所盼望的目标,它使得心脏各结构运动和变形的细节分析得更精确。

此外,由于这里输出的图像数据已经是数字化了,故不必通过图像采集卡对这图像进行采集。

附图说明

图 1 基于 DICOM 全方向 M 型心动图实现步骤流程图。

图 2 显示手动方式基于 DICOM 全方向 M 型心动图。

图 3 显示自动方式基于 DICOM 全方向 M 型心动图。

具体实施方式

图 1 是基于 DICOM 全方向 M 型心动图实际实现方案,它是在原全方向 M 型心动图系统上,将 DICOM 的图像文件转换成原系统可以接受的(Mov 格式)后按原来的系统进行操作。输入信息可以来自带有 DICOM 的超声心动图(尤其是近期进口彩超)设备,或是其工作站(图像数据库)或是已被存贮于移动硬盘或其他存储器内送进 DICOM 标准图像文件分析模块,该模块可以分离出序列图像各帧数字图像(含心电)数据、帧序、帧率、心率及相关重

建非标准序列运动图像所需的信息，而后进入 DICOM 序列图像数据→原全方向 M 型中序列图像数据（MOV 格式）转换模块工作。通过该模块 DICOM 序列图像数据就变成原全方向 M 型心动图系统可以接受的（MOV 格式）序列图像数据。这序列图像中含有的心电信号的出现形式和原系统不同，所以它被 DICOM 序列图像心电提取模块检测，从而提取出和基于 DICOM 全方向 M 型心动图都同步的心电图（ECG）信号。由于这时序列图像不是像原全方向 M 型心动图系统那样是标准（PAL 或 NTSC）视频信号，也即帧率不是固定标准的 25 帧/秒或 30 帧/秒，而是大大地超过这样的帧率，而且是随机变化的。所以图 1 中有从 DICOM 标准图像文件分析模块，分析得到的时间信息去同步 DICOM（非标准）同步时间发生器，产生的时间信息来代替原系统内序列图像回放和时间扫描所需的时间信息。

图 2 显示手动方式基于 DICOM 全方向 M 型心动图；图 3 显示自动方式基于 DICOM 全方向 M 型心动图。

自动方式：一般只适应心脏 B 超左室短轴截面相，这时操作者只需确定圆心，图上会自动形成从圆心散射出各间隔 30° 的十二条全方向线段，并形成互相同步的十二个方向线段对应的 M 型心动图。

手动方式：它是人工地根据探测结构某部位的运动方向用鼠标以橡皮筋式画出所选择的方向线段，由它搜索到每时刻的灰点结合扫描形成了这方向的 M 型心动图。由于人工可以从整个图像的各结构任一位置都可以确定一个方向线段，且一幅帧图像上各点应看成没有相对运动，这样的任意多个方向线线段就生成了可以同步互相可比较的多方向 M 型心动图。这种方式是最通用的方法，可以包括了自动方式。

本发明构思新颖，设计合理，反映的心动图精确清晰，具有较大的推广应用价值。

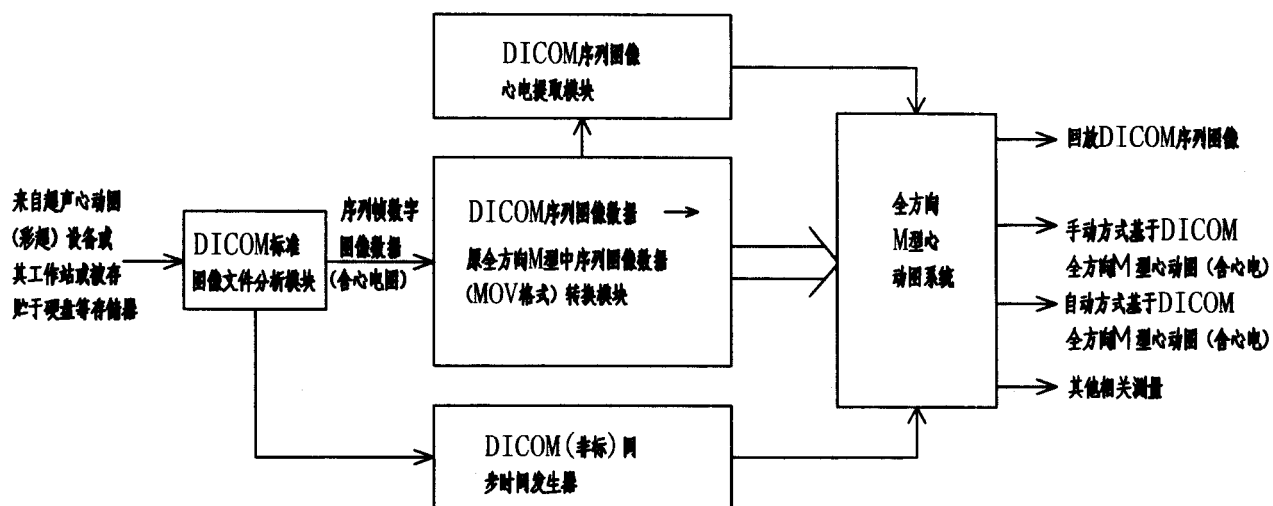


图 1

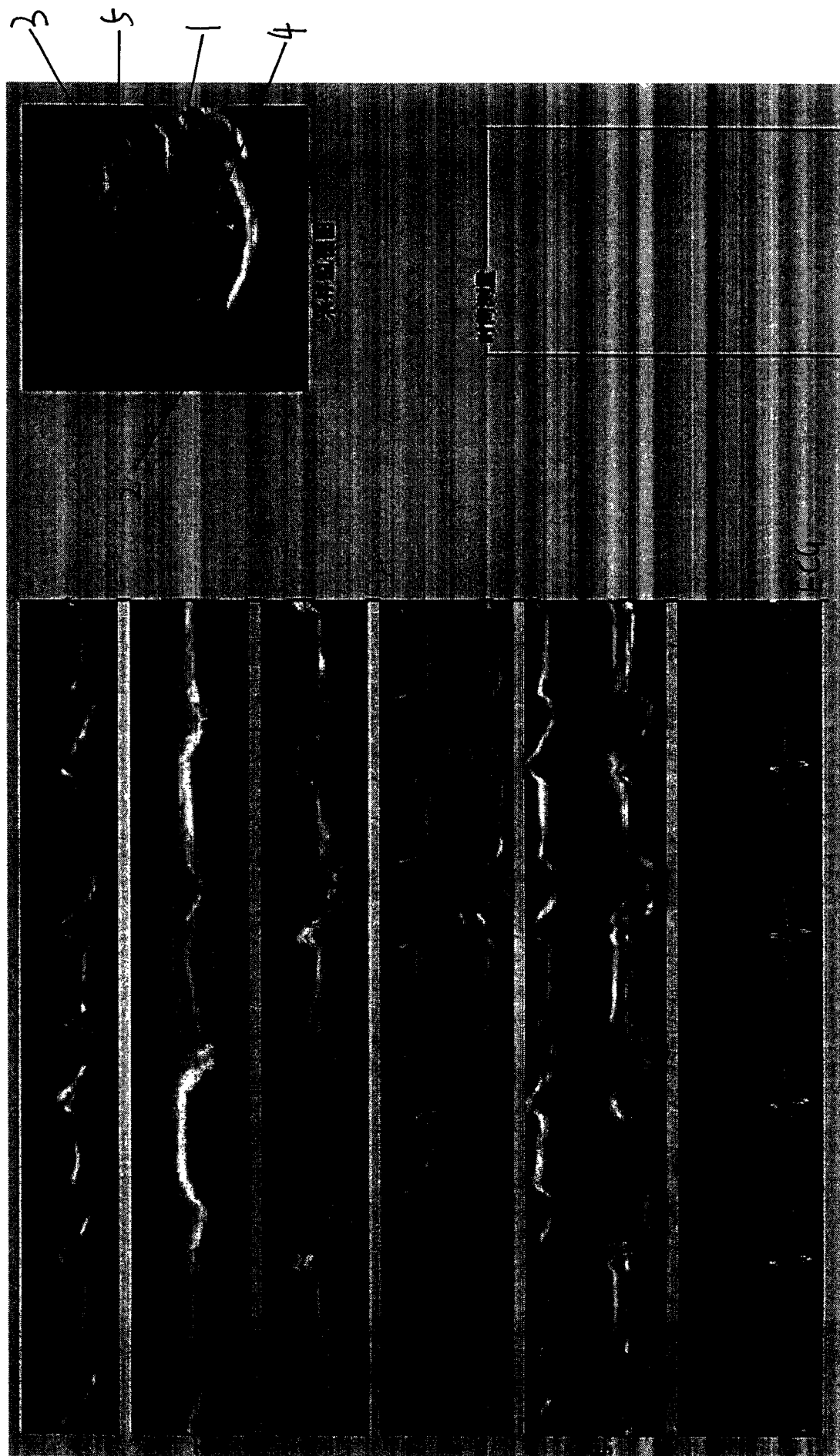


图 2

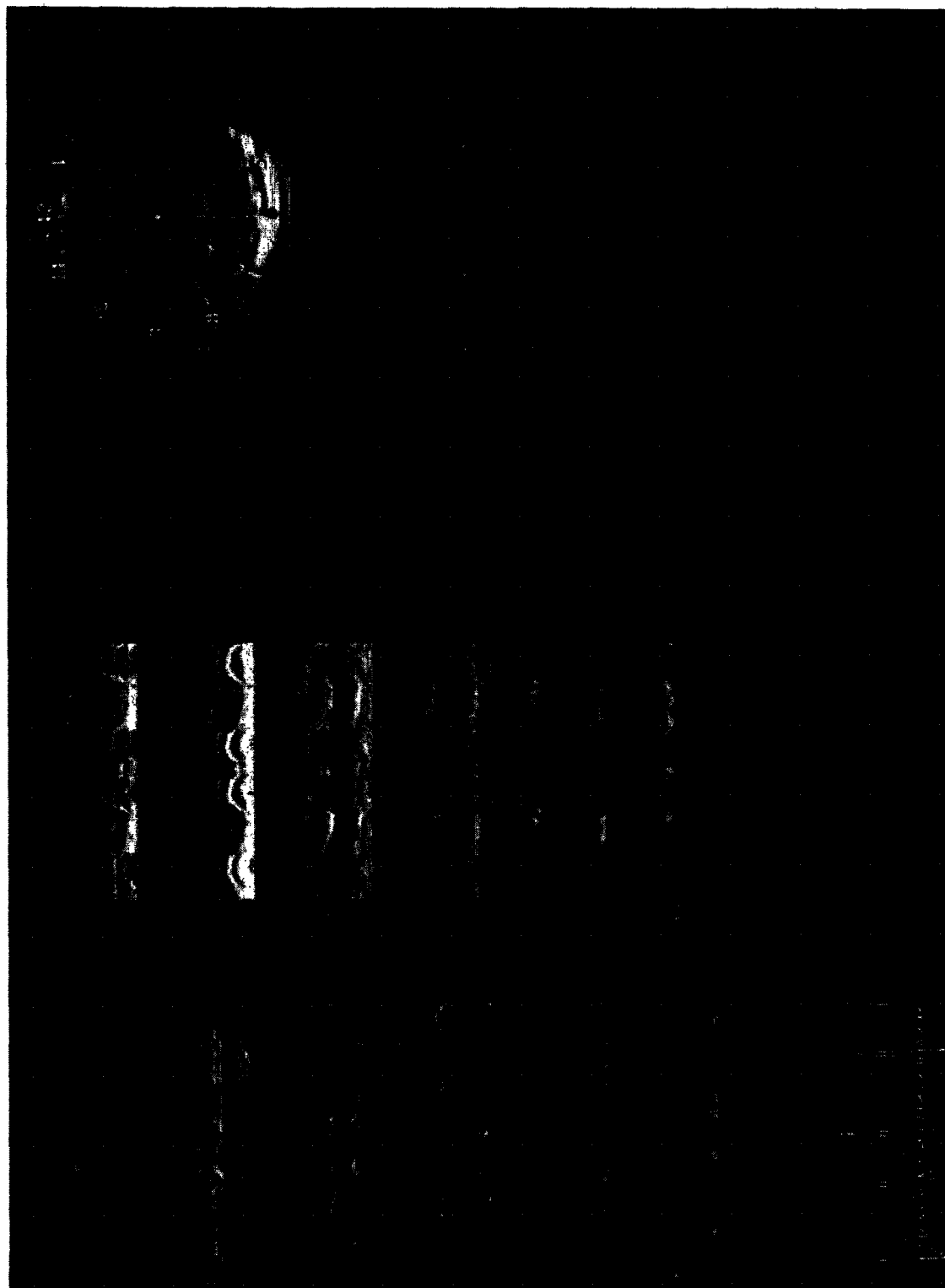


图3

专利名称(译)	超声心动图中基于DICOM的全方向M型心动图方法		
公开(公告)号	CN101011265A	公开(公告)日	2007-08-08
申请号	CN200710008573.9	申请日	2007-02-08
[标]申请(专利权)人(译)	福州大学		
申请(专利权)人(译)	福州大学		
当前申请(专利权)人(译)	福州大学		
[标]发明人	林强		
发明人	林强		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/02 A61B5/0402		
代理人(译)	蔡学俊		
其他公开文献	CN100463657C		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明使得超声心动图(尤其是新进口的彩超设备)的DICOM超声心动图序列图像数据结合专利发明人在先申请——全方向M型心动方法(专利号：98125713.5；公开号CN1225256A)可以实现基于DICOM的全方向M型心动图。以上两技术的结合不仅能实现在DICOM的动态(序列)截面图像上重建得到心脏各结构任意位置任意多个任意方向采样线段所对应(并和心电时间基准)都互相同步的灰度(位置)～时间波形——即全方向M型心动图。还可以像发明专利——全方向M型心动图(专利号：98125713.5)一样实现手动和自动二种方式操作。

