

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/02 (2006.01)



[12] 发明专利说明书

专利号 ZL 200680003666.6

[45] 授权公告日 2010 年 1 月 20 日

[11] 授权公告号 CN 100581482C

[22] 申请日 2006.1.26

[21] 申请号 200680003666.6

[30] 优先权

[32] 2005.1.31 [33] US [31] 60/648,484

[86] 国际申请 PCT/IB2006/050293 2006.1.26

[87] 国际公布 WO2006/079992 英 2006.8.3

[85] 进入国家阶段日期 2007.7.31

[73] 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 D·W·克拉克

[56] 参考文献

US6312382B1 2001.11.6

US2247501Y 1997.2.19

US5442940A 1995.8.22

审查员 高鸿姝

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
代理人 龚海军 刘红

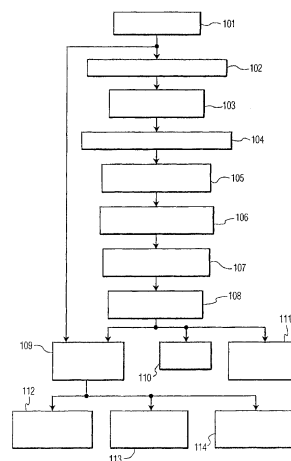
权利要求书 1 页 说明书 5 页 附图 3 页

[54] 发明名称

无需在非 3D 成像应用中采用心电图而得出心率的方法和系统

[57] 摘要

提供一种从超声成像数据近似实时地确定胎儿心率的系统和方法。通过分析超声心动体积上的空间点和计算这些空间点的超声特征中的峰值空间频率变化来确定心率。



- 1、一种用于从一组超声图像确定心率的方法，包括以下步骤：
采集一组超声图像；
从所述组超声图像选定空间点子集；
处理对应于每个所述选定空间点的数据，包括计算每个所述选定空间点的功率谱和求全部功率谱的总和；和
确定所述功率谱总和的频谱峰值频率，其中所述确定的频谱峰值频率基本上与所述心率相等。
- 2、根据权利要求1所述的方法，还包括从每个所述选定空间点减去DC偏差的步骤。
- 3、根据权利要求1所述的方法，还包括以下步骤：
相对于时间绘制每个所述选定空间点；和
对所述数据施加窗口函数。
- 4、根据权利要求3所述的方法，其中处理数据的步骤包括对由所述施加窗口步骤限定其窗口的所述数据计算所述功率谱的步骤。
- 5、根据权利要求1所述的方法，还包括显示所述心率的步骤。
- 6、一种用于从一组超声图像确定心率的系统，包括：
用于采集一组超声图像的装置；
用于从所述组超声图像选定空间点子集的装置；
用于处理对应于每个所述选定空间点的数据的装置，包括计算每个所述选定空间点的功率谱的装置和求全部功率谱的总和的装置；和
用于确定所述功率谱总和的频谱峰值频率的装置，其中所述确定的频谱峰值频率基本上与所述心率相等。
- 7、根据权利要求6所述的系统，还包括用于从每个所述选定空间点减去DC偏差的装置。
- 8、根据权利要求6所述的系统，还包括以下步骤：
用于相对于时间绘制每个所述选定空间点的装置；和
用于对所述数据施加窗口函数的装置。
- 9、根据权利要求8所述的系统，其中用于计算所述功率谱的装置采用由施加窗口的所述装置限定其窗口的所述数据。
- 10、根据权利要求6所述的系统，还包括用于显示所述心率的装置。

无需在非 3D 成像应用中采用心电图而得出心率的方法和系统

本发明一般涉及医学设备。更具体地，本发明涉及无需在非 3D 成像应用中采用心电图而得出心率的方法和系统。

医学超声成像已变成对人体内部区域的状况和健康进行观察和医学诊断的通用手段。使用该技术，通过互连电缆附着到超声系统控制台的声学换能器探头由声谱仪操作员保持抵于患者组织，在此其以扫描方式发射和接收聚焦的超声波。该扫描的超声波或超声束允许系统地创建患者内部组织的图像切片，以供在超声控制台上显示。该技术通常是迅速、无痛、较廉价和安全的，即使对于像胎儿成像这样的用途。

超声成像系统通常用于生成和发射超声信号以绘制内部组织图、血管液体流速和异常。该系统典型包括几种成像方法或模式，即亮度模式（B-模式）、谐波、频谱多普勒和彩色流量。

每个成像方法具有其特有的用途和局限。B-模式成像典型用于以高空间分辨率对内部组织和器官的结构进行成像。通常为了达到这种程度的空间分辨率，短持续时间的超声脉冲是有利的。谐波成像利用从非线性波传播产生的谐波频率。谐波成像与更传统的基本 B-模式成像相比，可减少杂波、旁瓣和象差，但典型地涉及损害空间分辨率。

彩色流量成像主要用于对血流进行成像并且将定位心血管系统内的异常或湍流。彩色流量图像通常重叠在 B-模式结构图像上。然而，适当彩色流量成像所需要的超声特性不同于 B-模式中采用的超声特性。彩色流量成像需要多个脉冲以检测运动，以及需要比 B-模式扫描所通常采用超声脉冲更长持续时间的超声脉冲以用于灵敏度。对于缓慢流速的静脉需要低超声脉冲重复率，而对于在动脉和心脏中发现的较高流量，则需要较高超声脉冲重复率以适当地避免混叠误差。

频谱多普勒采用在同一方向上的较大数量超声脉冲（或连续波），并且将所得到的回波数据流转换成频谱相对于时间的显示以及声音输出。与用于许多位置的彩色流量简单估计相反，频谱多普勒提供了用于一个位置处的更详细血流动态信息。典型地，彩色流量用于决定在

哪设置频谱多普勒采样位置。

3D 超声成像涉及在体积上而非一个平面上扫描超声脉冲，或者是机械地或者是电子地。典型地，该体积被扫描成为一系列 2D 平面。回波数据通常显示为体积再现图像或者显示为切过体积数据的 2D 平面图像。当 3D 体积采集和/或显示得足够快速以至于能够看见被成像结构的运动时，有时采用 4D 成像（时间为第四维）。

心脏和胎儿为 3D 超声成像的两个主要应用，因为这二者都涉及对超声近似为透明的大量液体体积，因此，该解剖学结构在三维中可相对容易地观察。特别对于彩色流量成像，3D 采集对于快速心脏运动而言通常太慢，因此对于成人或儿科 3D 心脏检查，采用心电图使超声采集在多个心动周期上同步。然而，心电图对于胎儿心脏检查是不切实际的。圣地亚哥加利福尼亚大学的 Nelson, Sklansky 和 Pretorius 发表了一种用于从通过胎儿心脏的慢速（多次心脏周期）3D 扫描中的 2D B-模式图像得出胎儿心率，而后采用得出的心率在心动周期的多个点处将 2D 图像混合到胎儿心脏的 3D 体积内的技术。该技术（此后称为 NSP 技术）在几个可商业获得的超声系统上实施，并将在下面进行更详细的描述。NSP 技术只应用于胎儿心脏的后处理 3D 图像采集，且其依赖于在 2D B-模式图像内具有明显的心脏运动。

本发明公开的目的是将 NSP 技术扩展到在无需心电图的情况下，在除胎儿心脏 3D 成像以外的情形中，得出、显示或使用心率。本发明公开的进一步的目的是将 NSP 技术扩展到在除 3D 采集的 2D B-模式切片以外的数据上进行操作，其对于在 B-模式图像内只有极少的心动周期运动且几乎不采用心电图的非心脏检查中尤其有用。本发明公开的进一步的目的是将 NSP 技术扩展为重复操作，包括采用重叠时间段，以快速提供实时成像情形中的更新的心率估计。

本发明公开的实施例提供一种在胎儿心脏 3D 成像以外的情形中，从一组超声图像确定心率的方法。所估计的心率是在一组超声图像上空间点子集的功率谱总和的峰值频率。得出的心率可用于将重复循环显示的时间间隔设定为整数个心跳，或者结合来自多个心跳的数据以减少噪声或提高时间分辨率，或者在实时成像情形中数字化显示心率，或者在胎儿心脏以外的其它应用中重建 3D 或 4D 体积。心率可从胎儿心脏仰角扫描（elevation-swept）B-模式图像以外的超声数据

得出，如 M-模式，心脏或动脉彩色流量相关性或速度，或者频谱多普勒数据。

本发明公开的另一实施例提供一种超声医学成像系统。该超声医学成像系统包括具有超声换能器的超声成像器，处理器，以及视频显示器。

在考虑下列描述、所附权利要求和附图的情况下，本发明的这些和其它特征、方面和优点将变得更易理解，附图中：

图 1 是示出了根据本发明公开实施例从一组超声图像确定心率的步骤流程图；

图 2 是示出根据本发明公开实施例的超声成像系统的示意图；和
图 3 是示出在连续成像情形中心率重叠得出的图示。

如图 1 所示，本发明公开的实施例提供一种用于从一组超声心脏图像确定心率的方法。在步骤 101，超声成像设备开始扫描以采集 2D 心脏图像(以后将描述这可以是 2D 心脏图像以外是图像)。接下来，步骤 102 选择空间点子集，如均匀间隔的网格。该选定步骤可以手动进行或者以自动过程进行。在步骤 103，从每个空间点去除 DC 偏移量和慢变化量。行进到步骤 104，相对于时间绘制在步骤 102 选定的空间点，将在步骤 105 中将窗口函数应用于该数据。两个合适的窗口函数是 Hann 和 Hamming 函数。在步骤 106，对于窗口数据计算功率谱。在步骤 107，计算全部功率谱的总和，包括正负频率。在步骤 108，从功率谱总和中得出功率谱峰值并与时间图像扫描之间的时间采样率一起处理以确定心率。功率谱总和覆盖从零到半采样率(该采样率是 2D 帧率)的频率范围。从而功率谱峰值的位置在采样率的一定分数上。将其乘以以赫兹为单位的采样率就得到以赫兹为单位的心率，再乘以 60 就得到每分钟心跳的心率。

存在若干种可选择的方式，在其中可以使用可得到的心率，如图 1 所示。现有技术采用心率来缓慢地将胎儿心脏的仰角扫描 2D 图像重新设置成在心动周期的不同时间处的多个 3D 体积，步骤 109。

所得出心率的其它可选择用途，如图 1 所示，是本发明公开的主题。如果 2D 图像是仰角扫描的，它们在胎儿心脏以外的其它应用中可

重新设置成多个 3D 体积。2D 图像一些子集的重复循环(典型称为电影循环)显示长度可设定为整数个心动周期以当循环从结尾处返回到开始处时使不连续性最小化,步骤 111。可以对从步骤 109 重新排序的图像进行平均以减少偏差和噪声,步骤 113。还可对从步骤 109 重新排序的图像进行交织以提高时间分辨率,步骤 114。

所得出的心率还可以以数字形式显示,当在实时成像情形中重复进行时这是特别有用的。为了在仍采用若干心跳数据以更准确地得到心率的同时更快速地更新心率显示,每个心率估计的数据时间间隔可以重叠,如图 3 所示。例如,4 秒的时间间隔可以按每 0.5 秒步进。

本发明公开的另一个主题是采用胎儿心脏扫描仰角 B-扫描图像以外的数据得出心率。该数据可以是非胎儿心脏的 B-模式图像,或者是没有仰角扫描的胎儿心脏的 B-模式图像。该数据还可以是 M 模式数据,无论是灰度级的还是彩色的。该数据还可以是心脏或动脉的彩色流量数据,无论是复杂相关性还是检测到的速度。该数据还可以是多谱勒频谱。

本发明公开的另一个实施例,如图 2 所示,提供一种医疗超声成像系统 200。系统 200 包括连接至成像工作站 204 的超声换能器组件 202。成像工作站 204 包括一个或多个处理器 206 和至少一个存储设备 208,如硬盘驱动器、RAM 盘等。一个(或多个)存储设备 208 可用于存储超声系统 200 的控制和成像软件,以及提供由超声换能器 202 采集的图像数据的临时和长期存储。超声成像系统 200 还提供视频显示器 210 和用户输入设备,包括键盘 212 和鼠标 214。

处理器 206 配置成执行控制和成像软件。成像软件允许系统 200 的操作者观察和操纵从超声换能器 202 接收的数据。此外,成像软件包括执行如图 1 所举例说明的以及如上所详细描述的本发明公开方法的子程序。

简而言之,处理器 206 执行用于实行本发明公开方法的一组可编程指令。可考虑的是,该组可编程指令可以存储在至少一个存储设备 208 内和/或计算机可读介质上,如 CD, 3.5" 磁盘,硬盘驱动器等,并能够由处理器 206 执行。

所描述的本发明实施例是说明性的而非限制性的,且不是要代表本发明的每个实施例。在不偏离下面文字性及法律认可的等同表述的

权利要求书中所阐述的本发明的精神或范围的情况下，可以进行各种修改和变更。

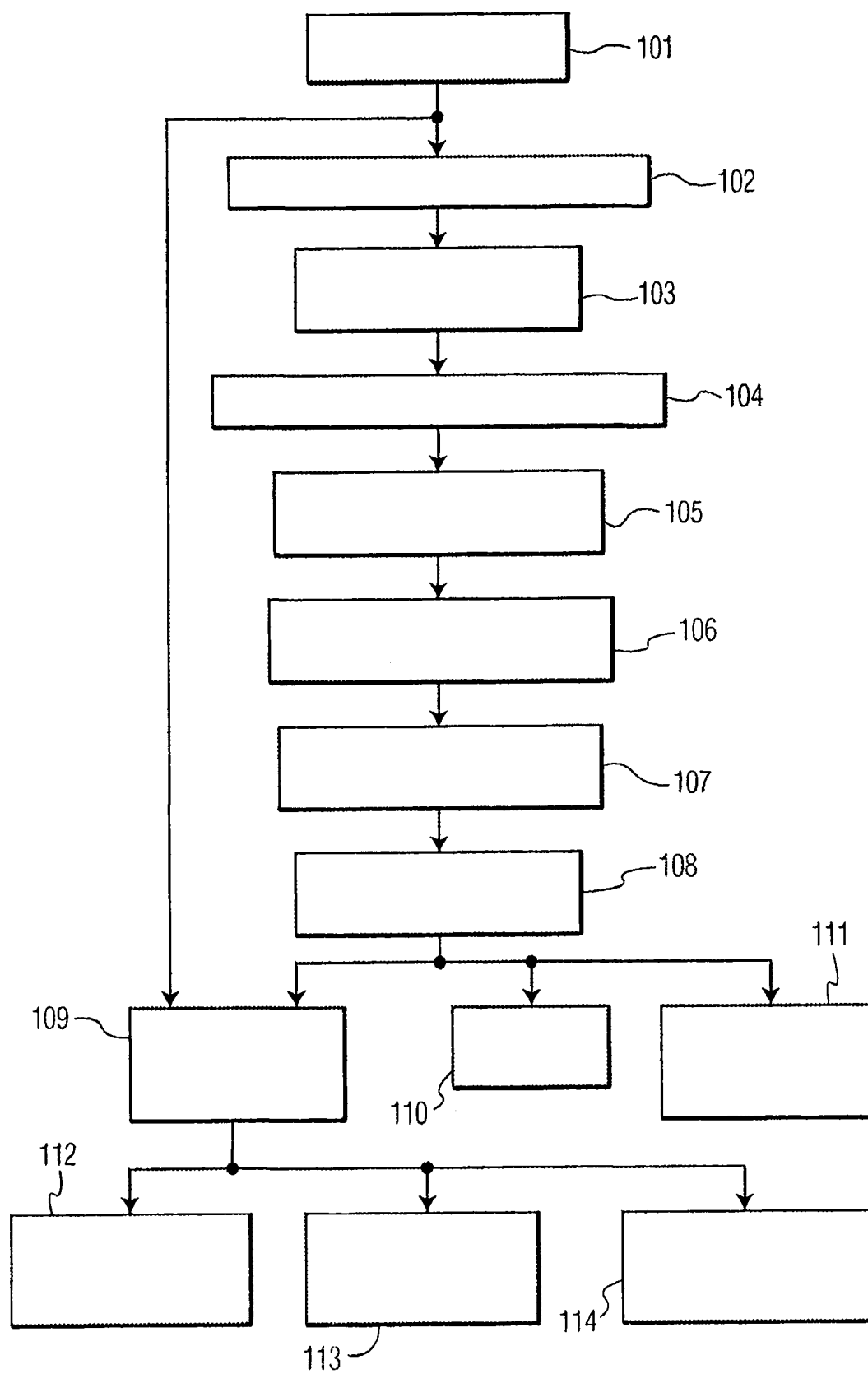


图 1

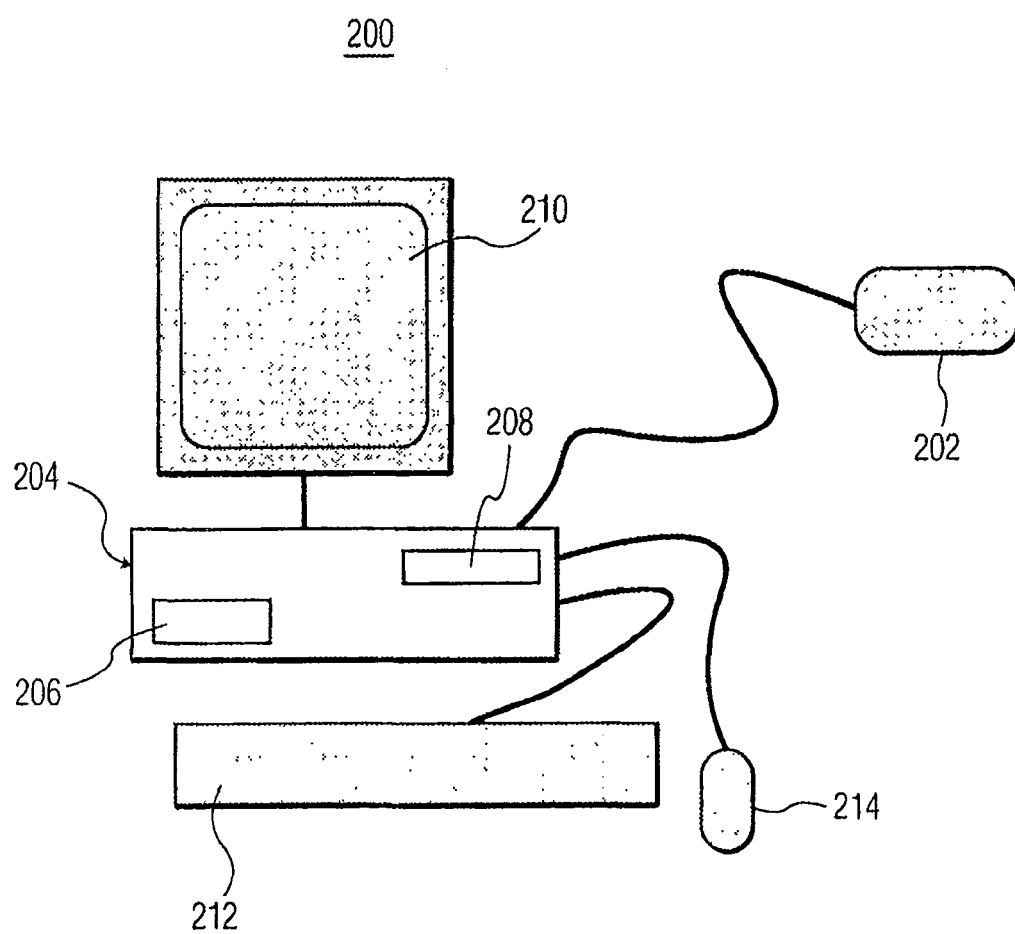


图 2

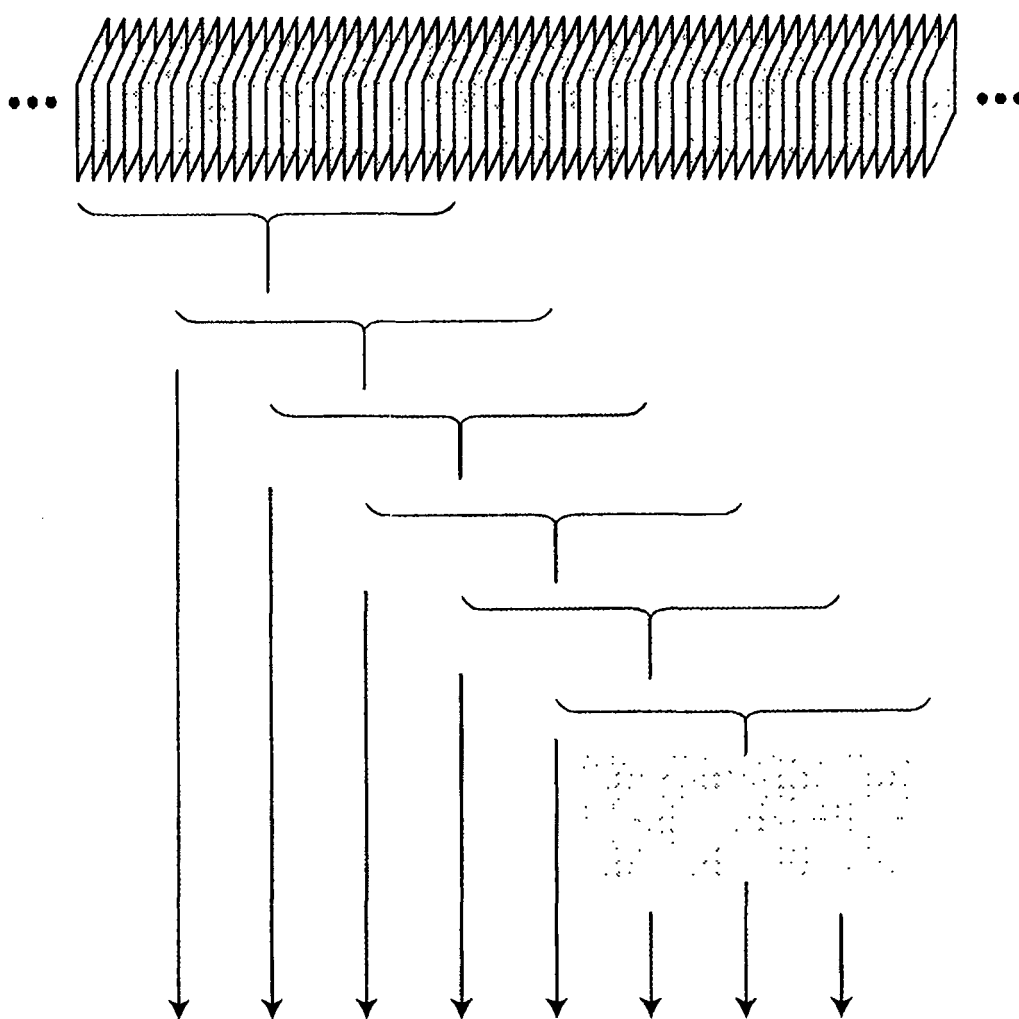


图 3

专利名称(译)	无需在非3D成像应用中采用心电图而得出心率的方法和系统		
公开(公告)号	CN100581482C	公开(公告)日	2010-01-20
申请号	CN200680003666.6	申请日	2006-01-26
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	DW克拉克		
发明人	D·W·克拉克		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0866		
代理人(译)	龚海军 刘红		
优先权	60/648484 2005-01-31 US		
其他公开文献	CN101111195A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种从超声成像数据近似实时地确定胎儿心率的系统和方法。通过分析超声心动体积上的空间点和计算这些空间点的超声特征中的峰值空间频率变化来确定心率。

