



## [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200710102970.2

[43] 公开日 2007 年 10 月 31 日

[11] 公开号 CN 101061963A

[22] 申请日 2007.4.27

[21] 申请号 200710102970.2

[30] 优先权

[32] 2006.4.27 [33] US [31] 11/412614

[71] 申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 K·克里斯托费尔森 S·贝格

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司  
代理人 曾祥麦 王小衡

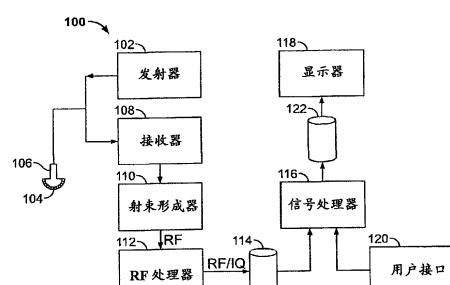
权利要求书 3 页 说明书 12 页 附图 5 页

## [54] 发明名称

用于测量通过心脏瓣膜血流的方法和系统

## [57] 摘要

一种用于呈现多个平行切片的系统包括显示器(118)，用于显示包括在时间上的 3D 多普勒数据的超声数据(250)。用户接口(120)定义在超声数据(250)内相互平行的近端平面(260)和远端平面(262)。近端和远端平面(260)、(262)定义所关注区域(ROI)(252)。信号处理器(116)基于 ROI(252)内的超声数据(250)自动提取至少两个切片(268) - (278)。这至少两个切片(268) - (278)互相平行，并被显示在显示器(118)上。



1. 一种用于呈现多个平行切片的系统，包括：

显示器（118），用于显示包括在时间上的 3D 多普勒数据的超声数据（250）；

用户接口（120），用于定义在所述超声数据（250）内相互平行的近端平面（260）和远端平面（262），所述近端和远端平面（260）、（262）定义所关注区域（ROI）（252）；以及

信号处理器（116），用于基于所述 ROI（252）内的所述超声数据（250）自动提取至少两个切片（268）-（278），所述至少两个切片（268）-（278）互相平行，所述至少两个切片（268）-（278）被显示在所述显示器（118）上。

2. 如权利要求 1 所述的系统，还包括所述显示器（118），所述显示器（118）基于所述超声数据（250）显示至少一个长轴平面（256），所述显示器（118）显示所述至少一个长轴平面上的所述近端平面（260）和所述远端平面（262）。

3. 如权利要求 1 所述的系统，其中所述近端平面（260）具有第一深度且所述远端平面（262）具有第二深度，其中所述近端和远端平面（260）、（262）具有第一定向，当所述用户接口（120）改变第一和第二深度以及第一定向中的至少一项时，所述信号处理器（116）自动更新所述显示器（118）上的所述至少两个切片（268）-（278）。

4. 如权利要求 1 所述的系统，所述用户接口（120）指示在第一时间位置在所述至少两个切片（268）-（278）之一上的解剖结构的 ROI，所述信号处理器（116）测量所述 ROI 的面积（282），并在第一时间位置之前的预定时段、第一时间位置之后的预定时段以及其中具有第一时间位置的预定时段中的一个时段上的所述超声数据（250）上插入相似解剖结构的相应面积。

5. 如权利要求 1 所述的系统，所述用户接口（120）指示在第一和第二时间位置在所述至少两个切片（268）-（278）之一上的相似解剖结构的第一和第二 ROI，所述信号处理器跟踪在第一和第二时间位置之间的所述超声数据上的所述相似解剖结构。

6. 如权利要求 1 所述的系统，所述用户接口指示在第一和第二时间位置在所述至少两个切片之一上的相似解剖结构的第一和第二 ROI，所述信号处理器（116）测量在第一和第二 ROI 内的第一和第二射流面积（282），所述信号处理器（116）在第一和第二时间位置之间的所述超声数据（250）上插入射流面积。

7. 一种用于显示多个平行切片的方法，包括：

    定义数据体（250）内的所关注区域（ROI）（252），所述数据体（250）包括至少一个心动周期上的体积彩色多普勒数据；

    自动显示在第一时间位置（292）来自所述 ROI 内的超声数据（250）的至少两个切片（268）-（278）；以及

    计算在第一时间位置（292）在所述至少两个切片（268）-（278）之一上的第一射流面积（214）。

8. 如权利要求 7 所述的方法，还包括：

    测量在第二时间位置在所述至少两个切片（268）-（278）之一上的第二射流面积，第一射流面积和第二射流面积指示相似解剖结构；以及

    在第一（292）和第二时间位置之间的所述超声数据（250）上插入射流面积。

9. 如权利要求 7 所述的方法，还包括：

    测量在第二时间位置在所述至少两个切片（268）-（278）之一上的第二射流面积，第一射流面积和第二射流面积指示相似解剖结构；

    在第一（292）和第二时间位置之间的所述超声数据（250）上插入射流面积；以及

以图形格式和所述射流面积与表示第一（292）和第二时间位置之间时间的时段的关系图中的至少一种，显示所述射流面积。

10. 如权利要求 7 所述的方法，还包括在第一射流面积附近定义至少一个点，基于所述至少一个点自动计算第一射流面积。

## 用于测量通过心脏瓣膜血流的方法和系统

### 技术领域

本发明一般涉及诊断超声系统，更具体地说，涉及用于测量通过心脏瓣膜血流的方法和系统。

### 背景技术

用目前可用的超声系统，诊断和评估患者心脏中的返流射流，例如二尖瓣或三尖瓣返流或关闭不全，具有挑战性。血流图常常相当复杂，具有随时间而变的几何形状。此外，非圆形瓣口面积对于显现和测量通过实际瓣口面积的血流也是一个难题。

在评估例如二尖瓣返流的情况时，返流射流的大小目前可用缩流断面（vena contracta）来描述。缩流断面定义为射流的最窄中心血流区域，并可使用彩色多普勒来描绘。目前，近端等速面面积法（PISA）用来量化射流的大小。该方法是一种平面测量，它假定血流汇聚区是圆形和对称的。不幸的是，这种情况很少，并可导致错误的计算。

所以，需要有一种方法和系统用于改进缩流断面的定位以测量通过心脏瓣膜的血流。本发明的某些实施例就是为了满足这些需要，并且其它目的从以下阐述的说明书和附图中将显而易见。

### 发明内容

按照一个实施例，一种用于呈现多个平行切片的系统包括显示器，用于显示包括在时间上的3D多普勒数据的超声数据。用户接口定义在超声数据内相互平行的近端平面和远端平面。近端和平面定义所关注区域（ROI）。信号处理器基于ROI内的超声数据自动提取至少两个切片。这至少两个切片互相平行，并显示在显示器上。

按照另一实施例，一种用于显示多个平行切片的方法包括定义数据体中的 ROI。数据体包括至少一个心动周期上的体积彩色多普勒数据。超声数据的至少两个切片在第一时间位置从 ROI 内自动显示。在第一时间位置的至少两个切片之一上计算第一射流面积。

按照另一实施例，一种用于测量部分心动周期的射流面积的方法包括定义数据体中的 ROI，该数据体包括至少一个心动周期上的体积彩色多普勒数据。来自 ROI 内的超声数据的多个平行切片被显示。在第一时间位置的第一切片上测量射流面积，并在第二时间位置测量第二切片上的射流面积。将射流面积插入到第一和第二时间位置之间的超声数据上。

### 附图说明

图 1 示出按照本发明实施例形成的超声系统框图。

图 2 示出按照本发明一个实施例形成的备选超声系统框图。

图 3 示出按照本发明实施例用于定位和测量心脏内射流的方法。

图 4 示出按照本发明实施例在显示器上显示的超声图像。

图 5 示出按照本发明实施例从 ROI 中提取的多个平行切片。

图 6 示出按照本发明实施例在多个平行切片之一上测量缩流断面面积的实例。

### 具体实施方式

以上概述以及对本发明某些实施例的以下详细说明在结合附图来阅读就会有更好的理解。附图示出了各种实施例的功能框图。功能框图不一定表示硬件电路之间的分割。因此，例如一个或多个功能框（例如处理器或存储器）可以实现在单一硬件中（例如通用信号处理器，或块，或随机存取存储器、硬盘等）。同样，程序可以是独立的程序、可以作为子程序结合在操作系统中、可以是所安装的成像软件包中的功能等等。应理解，各种实施例不限于附图所示的

布置和媒介。

图 1 示出超声系统 100 的框图。超声系统 100 包括发射器 102，它驱动探头 106 中的换能器 104 向身体内发射脉冲超声信号。可以使用各种几何形状。例如，探头 106 可用来获取 2D、3D 或 4D 超声数据，并可具有更多的能力，例如 3D 射束转向。其它类型的探头 106 也可使用。超声信号从身体中的结构像血细胞或肌肉组织等散射回来，以产生回声，回声返回到换能器 104。回声由接收器 108 接收。所接收的回声穿过射束形成器 110，它执行射束形成并输出 RF 信号。射束形成器还可处理 2D、3D 和 4D 超声数据。RF 信号然后通过 RF 处理器 112。备选的是，RF 处理器 112 可包括复杂的解调器（未示出），它解调 RF 信号以形成表示回声信号的 IQ 数据对。RF 或 IQ 信号数据然后被直接路由到 RF/IQ 缓冲器 114 进行暂时存储。

超声系统 100 还包括信号处理器 116，以处理所获取的超声信息（即 RF 信号数据或 IQ 数据对）并准备超声信息帧供在显示器 118 上显示。信号处理器 116 适合于在所获取的超声信息上按照多个可选的超声模态执行一个或多个处理操作。在接收到回声信号时，所获取的超声信息可以在扫描会话期间进行实时处理。此外或备选的是，超声信息在扫描会话期间可暂时存储在 RF/IQ 缓冲器 114 中，并在现场或离线操作中不到实时地进行处理。用户接口 120 允许操作员输入数据、输入和改变扫描参数、存取协议、测量所关注结构等等。用户接口 120 可以是旋钮、开关、键盘键、鼠标、触摸屏、光笔、或业界已知的任何其它接口装置或方法。

超声系统 100 可以超过每秒 50 帧 - 人眼的大致感知速率的帧速率连续获取超声信息。所获取的超声信息被显示在显示器 118 上。超声信息可显示为 B-模式图像、M-模式、数据体（3D）、在时间上的数据体（4D）、或其它所需的表示法。还包括图像缓冲器 122，用于存储那些未被排定为立即显示的所获取超声信息的已处理帧。优选的是，图像缓冲器 122 有足够的能力存储至少几秒钟的超声信

息帧。超声信息帧以按照其顺序或获取时间便于其检索的方式进行存储。图像缓冲器 122 可包括任何已知的数据存储介质。

图 2 示出备选的超声系统。该系统包括探头 10，它连接到发射器 12 和接收器 14。探头 10 发射超声脉冲并接收来自被扫描超声体积 16 内部结构的回声。存储器 20 存储从被扫描超声体积 16 中导出的来自接收器 14 的超声数据。体积 16 可用各种技术获得（例如 3D 扫描、实时 3D 成像或 4D 扫描、体积扫描、用具有定位传感器的换能器的 2D 扫描、使用体素相关技术、2D 或矩阵阵列换能器的徒手扫描等）。

探头 10 可以例如沿线性或弓形路径移动，同时扫描所关注区域 (ROI)。在每个线性或弓形位置，探头 10 获得扫描平面 18。扫描平面 18 例如从一组或一系列邻近扫描平面 18 集合成一定厚度。扫描平面 18 存储在存储器 20 中，然后被传送到体积扫描转换器 42。在一些实施例中，探头 10 可获得线条而不是扫描平面 18，且存储器 20 可存储由探头 10 获得的线条而不是扫描平面 18。体积扫描转换器 42 可存储由探头 10 获得的线条而不是扫描平面 18。体积扫描转换器 42 从切片厚度设置控制器 40 接收切片厚度设置，切片厚度设置控制器 40 标识要从扫描平面 18 创建的切片厚度。体积扫描转换器 42 从多个邻近扫描平面 18 创建数据切片。为形成每个数据切片而获得的邻近扫描平面 18 的数量取决于切片厚度设置控制器 40 所选择的厚度。数据切片存储在切片存储器 44 中，并由体绘制处理器 46 存取。体绘制处理器 46 在数据切片上执行体绘制。体绘制处理器 46 的输出被传送到视频处理器 50 和显示器 67。

每个回声信号样本（体素）的位置按照几何精度（即从一个体素到下一体素的距离）和超声响应（以及从超声响应导出的值）来定义。适用的超声响应包括灰度值、彩色血流值、以及血管或功率多普勒信息。

图 3 示出一种用于定位和测量心脏中射流的方法。以下的实例针

对测量缩流断面，其在评价二尖瓣返流时使用。在步骤 200，获取至少一部分患者心脏的超声数据，以成像所关注的结构。例如，用来测量缩流断面的超声数据可包括表示二尖瓣的数据。超声数据可以是包括在时间上例如在一个或多个心脏周期上的 3D 彩色多普勒数据的数据体，并可存储在存储器 20 中。备选的是，以前已获取和存储在存储器 20 中的超声数据也可被存取进行处理。

图 4 示出在显示器 118 上显示的超声图像。图中示出在步骤 200 获取和/或存取的数据体 250，以及关联的 ECG 描图 286。ECG 描图 286 上的边界线 288 和 290 指示正被处理的心脏周期。

在步骤 202，操作员选择第一时间位置。例如，二尖瓣返流的缩流断面通常在心脏周期的收缩期进行测量。操作员可滚动时间位置指示符 292 使其通过 ECG 描图 286，来选择第一时间位置。备选的是，信号处理器 116 可自动检测时间位置指示符 292，并将其定位在第一时间位置。在由信号处理器 116 自动定位后，操作员然后可调节时间位置指示符 292。应理解，独立计算机或其它处理器也可用来实现图 3 的功能，代替可与超声扫描器集成的信号处理器 116。而且，用于实现图 3 功能的程序指令可存储在业界已知的各种介质装置上。

在步骤 204，操作员使用用户接口 120 来定义所关注结构或瓣口周围的有效所关注区域（ROI）252。例如，操作员可在二尖瓣或其它所关注组织上面的第一深度设置顶部或近端切片平面 260，而在二尖瓣下面的第二深度设置底部或远端切片平面 262，以定义 ROI 252。近端和远端切片平面 260 和 262 相互平行。备选的是，信号处理器 116 可基于预定或平均的患者数据或在预设深度，设置近端和远端切片平面 260 和 262。操作员然后可调节近端和远端切片平面 260 和 262 的位置。可选的是，在定义 ROI 252 时为便于作解剖检查，操作员可暂时移开或断开彩色多普勒信息，以便仅显示组织结构。在射流被显现和/或测量的步骤中，彩色多普勒信息可被接通。而且，操作员可改变颜色参数，以改变如何解释和显示颜色。

一个或多个长轴平面也可显示在显示器 118 上，以指导近端和远端切片平面 260 和 262 的定位。在图 4 中，第一长轴平面 256 可示出主探头平面或方位平面，而第二长轴平面 258 可示出与第一长轴平面 256 成 90 度的平面。图中示出了在获取超声数据期间定义的多普勒 ROI 284，并对多普勒 ROI 284 中的超声数据计算彩色多普勒数据。近端和远端切片平面 260 和 262 的位置分别用第一长轴平面 256 上的第一和第二虚线 264 和 265 以及第二长轴平面 258 上的第一和第二虚线 266 和 267 示出。其它指示符也可使用。备选的是，互相成 60 度的三个长轴平面可以显示标准的 2D 回声心动描记法扫描平面，其上指示有近端和远端切片平面 260 和 262。

在步骤 206，体积扫描转换器 42 从 ROI 252 所选的超声数据中提取多个平行切片。举例来说，两个、四个或六个平行切片可被提取和显示，虽然操作员可选择提取更多或不同数量的平行切片。在一个实施例中，平行切片可以是平行的 C-扫描切片。在另一实施例中，平行切片可以定位成相对于体积超声扫描的中心矢量是非正交的。在另一实施例中，一个或多个平行切片的位置可以被插入。

图 5 示出从 ROI 252 中提取的多个平行切片。近端和远端切片平面 260 和 262 示为具有第一、第二、第三和第四中间切片平面 294、296、298 和 300。第一、第二、第三、第四、第五和第六切片 268、270、272、274、276 和 278 显示在图 4 的显示器 118 上。第一切片 268 对应于近端切片平面 260，且第六切片 278 对应于远端切片平面 262，而第一到第四中间切片平面 294-300 分别对应于第二到第五切片 270-276。

每个相邻切片平面 260、294-300 和 262 之间的距离 D1 是相同的，因此第一到第六切片 268-278 的定位是互相等距的。第一到第六切片 268-278 中的每个切片都可具有相同的预定厚度。备选的是，操作员可用切片厚度设置控制器 40 改变第一到第六切片 268-278 的厚度。

在步骤 208，操作员可沿箭头 A 的方向(图 5)调节切片平面 260、

294-300 和 262 之间的距离 D1，这也调节了 ROI 252 的大小。例如，操作员可移动一条或多条在第一长轴平面 256 上显示的第一和第二线条 264 和 265 以及在第二长轴平面 258 上显示的第一和第二线条 266 和 267。近端和远端切片平面 260 和 262 每一个的深度都可独立地改变。如果近端切片平面 260 朝探头 106 的表面上向上移动，则远端切片平面 262 可留在其当前位置，而第一到第四中间切片平面 294-300 调节为保持互相的以及与近端和远端切片平面 260 和 262 的等距关系。第一到第六切片 268-278、ROI 252 的位置以及其它受影响的指示符在显示器 118 上被更新，以反映当前的切片信息和位置。

在步骤 210，操作员通过在显示器 118 上观看第一到第六切片 268-278，可调节切片平面 260、294-300 以及 262 的定向，以使射流垂直于这些平面流动，如图所示。定向调节可以这样完成：用用户接口 120 调节一条或多条在第一长轴平面 256 上的第一和第二线条 264 和 265 以及在第二长轴平面 258 上显示的第一和第二线条 266 和 267。定向调节使近端和远端切片平面 260 和 262 以及第一到第四中间切片平面 294-300 一起移动，保持它们之间的等距关系。切片平面 260、262 以及 294-300 可以向任何方向调节，例如从前向后以及从一侧向另一侧，如图 5 中箭头 B 和 C 所示。但定向调节不限于这些方向，且切片平面 260、262 以及 294-300 可以向任何方向组合调节。在调节切片平面 260、262 以及 294-300 的定向时，第一到第六切片 268-278 在显示器 118 上更新，以反映当前位置。第一和第二线条 264 和 265 与 266 和 267、ROI 252 的位置以及其它受影响的指示符在显示器 118 上被更新，以反映当前的切片信息和位置。

步骤 208 和 210 可迭代，就是说，操作员可以多次调节切片平面 260、262 以及 294-300 的位置和定向，以找出最佳可能的位置和定向来测量所关注的射流。在步骤 212，操作员可直观地在第一到第六切片 268-278 之一上标识最小的瓣口，它对应于最小的射流面积。在此实例中，最小的射流面积是缩流断面。

在步骤 214，在步骤 212 标识的切片上测量最小瓣口面积或缩流断面面积。图 6 示出一个在切片 280 上测量缩流断面面积的实例。在一个实施例中，操作员可使用用户接口 120 来描绘面积 282，或使用卡规测量缩流断面面积的直径。备选的是，操作员可定义或选择一个或多个点，且信号处理器 116 可使用边缘检测或边界定义算法来检测缩流断面面积。可选的是，操作员可选择在心脏周期内的同一时间位置测量多于一个切片上的缩流断面面积，以标识最小的瓣口面积。

在心动周期期间由于房室 (AV) 平面的移动，缩流断面的位置也在移动。所以，在步骤 216，如果操作员选择在心动周期内的附加时间位置测量缩流断面面积，则流程进到步骤 218，此时操作员选择下一时间位置，它可以在第一时间位置之前或之后，并可以在心脏周期的收缩期之内。可选的是，信号处理器 116 可自动选择下一时间位置，并允许操作员调节或改变下一时间位置。通过选择心脏周期内至少两个不同的时间位置，就在一部分或整个心动周期上自动跟踪切片上的所关注结构。该方法然后返回到步骤 204，以设置和调节扫描平面，并测量下一时间位置的射流面积。

回到步骤 216，如果不需再作计算，则方法进到步骤 220。在步骤 220，信号处理器 116 计算缩流断面的中间位置，即插入到为第一、下一和/或随后时间位置所标识的点之间。因此这种计算提供了缩流断面位置的自动跟踪。如果使用单一时间位置，则所标识的数据可插入到心动周期的收缩期或其它期部分，或用于第一时间位置之前、之后或周围的预定时段。在步骤 222，信号处理器 116 基于体积彩色多普勒数据在时间上测量多个切片平面上的瓣口大小或缩流断面。

通过在第一位置的第一平行切片上指示所关注区域，缩流断面的测量可以更充分自动化。这可以这样做：画出 ROI 或选择一个或多个点，然后用信号处理器 116 自动检测该区域。信号处理器 116 然后可检测 ROI 内的血流方向，以定义切片平面相对探头 106 的位置。

然后可在第一位置和所标识的第二位置之间，或是自动相对于邻近第一位置的位置，自动计算面积，如上所述。

一个技术效果是使用超声数据在时间上计算缩流断面面积或心脏内其它所标识的结构。在所有或部分心动周期上自动跟踪切片位置上的解剖结构允许精确测量射流。所以，由于瓣口的大小、形状和/或位置可改变，因此基于体积彩色多普勒数据可从多个切片中自动跟踪和测量缩流断面。

虽然已就各种具体实施例对本发明作了说明，但所属领域的技术人员会认识到，用在权利要求书的精神和范围内的修改，也可实践本发明。

---

系统包括探头.....	10
连接到发射器.....	12
数据来自接收器.....	14
体积 .....	16
扫描平面.....	18
存储在存储器.....	20
切片厚度设置控制器.....	40
体积扫描转换器.....	42
存储在切片存储器.....	44
体绘制处理器.....	46
至视频处理器.....	50
处理器 50 和显示器.....	67
超声系统.....	100
100 包括发射器.....	102
返回到换能器.....	104
104 在探头内.....	106
由接收器接收.....	108
穿过射束形成器.....	110
RF 处理器.....	112
RF/IQ 缓冲器.....	114
信号处理器.....	116
更新在显示器.....	118
用户接口 .....	120
图像缓冲器.....	122
存取在步骤.....	200
在步骤.....	202
然后返回步骤.....	204
在步骤.....	206

---

在步骤.....	208
在步骤.....	210
切片标识在步骤.....	212
在步骤.....	214
返回步骤.....	216
流程进到步骤.....	218
在步骤.....	220
在步骤.....	222
数据体.....	250
ROI 位置.....	252
长轴平面.....	256
长轴平面.....	258
近端切片平面.....	260
远端切片平面.....	262
第一线条.....	264
第二线条.....	265
第一线条.....	266
第二线条.....	267
第一切片.....	268
第二切片.....	270
第三切片.....	272
第四切片.....	274
第五切片.....	276
第六切片.....	278
面积在切片上.....	280
描绘面积.....	282
多普勒 ROI.....	284
在 ECG 描图上.....	286

286. 边界线.....	288
边界线 288 和.....	290
时间位置指示符 .....	292
第一中间切片平面.....	294
第二中间切片平面.....	296
第三中间切片平面.....	298
第四中间切片平面.....	300

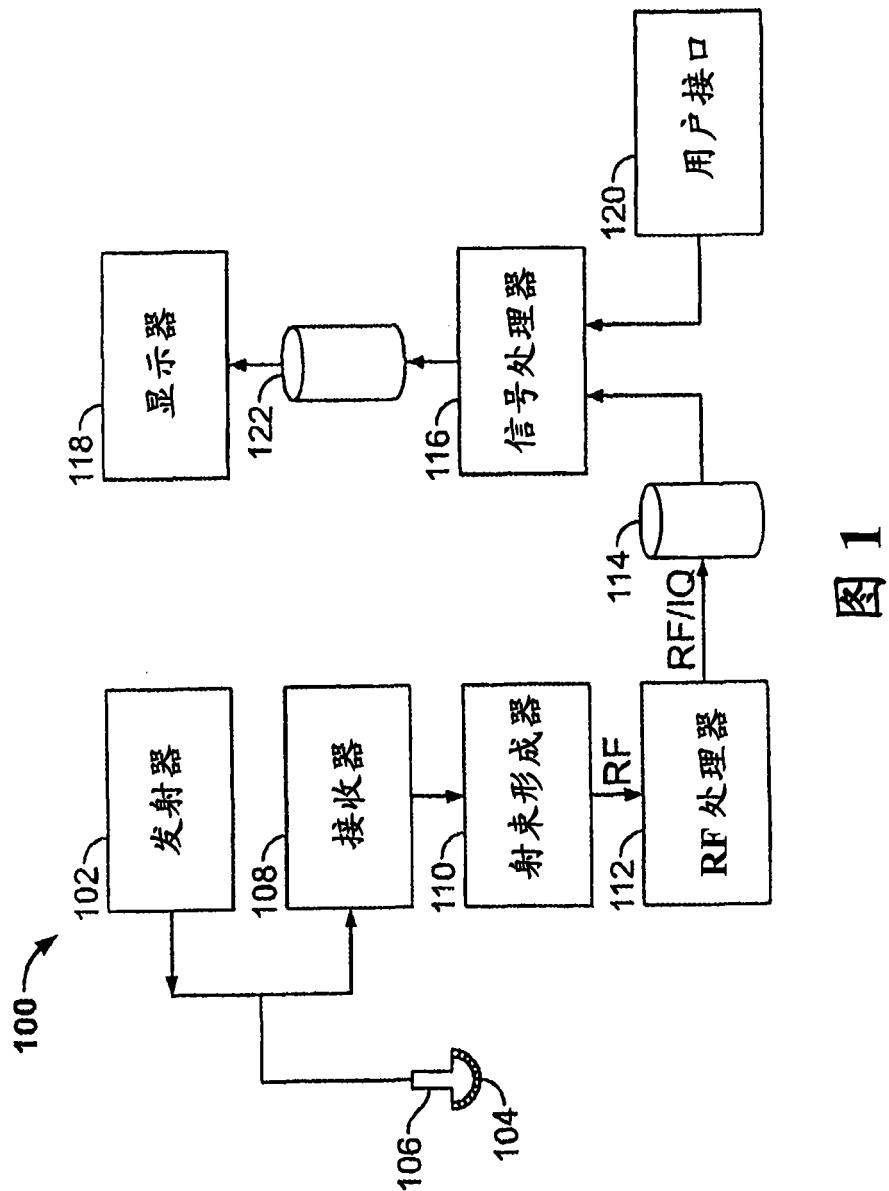


图 1

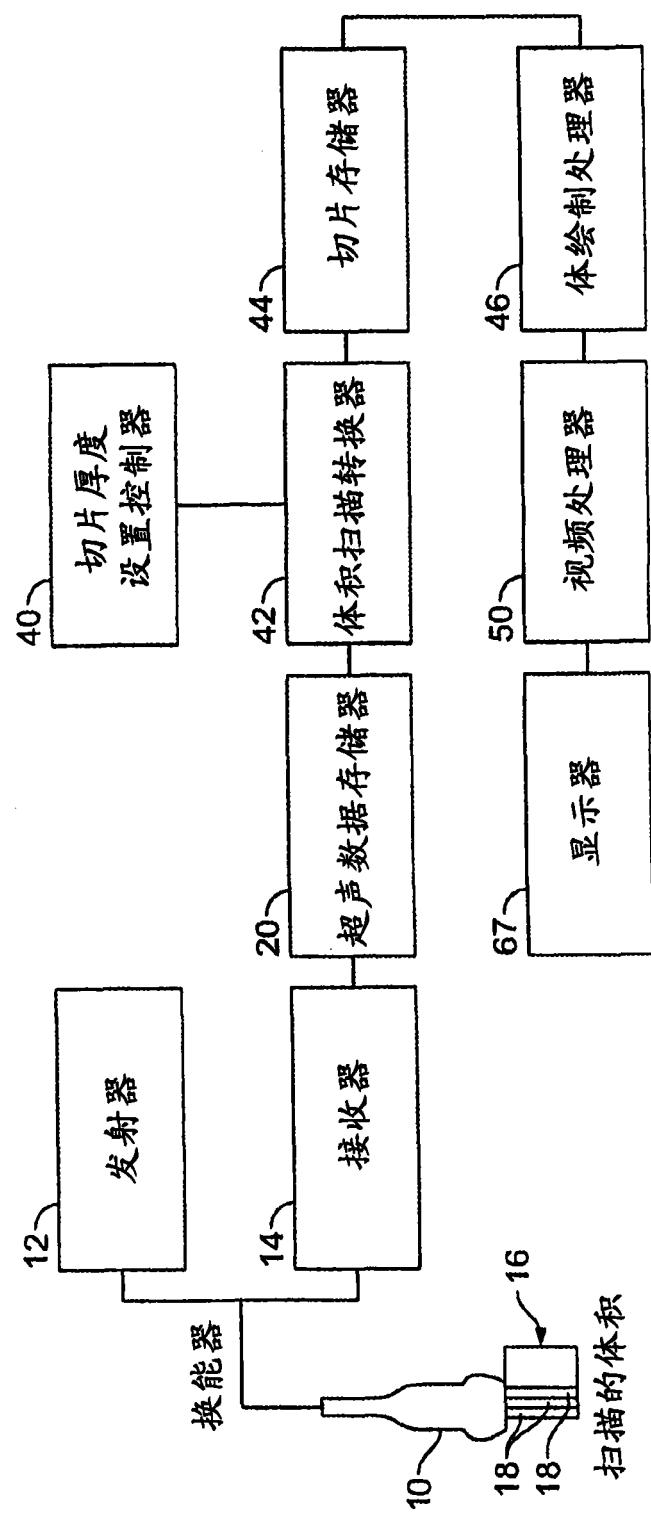


图 2

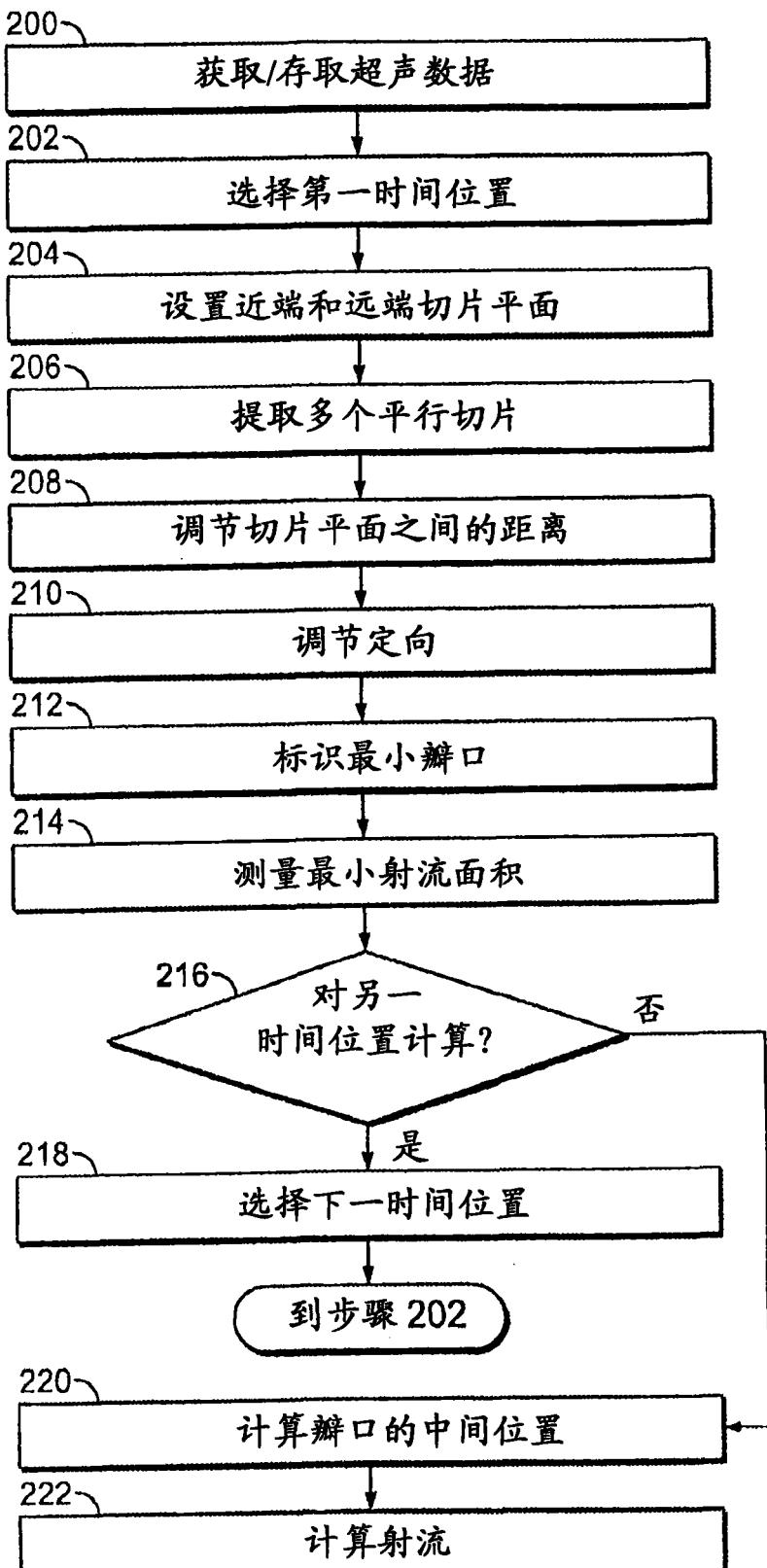
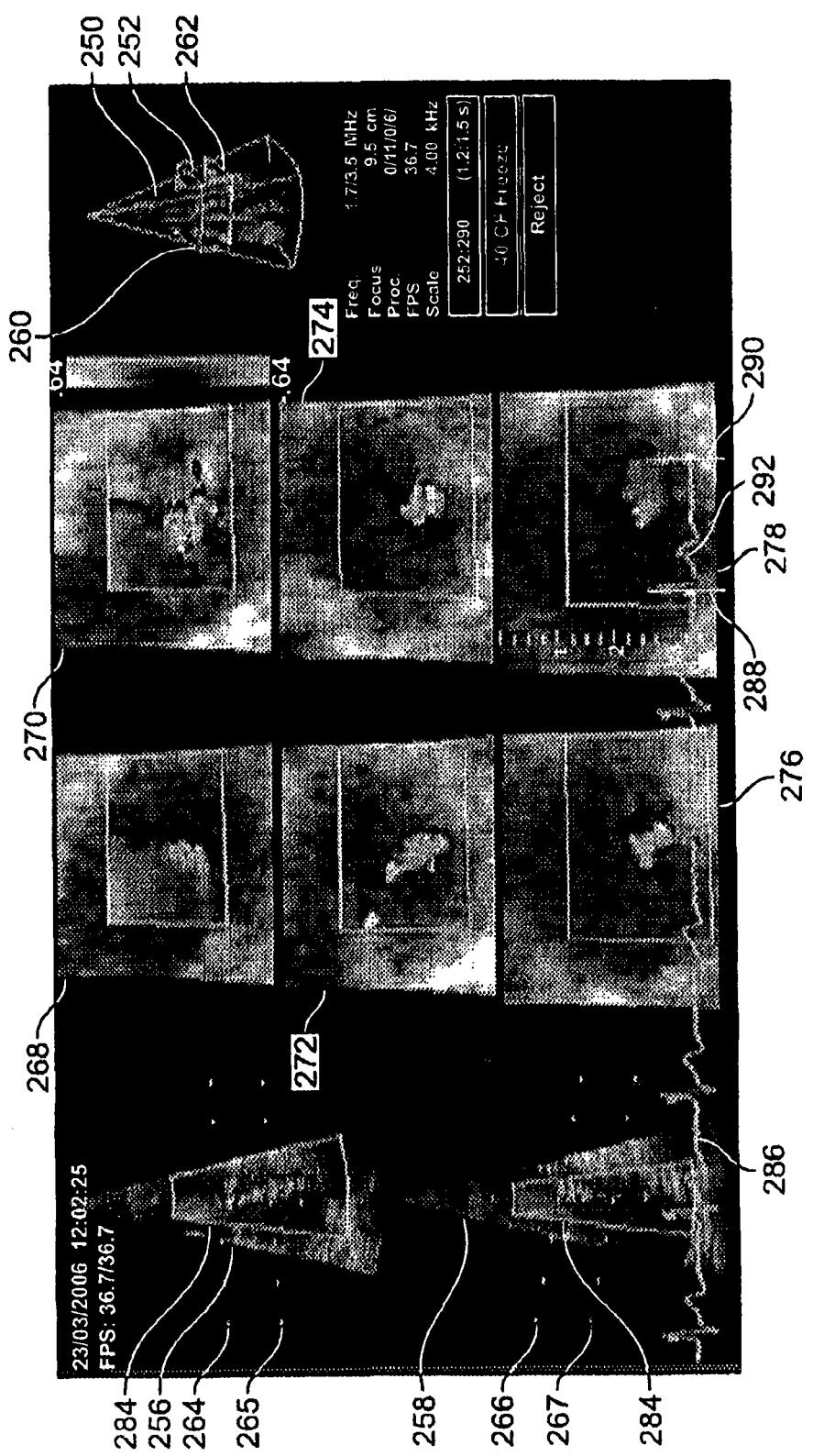


图 3



4

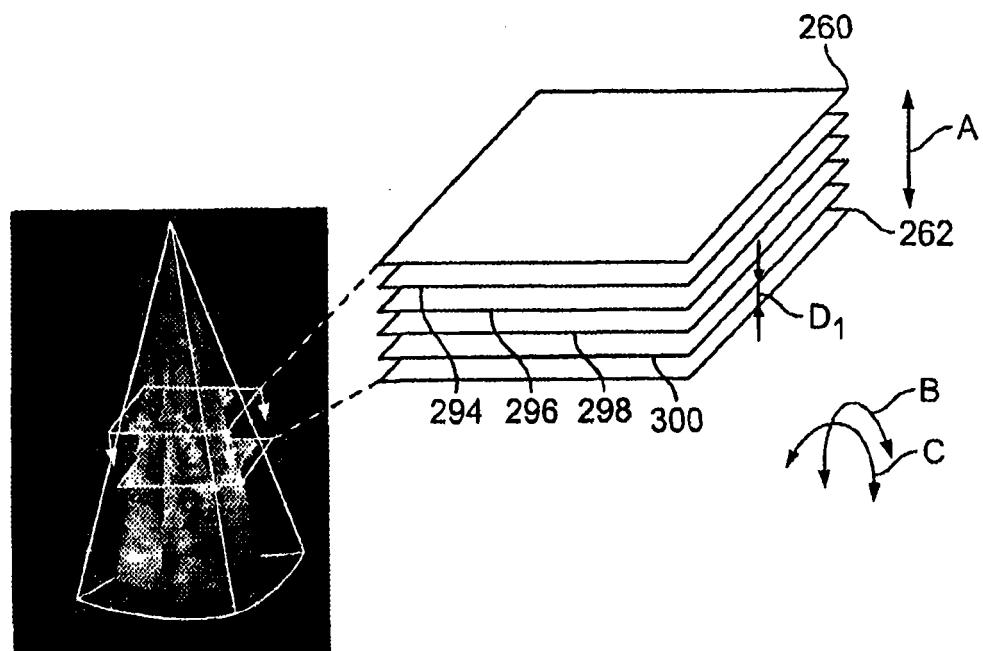


图 5

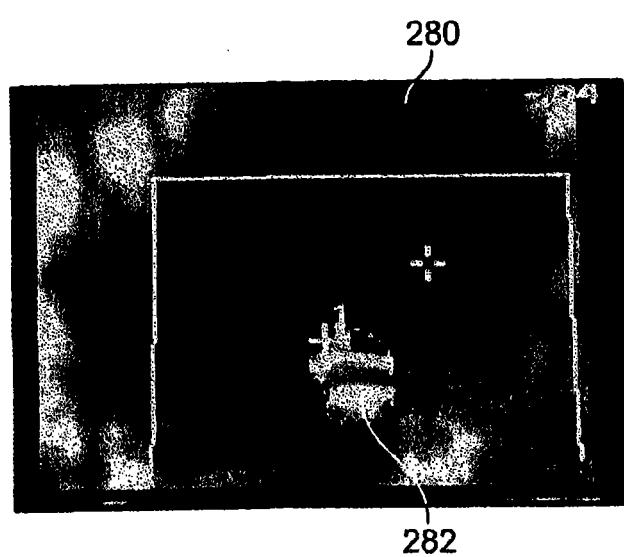


图 6

专利名称(译)	用于测量通过心脏瓣膜血流的方法和系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN101061963A</a>	公开(公告)日	2007-10-31
申请号	CN200710102970.2	申请日	2007-04-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	K克里斯托费尔森 S贝格		
发明人	K·克里斯托费尔森 S·贝格		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/523 A61B8/13 A61B8/0883 A61B8/467 G01F1/663 G01S7/52084 A61B8/463 A61B8/06 A61B8/488 G01S15/8993 G01S7/52074 G01S7/52073 A61B8/469 A61B8/483 A61B8/065 A61B8/145 A61B8/466 A61B8/5223		
优先权	11/412614 2006-04-27 US		
其他公开文献	<a href="#">CN101061963B</a>		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

### 摘要(译)

一种用于呈现多个平行切片的系统包括显示器(118)，用于显示包括在时间上的3D多普勒数据的超声数据(250)。用户接口(120)定义在超声数据(250)内相互平行的近端平面(260)和远端平面(262)。近端和远端平面(260)、(262)定义所关注区域(ROI)(252)。信号处理器(116)基于ROI(252)内的超声数据(250)自动提取至少两个切片(268) - (278)。这至少两个切片(268) - (278)互相平行，并被显示在显示器(118)上。

