

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

A61B 8/14 (2006.01)



# [12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200580003144.1

[43] 公开日 2007 年 2 月 14 日

[11] 公开号 CN 1913832A

[22] 申请日 2005.1.21

[21] 申请号 200580003144.1

[30] 优先权

[32] 2004. 1. 26 [33] US [31] 60/539,301

[86] 国际申请 PCT/IB2005/050251 2005.1.21

[87] 国际公布 WO2005/072617 英 2005.8.11

[85] 进入国家阶段日期 2006.7.25

[71] 申请人 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 M·阿弗基欧 M·布鲁斯

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李静岚 梁永

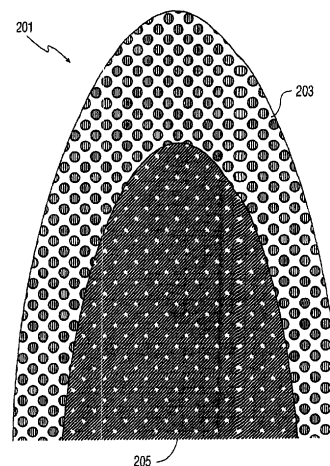
权利要求书 2 页 说明书 11 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用于显示心肌灌注的图像分割

[57] 摘要

提供一种采用对照剂在心肌组织上进行灌注研究的方法和装置。根据该方法,向患者体内发射(111)超声脉冲,并接收对应于所述患者体内心肌组织血液和房室内血液的超声脉冲回波。将所接收的超声回波转换(115)成基本上仅对应于心肌灌注的图像数据。



1、一种采用对照剂在心肌组织上进行灌注的研究的方法，包括以下步骤：

向患者发射超声脉冲并接收对应于心肌组织内和房室内血液的超声脉冲回波；

确定哪些超声回波对应于房室内的血液；和

创建仅基于那些不对应于房室内血液的超声回波的图像。

2、根据权利要求1所述的方法，其中创建仅基于那些不对应于房室内血液的超声回波的图像的步骤包括以下步骤：

将所接收的超声回波转换成第一组回波图形数据信号，由该信号可确定房室内的血液；和

将所接收的超声回波转换成第二组回波图形数据信号，由该信号可确定房室内和心肌组织内的血液。

3、根据权利要求2所述的方法，其中将所接收的超声回波转换成仅对应于心肌组织内血液的图像数据的步骤还包括以下步骤：

从第二数据组中消除在位置上对应于在第一组内生成回波图形数据信号的特征的回波图形数据信号。

4、根据权利要求2所述的方法，还包括以下步骤：

基于所述第一和第二组数据信号创建图像，其中所述第一组数据信号用于从图像中消除在位置上对应于在第一组中生成回波图形数据信号的特征的回波图形数据信号。

5、根据权利要求4所述的方法，其中第一组回波图形数据信号选自包括基波灰度级图像数据信号和谐波灰度级图像数据信号的组，且其中第二组回波图形数据通过选自包括PPI和PM的组的方法推导得出。

6、根据权利要求5所述的方法，其中第二组回波图形数据以彩色模式显示。

7、根据权利要求6所述的方法，其中采用彩色书写优先从图像中消除在位置上对应于在第一组内生成回波图形数据信号的特征的回波图形数据信号。

8、根据权利要求6所述的方法，其中第一组回波图形数据信号为2-3脉冲多普勒信号。

9、根据权利要求8所述的方法，其中RF数据包括对应于功率多普勒信号的第一组数据点和对应于功率多普勒信号二次谐波的第二组数据点。

10、根据权利要求9所述的方法，其中第一组数据点基本上仅对应于房室血液。

11、根据权利要求9所述的方法，其中第一组数据点基本上对应于房室血液和心肌组织血液。

12、一种适于实施权利要求1的方法的软件程序，所述程序布置在有形介质中。

13、一种用于在心肌组织上进行灌注研究的装置，包括：

适于向患者发射超声脉冲的发射器；

适于接收对应于所述患者体内心肌组织血液和房室血液的所述超声脉冲的回波的接收器；和

适于将所接收的超声回波转换成基本上仅对应于心肌血液的图像数据的处理器。

14、根据权利要求14所述的装置，其中所述处理器适于从第二数据组消除在位置上对应于在第一组内生成回波图形数据信号的特征的回波图形数据信号。

15、一种采用对照剂在心肌组织上进行灌注研究的方法，包括以下步骤：

向患者发射超声脉冲；

接收对应于患者心肌组织和房室内血液的超声脉冲回波；和

将所接收的超声回波转换成基本上仅对应于心肌灌注的图像数据。

## 用于显示心肌灌注的图像分割

本发明一般涉及超声诊断成像技术，且尤其涉及区分心肌内血流和心脏房室内血流的超声诊断成像的图像处理技术。

诊断超声设备向人体发射声能并接收从组织和器官，如心脏、肝脏和肾脏反射的信号。从由于血红细胞的运动而导致的多普勒频移或在时域中越过相关函数的频移获得血流图形。这些生成反射声波并可通常以二维格式显示，即公知的彩色血流成像或彩色速度成像。通常，对于象心脏或血管壁这样的结构，反射分量的幅度具有较低的绝对速度且比由血细胞产生的反射分量大 20dB 至 40dB (10 - 100 倍)。

通常，超声系统在多个路径上发射脉冲并将多个路径上的物体接收的回波转换成用于产生超声数据的电信号，由该超声数据可显示超声图像。获取生成超声数据的原始数据的过程通常称为“扫描”、“扫掠”或“操纵声束”。

实时声谱学涉及当进行扫描时以快速连续格式呈现超声图像。扫描以机械（通过物理振荡一个或多个换能器元件）或电子方式实行。到目前为止，现代超声系统中的最普遍的扫描类型是电子式，其中布置成一行的一组换能器元件（被称为“阵列”）受到一组电脉冲的激发，每个元件一个脉冲，定时产生扫描动作。

超声系统上最需要的特点之一是能够呈现具有三维物体外观的图像。这种图像由三维数据矩阵生成。处理该体积数据以创建显示在具有三维外观的二维表面上的图像。这种处理通常被称为再现 (rendering)。

虽然可获得一些三维优化超声系统，但如今大多数商购超声系统仅显示平面二维图像，从一维阵列探头采集扫描数据。由 Philips Medical Systems, Andover, MA (之前称为 AGILENT TECHNOLOGIES, Inc.) 销售的 SONOS 5500 是这种系统的一个实例。一些商购系统，包括 SONOS 5500，可在“离线”后处理的帮助下生成三维超声图像。为实现此目的，要当探头位置在扫描帧之间以某种方式平移或旋转时采

集规则间隔的平面二维扫描序列。后处理操作采用所采集的每个二维扫描平面位置信息重建三维数据集。采用任何公知的各种计算加强再现技术 (computation intensive rendering technique) 典型在独立工作站上将所得出的三维数据集显示成再现图像。此外, 实时再现和显示工作站可与超声扫描器集成为一个系统。这种系统的一个实例是由 Philips Medical Systems 销售的 Sonos 7500。

已开发出用于声谱术的各种成像技术。一种被称为彩色多普勒速度成像的常见的类型涉及在超声图像的图像平面上采集被称为采样体积的不同位置处的多普勒数据。随时间采集该多普勒数据并用其估算在每个离散采样体积处在随后的发射事件上的相移。该相移涉及体内血管中的液体流速, 其中该相移的极性指示液体流入和流出换能器的方向。该信息根据该相移的幅度 (即其速度) 进行颜色编码, 而后将其极性叠加到图像平面的结构性图像上。图像中的颜色提供血流速度及其方向的指示。

另一类被称为彩色功率多普勒的成像技术集中在显示多普勒频移的接收信号的强度上。该类技术在例如 US5,471,990 (Thirsk) 中有所描述。采用从彩色地图中得出的色彩计算图像平面中每个采样体积的多普勒信号强度并进行显示。不象彩色多普勒速度成像, 彩色功率多普勒成像不存在方向确定、混淆和低灵敏度 (这些是速度成像的特点) 的问题。彩色功率多普勒只以编码色彩显示采样体积处的多普勒信号强度。

2D 灰度级和彩色功率多普勒显示均可应用于灌注研究, 也就是其中需要评估体内器官或结构中血液灌注的情形。注射对照剂有利于这种灌注研究, 对照剂可包括提供良好超声返回信号的微气泡。这些对照剂能够在心脏房室内和心脏壁内形成明亮的血流成像。理论上, 这种对照剂应当能够对心壁血流进行极佳的不同成像, 其中在心肌梗死情况下, 减少的心肌血流应当易于与健康血流区分开来。然而实际上, 由于来自房室血流的亮度水平非常高, 使得即使在梗死的情况下也难以识别心壁内的血流。这种情形在图 6 中表示, 图 6 是表示具有气泡的典型图像 201 的示意图, 其示出心肌 (MC) 203 和左心室 (LV) 205。

在本领域中, 人们已试图研制使房室血流与心肌组织中的血流区分开的方法。例如, US5,800,357 (Witt 等人) 公开了一种用于区分组

织血流与房室血流的超声多普勒功率成像系统。在其所描述的该方法中，采用滤波器筛出房室血流。然而，Witt 等人未考虑对照剂。Witt 等人所公开的技术中也未应用于灌注研究，因为没有对照剂的常规多普勒系统不能检测微循环中的血流。此外还注意到，与灌注相关的速度比与房室壁相关的速度更低。然而，Witt 等人所公开的该方法仅依赖于通过向以不同速度移动的散射体施加不同的屏障滤波来区分微循环中的血流速度，从而只显示大于一定直径且具有可由常规多普勒技术检测到的速度的血管。此外，Witt 等人未考虑图像分割。然而，优选采用类似于其它广泛采用的成像技术的生成图像技术，例如，单正电子发射断层摄影术（SPECT），因为临床医生只需极少的进一步培训或不需要进一步的培训就能够利用该图像进行工作。

因此在本领域中需要克服这些缺陷的用于进行灌注研究的方法和装置。特别地，本领域中需要用于在组织上，例如在心肌组织上进行灌注研究的方法和装置，这些方法和装置能够解决从周围环境中的成像气泡产生的对照问题，且能够生成类似于由其它成像技术，如 SPECT 所产生的图像和再现图像。在此公开的方法和装置满足的这些和其它需求。

在一个方面，提供一种在心肌组织上进行灌注研究的方法。根据该方法，在静脉注射微气泡对照剂后，向患者发射超声脉冲，并接收从对应于患者心肌组织血流和房室血流的从血液反射回来的回波。将所接收的超声回波转换成基本上仅对应于心肌灌注的图像数据。该转换可例如通过以下方式完成：（a）将所接收的超声回波转换成第一组回波图形数据信号，由该组信号可检测房室内的血液，（b）将所接收的超声回波转换成第二组回波图形数据信号，由该组信号可检测房室和心肌组织的血液，和（c）从第二数据组消除在位置上对应于在第一组中生成回波图形数据信号的特征的回波图形数据信号。

在另一方面，创建包含房室和肌肉中血液速度信息的图像。该图像还包括血液速度实际为零（不动）的非常小的血管（毛细血管）。采用象脉冲倒置（Pulse Inversion）或功率调制（Power Modulation）这样的非线性成像技术对毛细血管内较慢速运动血液进行检测。则通过去除比临界速度运动快的目标而使最终图像只显示慢速运动（或不

运动)的血液,这导致显示器上只显示心肌血液而不显示房室血液。

在另一方面,提供一种用于进行心肌组织上的灌注研究的装置。该装置包括适于向患者发射超声脉冲的发射器,适于接收对应于所述患者体内心肌组织血液和房室血液的所述超声脉冲的回波的接收器,和适于将所接收的超声回波转换成基本上仅对应于心肌血液的图像数据的处理器。该处理器优选适于将所接收的超声回波转换成第一组回波图形数据信号,由该组信号可检测房室内的血液,且该处理器还优选适于将所接收的超声回波转换成第二组回波图形数据信号,由该组信号可检测房室和心肌组织内的血液。该处理器还优选适于从第二数据组消除在位置上对应于在第一组内生成回波图形数据信号的特征的回波图形数据信号。

在此的这些和其它方面的教导在下面进行更详细的描述。

图 1 是可用于实施在此描述的方法的超声装置的图解;

图 2 是示出图 1 所示类型装置的功能元件的示意图;

图 3 是超声成像处理的图解;

图 4 是图 3 所示像素的图解;

图 5 是表示在此所公开类型的图像分割方案的逻辑处理流程图;

图 6 是心肌灌注研究的图解,其中对心肌和左心室中的微气泡进行成像;

图 7 是心肌灌注研究的图解,其中只对左心室中的微气泡进行成像;和

图 8 是心肌灌注研究的图解,其中只对心肌中的微气泡进行成像。

在此提供了在心肌组织和其它对象上进行灌注研究的方法和装置。这些方法和装置克服了从待成像组织周围环境中气泡成像产生的一类对照问题。这通过新颖的图像数据分割方案(包括速度分割方案)和图像数据减法方案来完成,这些方案产生不含与周围环境有关的成像信息的图像,且尤其不含来自房室的成像信息。所得到的图像类似于由核单光子发射计算机断层摄影术(SPECT)获得的图像。因此,熟悉 SPECT 的临床医生易于读懂由这些技术生成的图像,从而这些临床医生只需进行较少或无需进行额外训练就能根据这些图像进行工作。

在此公开的方法和装置的优选实施例以及这些方法和装置的优点通过参照附图 1-8 而得到最好的理解,其中相同的标记在不同附图中用于表示相同和相应部件。

图 1 示出可用于实施在此公开的方法的超声成像系统 10 的简化框图。本领域普通技术人员应当懂得,如图 1 所示的超声成像系统 10 和此后所描述的其操作是要通用地表示这类系统,任何具体系统可明显不同于图 1 所示的系统,尤其是在构造细节方面和在这种系统的操作方面。因此,超声成像系统 10 应当被认为是说明性和示范性的,而不是对在此描述的方法和装置或所附的权利要求书起限制作用。

超声成像系统 10 通常包括超声单元 12 和所连接的换能器 14。换能器 14 包括空间定位接收器(或简称“接收器”)16。超声单元 12 集成在空间定位发射器(简称“发射器”)18 和相关控制器 20 内。控制器 20 通过提供定时和控制功能来提供全部系统控制。如将在下面所讨论的,控制程序包括修改接收器 16 的操作以生成体积测量超声图像的各种程序,体积测量超声图像包括活动实时图像、先前记录的图像或者用于观察和分析的暂停或冻结图像。

超声单元 12 还设有用于控制超声发射和接收的成像单元 22 和用于在监视器(见图 2)上生成显示的图像处理单元 24。图像处理单元 24 包含再现三维图像的程序。发射器 18 优选位于超声单元 12 的上部以获得向接收器 16 的清晰发射。虽然未具体说明,在此所描述的超声单元可以构造成车载形式。

在手画成像期间,用户在对象 25 上以受控运动移动换能器 14。超声单元 12 结合由成像单元 22 产生的图像数据和由控制器 20 产生的位置数据以生成适于在监视器(见图 2)上再现的数据矩阵。超声成像系统 10 采用通用处理器和 PC 类结构使图像再现过程与图像处理功能集成在一起。另一方面,可以采用 ASIC 来实行拼接和再现。

图 2 是可用于实现在此所描述方法的超声系统的框图 30。图 2 所示超声成像系统设置成采用脉冲发生电路,但同样可设置成采用任意波形操作。超声成像系统 10 采用适于合并标准个人计算机(“PC”)类型部件的中央体系结构并包括发射器 14,发射器 14 基于来自发射器 28 的信号,以已知的方式通过一定角度扫描超声束。由换能器 14 检测背散射信号,即回波,并通过接收/发射开关 32 依次向信号调节器 34



和束形成器 36 馈送信号。换能器 14 包括优选设置成可操纵二维阵列的元件。信号调节器 34 接收背散射超声信号并在它们被馈送到束形成器 36 之前通过放大和形成电路来调节这些信号。在束形成器 36 中, 超声信号被转换成数字值并根据来自沿超声束方位上的点的背散射信号幅度设置成数字数据值“行”。

束形成器 36 向专用集成电路 (ASIC) 38 馈送数字值, 该专用集成电路包括将数字值转换成更易于送到监视器 40 上进行视频显示的形式所需的主要处理模块。前端数据控制器 42 从束形成器 36 接收数字数据值行并在接收时缓冲缓冲器 44 区域内的每行。在积聚数字数据值行后, 前端数据控制器 42 通过总线 46 向共享中央处理单元 (CPU) 48 发送中断信号。CPU 48 执行控制过程 50, 该过程包括可操作地使 ASIC 38 内的每个处理模块能够进行各个异步操作。更具体地, 当接收到中断信号时, CPU 48 向随机存取存储器 (RAM) 控制器 52 馈送数字数据值行以使其存储到构成统一共享存储器的随机存取存储器 (RAM) 54 内。RAM 54 还存储 CPU 48 的指令和数据, 包括数字数据值行和在 ASIC 38 内各模块之间传输的数据, 这些全部在 RAM 控制器 52 的控制下。

如上所述, 换能器 14 包括与发射器 28 联合操作以产生位置信息的接收器 16。该位置信息提供到 (或创建自) 以已知方式输出位置数据的控制器 20。与数字数据值的存储协作, 位置数据存储 (在 CPU 48 的控制下) RAM 54 中。

控制过程 50 控制前端定时控制器 45 以向发射器 28、信号调节器 34、束形成器 36 和控制器 20 输出定时信号, 从而使它们的操作与 ASIC 38 内的模块操作同步。前端定时控制器 45 还发出控制总线 46 的操作和 ASIC 38 内各种其它功能的定时信号。

如前所述, 控制过程 50 将 CPU 48 设置成使前端数据控制器 44 能够将数字数据值行和位置信息移动到 RAM 控制器 52 内, 在此将它们存储在 RAM 54 内。由于 CPU 48 控制数字数据值行的传输, 它会检测至何时整帧图像已存储在 RAM 54 中。此时, CPU 48 由控制过程 50 设置并识别出已获得由扫描转换器 58 操作的数据。此时, CPU 48 因此通知扫描转换器 58 它可以访问来自 RAM 54 的数据帧以进行处理。

为访问 RAM 54 内的数据 (通过 RAM 控制器 52), 扫描转换器 58 中断 CPU 48 以从 RAM 54 请求数据帧行。而后将该数据传送到扫描转

换器 58 的缓冲器 60 并变换成基于 X-Y 坐标系的数据。当该数据与来自控制器 20 的位置数据结合时,就得出 X-Y-Z 坐标系内的数据矩阵。对于 4-D (X-Y-Z-时间) 数据可采用四维矩阵。对于来自 RAM 54 的后续图像帧数字数据值重复该处理。所得到的经处理数据通过 RAM 控制器 52 返回到 RAM 54 作为显示数据。该显示数据通常与由束形成器 36 产生的数据分开存储。CPU 48 和控制过程 50 通过上述中断过程检测扫描转换器 58 的操作是否完成。视频处理器 62, 如 MITSUBISHI VOLUMEPRO 系列卡, 中断 CPU 48, CPU 48 通过从 RAM 54 向与视频处理器 64 相连接的缓冲器 62 馈送视频数据行进行响应。视频处理器 64 采用视频数据将三维体积测量超声图像在监视器 40 上再现为二维图像。

图 3 概念性地示出用于获得如在此所描述的图像的处理, 其以超声传播开始, 一直继续到在计算机监视器 40 上显示体积测量超声图像。在图 3 所示实施例中, 存在与单个顶点 68 相关联的切片 66, 然而在别的方面是分离的。切片 66 中的每个扫描线 70 在其它切片中具有匹配(或“索引”)扫描线。优选地, 具有相同横向位置的扫描线 70 横跨该组切片彼此相匹配。实现此目的的一种方式是通过将一个切片内的每个扫描线按顺序编号来给这些扫描线编索引, 在这种情况下, 具有相同索引值的扫描线 70 可以容易地相匹配。

为再现体积测量三维图像, 每组相匹配的扫描线 68 上的数据点采用另外的程序进行线性合并。换句话说, 切片组中的每个切片在高度方向累积以生成子序列显示的合成切片。优选地, 但非必要地, 对每个切片内的数据点例如通过采用乘法和累积程序(也称为“MAC”程序)以逐行为基础进行加权。

图 3 还示出采用体积测量超声处理所进行的例如人类心脏 72 的超声数据处理, 其中在此所公开的方法对该处理具有特别有益的应用。在这种处理中, 可采用活动三维超声体系结构, 其瞬时处理通过采用换能器 14 而产生的来自切片 66 的数据以生成数据的体素矩阵 74。通过采用强大的巨型计算机体系结构, 如由 Philips Medical Systems 制造的 SONOS 7500 系统, 体素矩阵 72 在较短时间内(通常 50 毫秒)处理流动的三维超声数据。该处理的超声数据而后可显现在监视器 40 的屏幕上以实时显示振动的超声物体 76。

可利用在此所公开方法的如 SONOS 7500G 之类的三维系统采用换能器 14 进行操作,换能器 14 包括 3000 元件阵列,且与微处理器相连,该微处理器采用先进的但仍以 PC 为基础的计算机平台以及允许交互作用的图像控制专用软件和易于使用的操作者界面来处理数据。3000 元件阵列将关于超声物体,如心脏的数据捕获成体积。通过联合被蚀刻以具有所需要数目晶体的换能器晶体和有效触发换能器元件的微处理器电路,在此所公开的方法可采用的超声成像系统利用超过 150 个计算机板的计算功率作为动力。

处理体系结构包括能够实时产生体积数据的硬件和软件。该基于 PC 的技术支持即时显示三维图像。采用该技术,超声成像系统向 SONOS 7500 主帧束形成器施加 3000 通道以进行实时扫描。三维扫描转换器 58 以超过每秒 0.3 千兆体素的速率进行处理以生成振动超声 74 的图像 76。

因此,在此公开的方法可用于三维活动超声成像和显示处理以增强已知的超声波心动描记术的分析和诊断。在此所公开的方法所采用的系统具有在采集数据后立即产生和显示跳动心脏的三维图像的能力。然而,虽然不是优选的,在此所公开的方法也可用于其它所谓的实时三维系统,这些系统可能需要数秒来采集数据并需要额外的时间来将其重建成三维超声显示。在这类系统中,可对导致心脏三维超声图像的数据采集进行门控以对心电图和呼吸进行分析和诊断。

在此所公开的方法中可利用各种成像技术来创建图像数据。这些技术包括脉冲倒置 (PI)、功率脉冲倒置 (PPI) 和功率调制 (PM)。在常规谐波成像中,限制带宽以试图减少发射信号和所接收的谐波信号之间的重叠。上述技术通过减去而非滤除基波信号来避免了这些带宽限制。因此,可采用较大带宽,其对于对照剂具有较高分辨率和增加的灵敏度。PI 采用例如  $180^\circ$  相移的两个脉冲。任何对正负压力同等响应的静止线性目标将会被无效掉,而不对称气泡振动将会被增强。在无滤波的情况下减去回波的线性分量,然而增加了非线性分量。

图 5 示出在此所描述的成像处理的一个广义实施例。根据该方法,超声脉冲发射 111 到已注入微气泡对照剂的患者体内。接收 113 对应于患者体内心肌组织血液和房室血液的一系列回波。而后将这些回波转换 115 成基本上只对应于心肌灌注的图像数据。而后,可在不受房

室遮掩的情况下研究心肌组织的特性。则所得到的图像类似于由核成像所获得的图像。

示出的成像处理类型可以各种方式实现。实现该处理的一个通用方法是通过图像数据分割，其包括速度分割。实现该处理的另一个通用方法是通过图像数据相减。这些方法将在下面进行更详细的描述。

在图像数据分割方法中，确定房室（例如左心室）的位置，且不显示对应于来自该区域血流的回波。在此描述了实现该方法的两个特定方法，虽然本领域技术人员将会理解，这些方法的特定变型和修改也是可采用的。

在根据该方法的第一方法中，通过以 2D 回波模式显示心肌（而非房室）内血液来完成图像数据分割。在这种方法中，处理左心室乳浊化（LV0）数据。可用于处理该数据的技术包括，但不限于，多普勒方案或非线性方案，如脉冲倒置（PI）。LV0 数据而后用于确定房室的位置。然后处理灌注和 LV0 数据。这可例如通过采用如脉冲倒置之类的非线性方案来完成，虽然该方法不限于采用该种方案。最后，只基于不是来源于对应于所确定的房室位置的物理位置的数据显示图像。

在根据该方法的第二方法中，通过以叠加模式（也就是，如通过功率多普勒一类的模式）显示心肌（而非房室）内的血液来完成图像数据分割。这可通过产生灰度级图像（基波或谐波）以确定该图像平面的位置并引导临床医生选择正确平面来完成。而后可采用上述第一方法中的步骤来生成叠加彩色图像。

在图像数据相减方法中，按照方程 I 的算法采用比例因子  $w$  从总数据（LV + MC）中减去房室（LV）数据：

$$(LV + MV) - w * LV \quad (\text{方程 I})$$

在此描述了实施该方法的两个具体方法，虽然本领域技术人员将会理解，也可对这些方法进行变更或修改。

在根据该方法的第一方法中，通过以 2D 回波模式显示心肌（而非房室）内血液来完成图像数据相减。在这种方法中，处理左心室乳浊化（LV0）数据。可用于处理该数据的技术包括，但不限于，多普勒方案或非线性方案，如脉冲倒置（PI）。然后处理 LV0 和灌注数据。这可以例如通过使用诸如脉冲倒置（PI）的非线性方案来实现，尽管该方法不局限于使用这种方案。经处理的 LV0 数据乘以比例“ $w$ ”，而后

根据方程 1 被从合并的经处理的 LV0/灌注数据中减去。

作为第一方法的实例，考虑采用一系列脉冲的情况。则发射脉冲倒置序列，其具有发射值-1, 1, -1。接收 LV0 的脉冲序列 A，其为 1, 0, -1（这是多普勒方案）。接收 (MC + LV0) 的脉冲序列 B，其为 1, 2, 1（这是非线性方案）。最后结果为序列 C，这里 C 由方程 1 给出为  $C = B - wA$ ，其中 w 是用户控制权重。

在根据该方法的第二方法中，通过以叠加模式（也就是，如通过功率多普勒一类的模式）显示心肌（而非房室）内的血液来完成图像数据相减。这可通过产生灰度级图像（基波或谐波）以确定该图像平面的位置并引导临床医生选择正确平面来完成。而后可采用上述第一方法中的步骤来生成叠加彩色化图像。

在上述叠加方案的变型中，第一组图像数据可以由 2-3 脉冲多普勒产生。该图像数据可具较低动态范围，从而实现较平滑外观以使房室具有较均匀图像以用于图像分割目的。而后可基于灰度级图像数据进行彩色图像分割。在一些实施例，该方法可用于重合成像中，也就是对回波（灰度级）图像数据和彩色图像幅度采用相同的发射序列。在这种方案中一个可能的五脉冲序列的实例如下：

发射权重:	1, -1, 1, -1, 1
回波接收权重:	0.25, 0, -0.5, 0, 0.25
彩色接收权重:	0.0625, 0.25, 0.375, 0.25, 0.0625

回波处理将导致其中只显示房室的图像，且其中彩色处理将导致其中显示房室和心肌的图像。从回波图像中找到房室的位置且将其用于分割彩色图像或从彩色图像中减去以去除房室。

还可根据在此所给出的教导通过单一图像模式实现图像分割。在该模式中，采用单一图像数据集，如 RF 数据集，实现图像分割。这通过对图像数据进行不止一次处理来完成。上述 5 脉冲方案可用于此目的。然而，在此描述三脉冲序列以表明所讨论的方法不限于固定数目脉冲：

发射权重:	1, -1, 1,	
组 A 接收权重:	1, 0, -1	(功率多普勒信号)
组 B 接收权重:	0.25, 0.5, 0.25	(二次谐波信号)

用不同权重对所接收的信号进行两次处理以每次提取不同信息。

在该实例中，组 A 只显示房室气泡信息，因而对应于图 7 所示的情形，其中图像 211 只包含 LV 腔 205 数据。组 B 显示房室气泡信号和心肌组织信息，因而对应于图 6 所示情形。为均衡房室内的信号，可向带 A 施加权重  $w$ 。这样，通过根据方程 1 用算子  $\Phi(A, B) = B - wA$  在图像数据上进行运算，就可去除对应于房室气泡信息的信号。这种情形在图 8 中示出，其中图像 221 只包含 MC 203 数据。

在此已提供了在心肌组织和其它这类对象上进行灌注研究的方法和装置。这些方法和装置通过新颖的图像分割方案克服了从待成像组织周围环境中的气泡成像产生的对照问题，该图像分割去除了与周围环境相关的成像信息，尤其来自房室的成像信息。所得到的图像基本上仅显示心肌灌注，其类似于在核单光子发射计算机断层摄影术 (SPECT) 中获得的图像。

本发明的上述描述是举例说明性的，并不是要起限制作用。因此应当理解，在不偏离本发明的范围的情况下，可对上述实施例进行各种添加、删减和修改。因此本发明的范围应当只参照所附的权利要求书来解释。

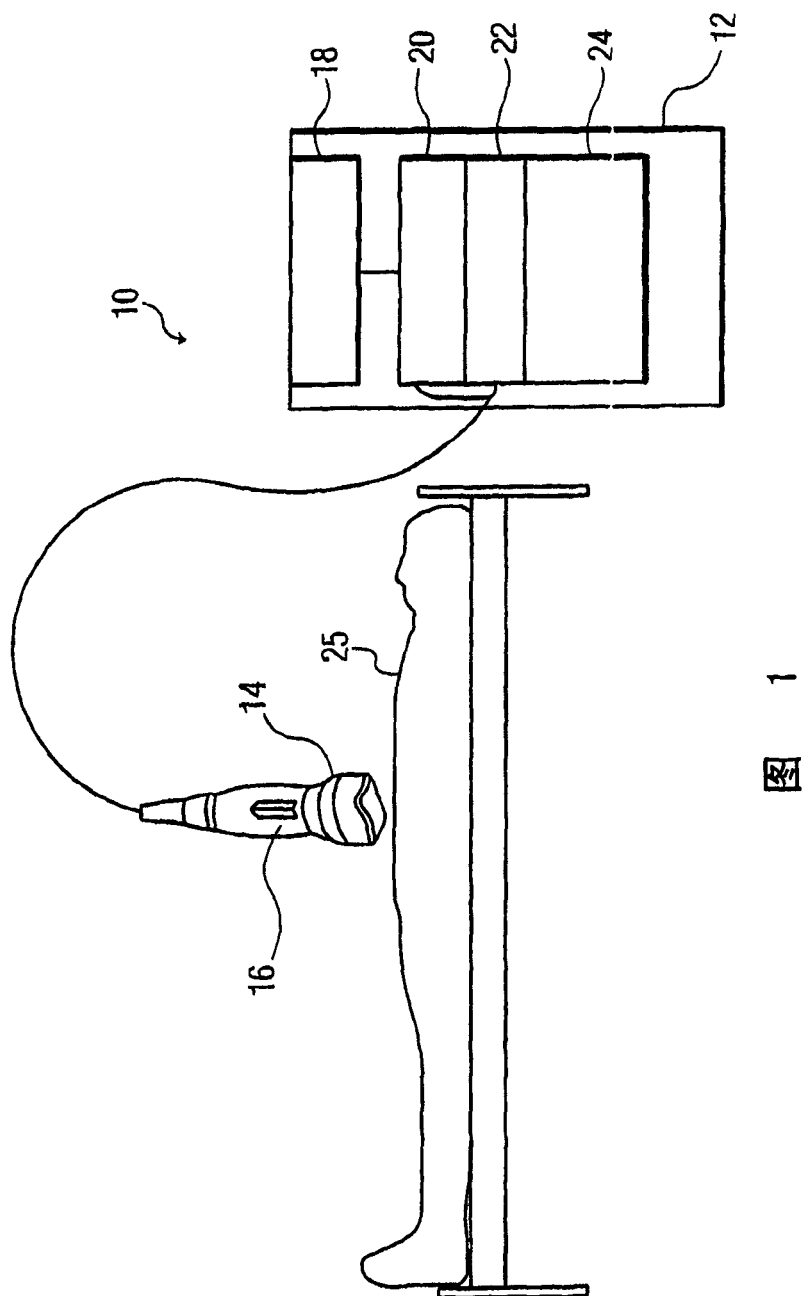


图 1

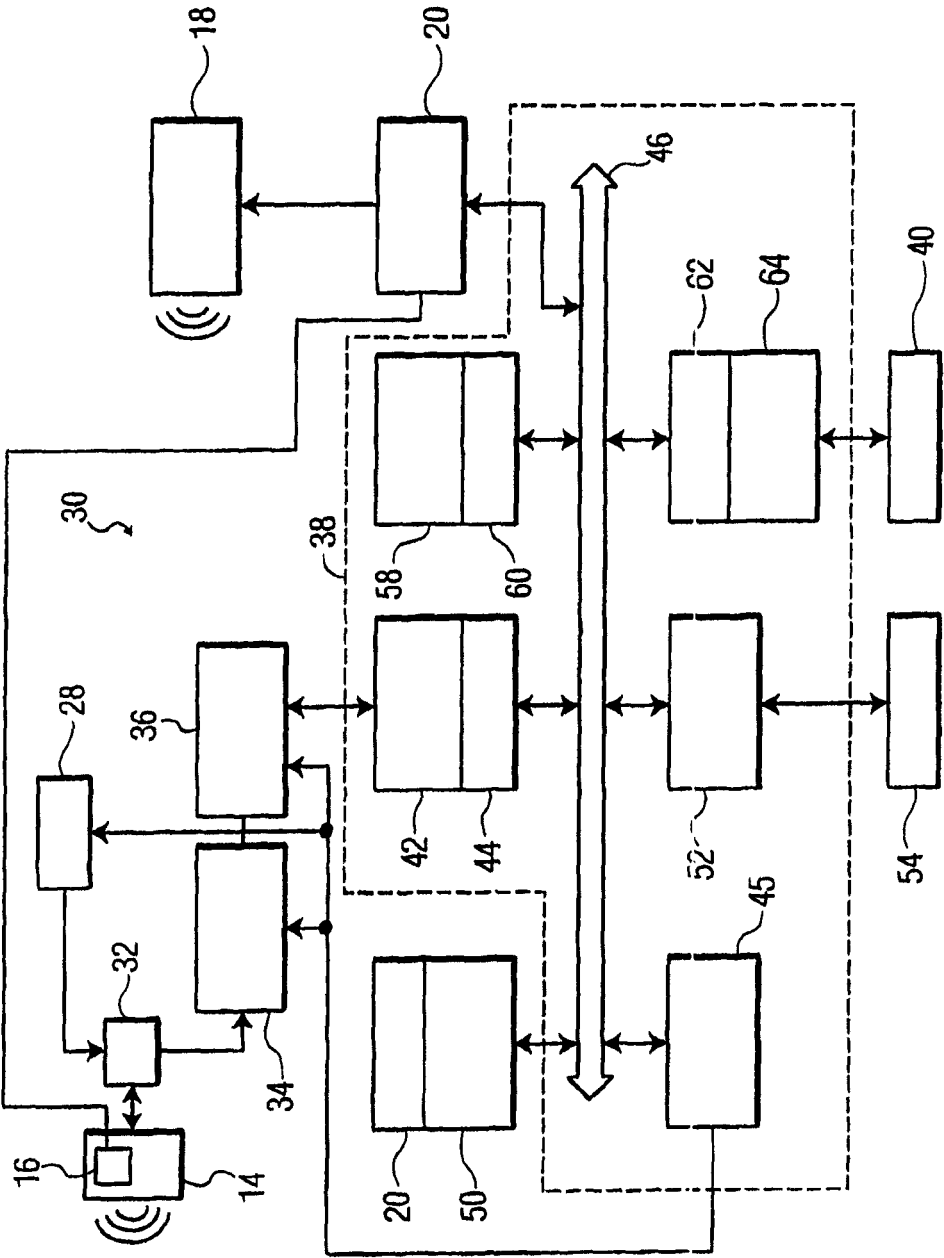


图 2



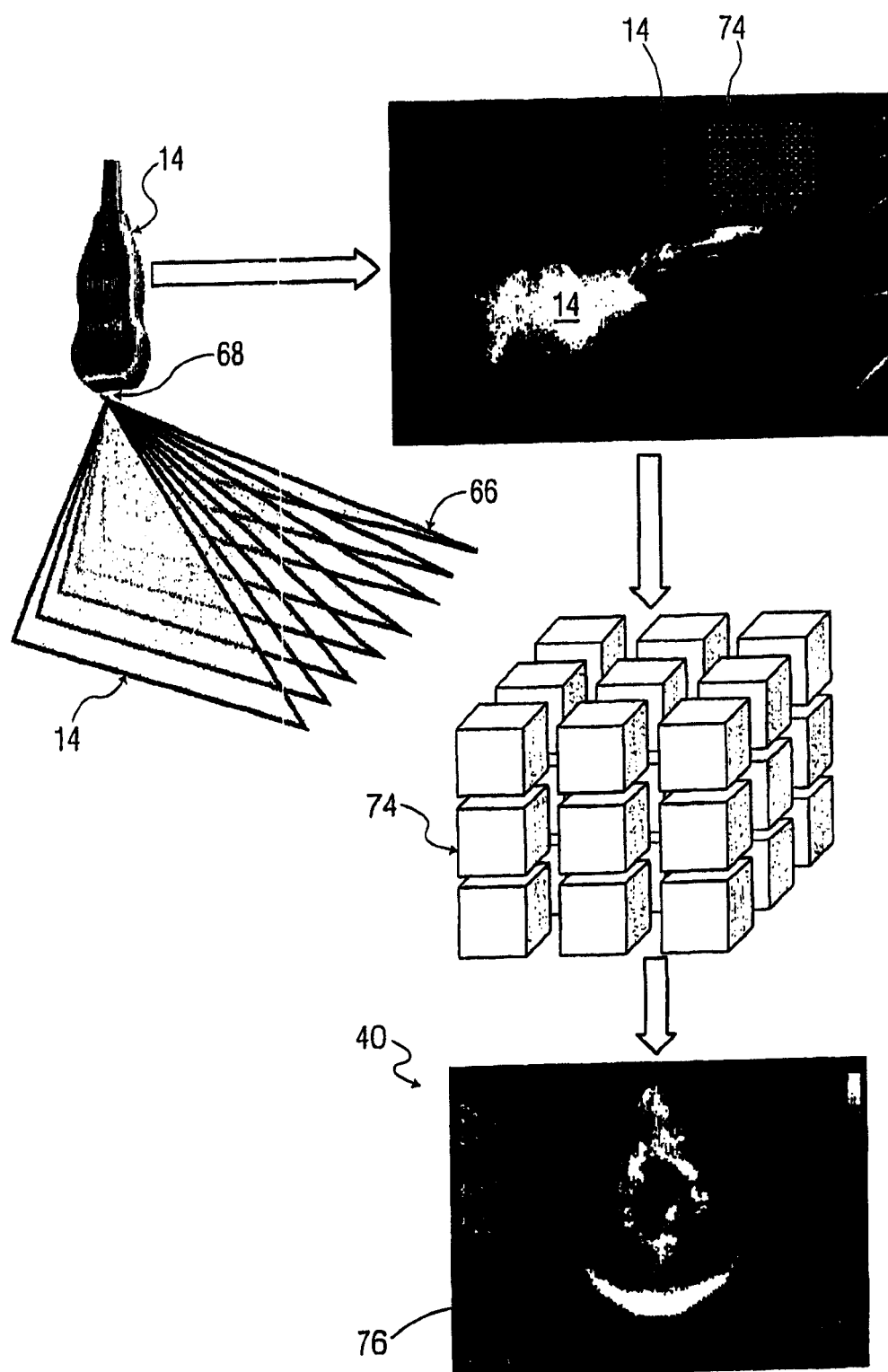


图 3

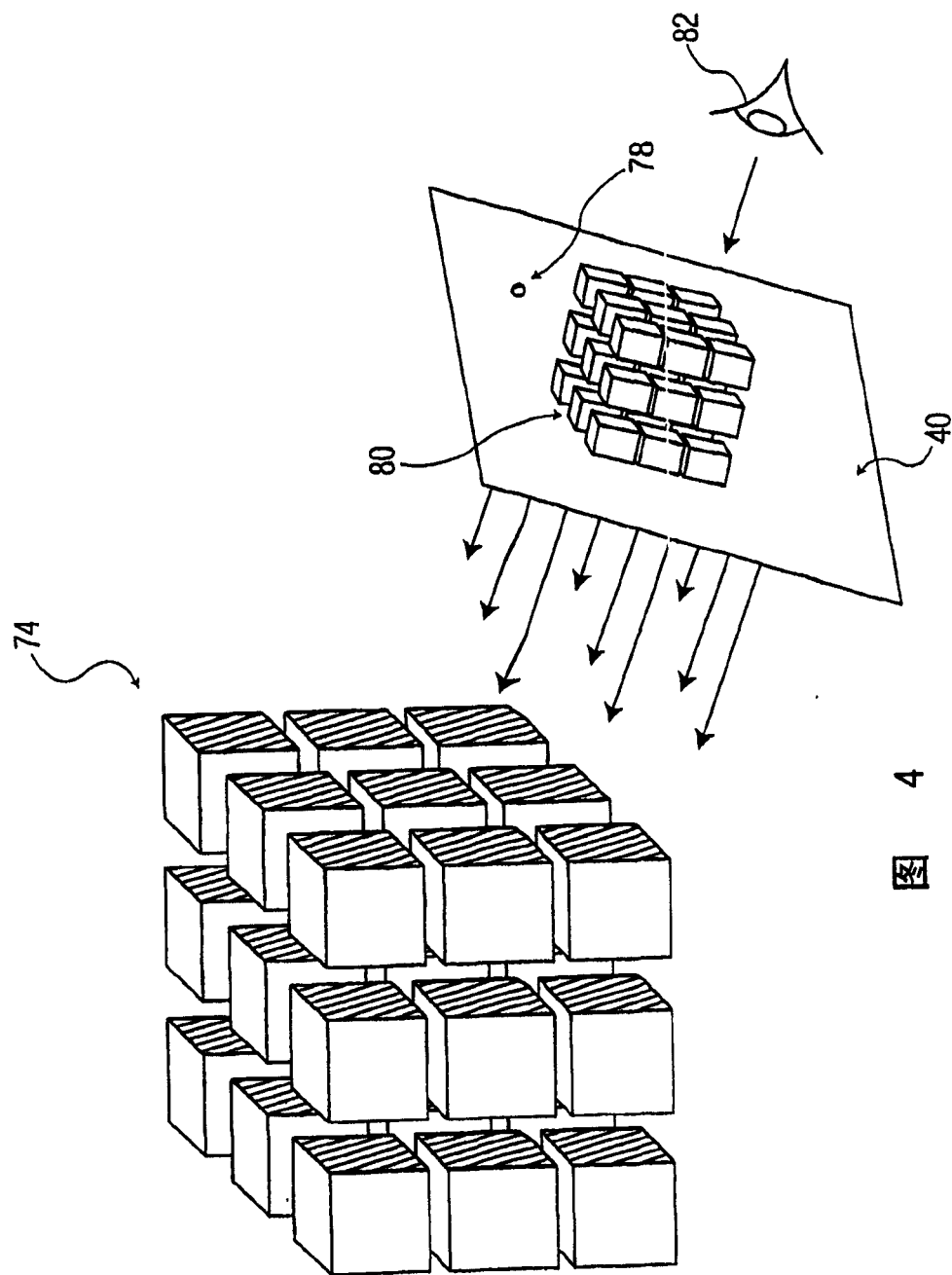


图 4

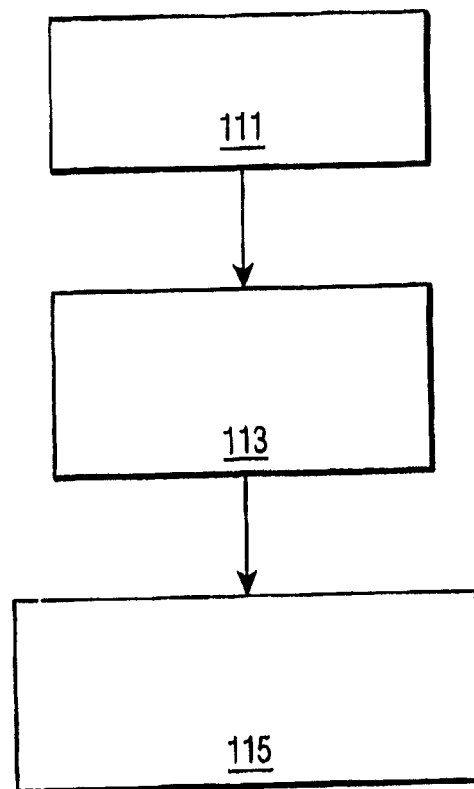


图 5

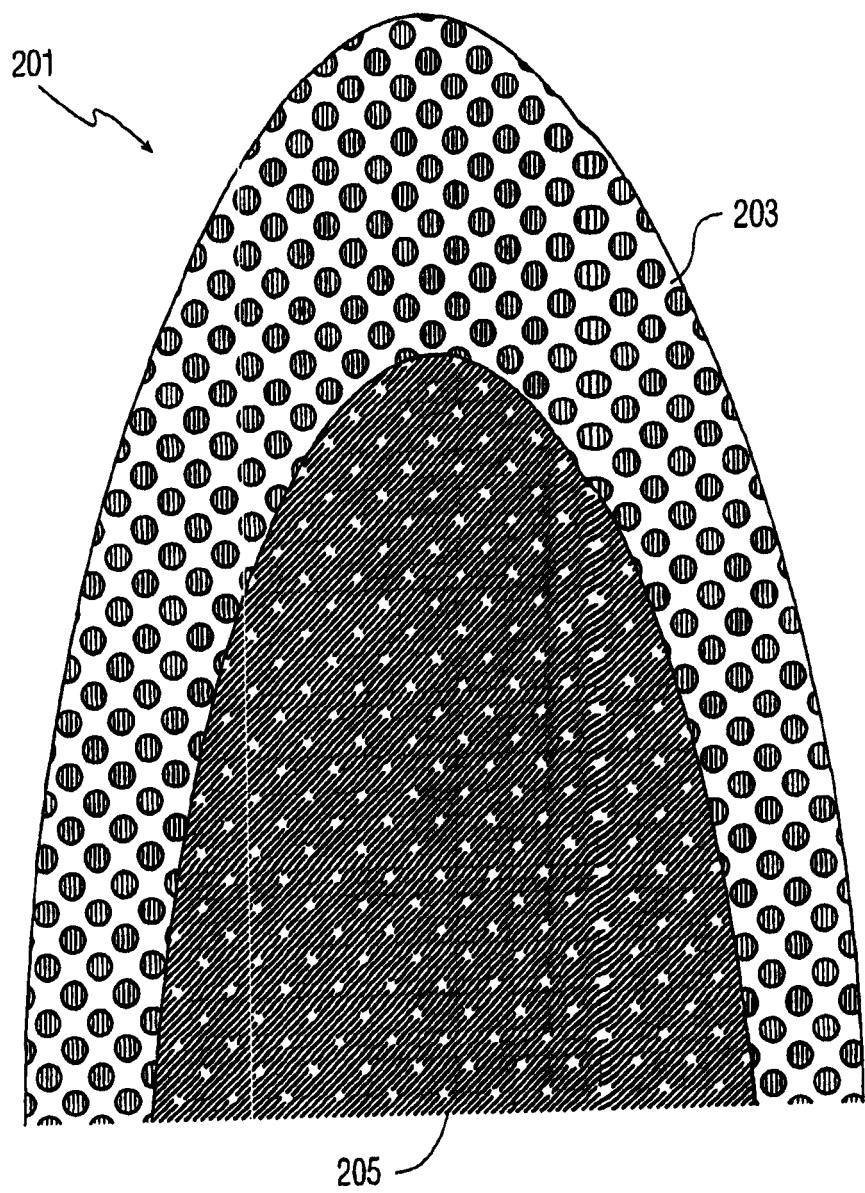


图 6

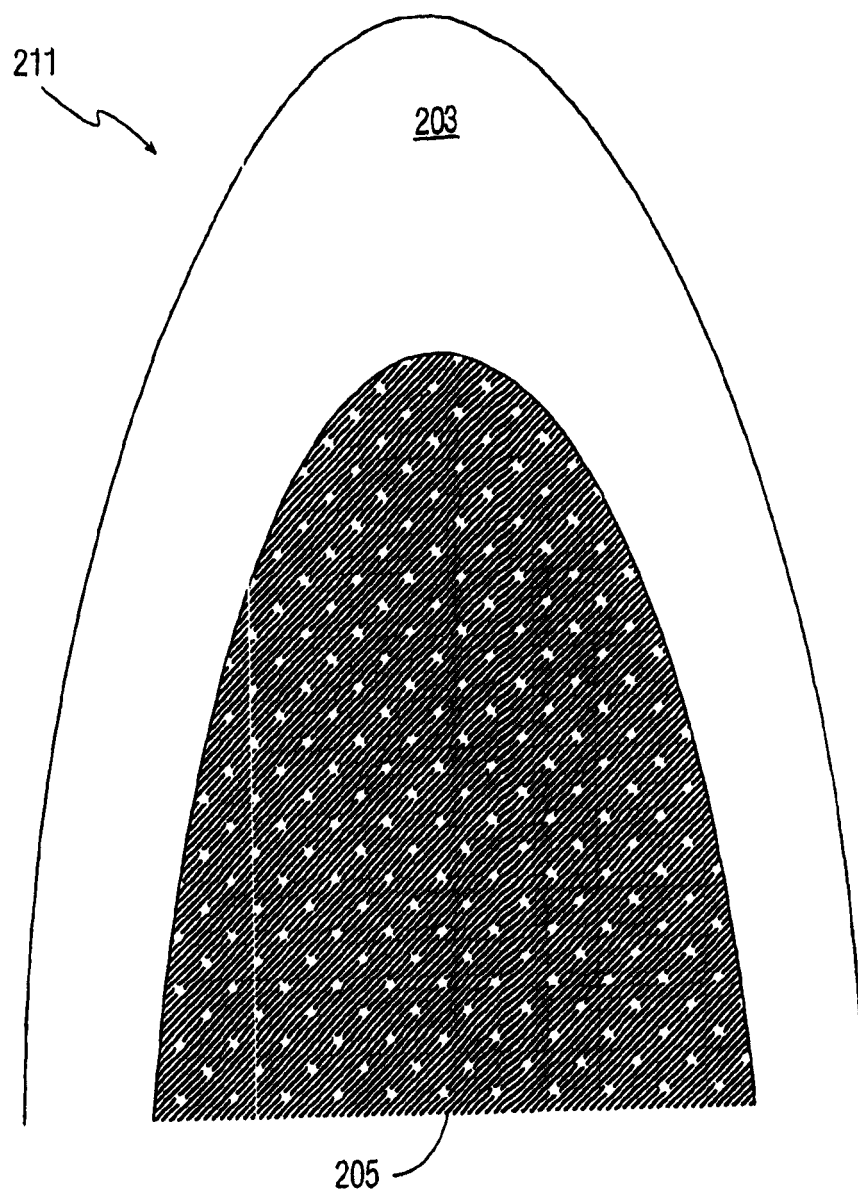


图 7

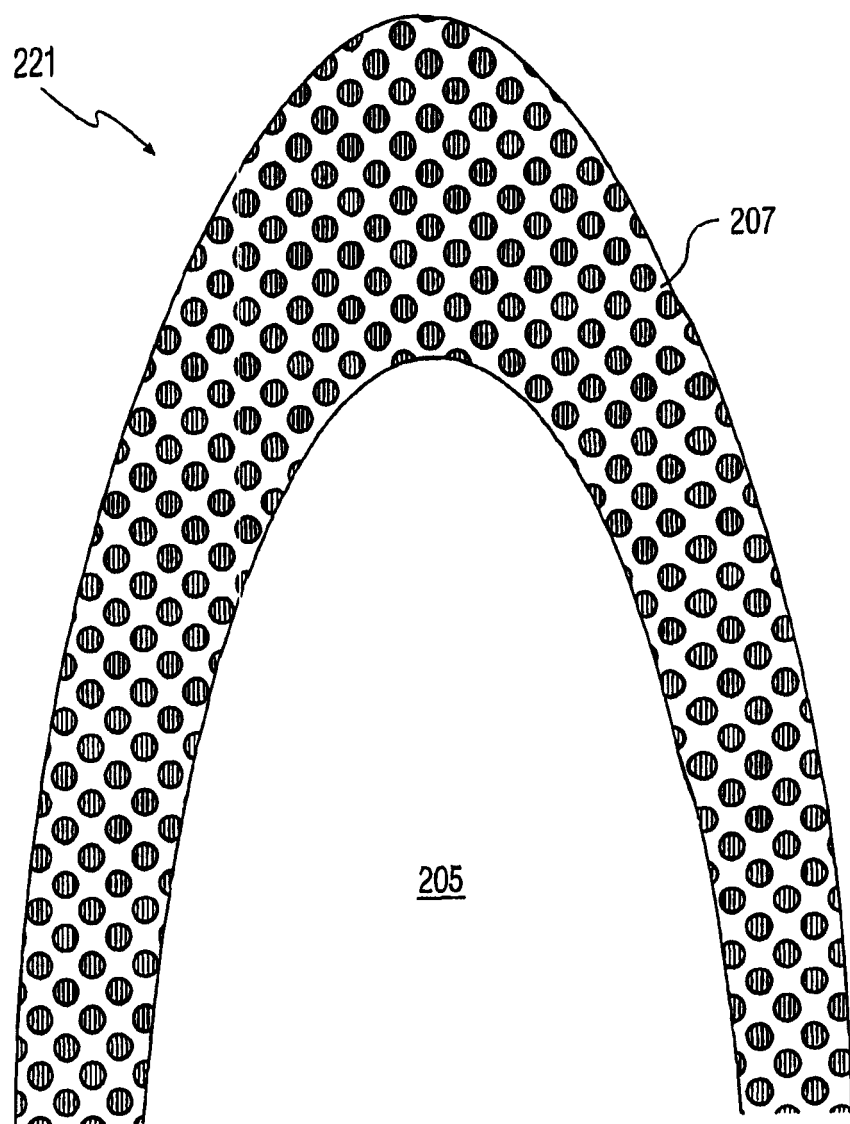


图 8

专利名称(译)	用于显示心肌灌注的图像分割		
公开(公告)号	<a href="#">CN1913832A</a>	公开(公告)日	2007-02-14
申请号	CN200580003144.1	申请日	2005-01-21
[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	M阿弗基欧 M布鲁斯		
发明人	M·阿弗基欧 M·布鲁斯		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14 A61B8/00 G01S7/52 G01S15/89		
CPC分类号	G01S15/8988 G01S7/52036 A61B8/14 A61B8/0883 G01S7/52039 A61B8/06 A61B8/13 G01S15/8963 G01S7/52069 A61B8/12 A61B8/481 G01S15/8993 G01S7/52071		
代理人(译)	李静岚 梁永		
优先权	60/539301 2004-01-26 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

提供一种采用对照剂在心肌组织上进行灌注研究的方法和装置。根据该方法，向患者体内发射(111)超声脉冲，并接收对应于所述患者体内心肌组织血液和房室内血液的超声脉冲回波。将所接收的超声回波转换(115)成基本上仅对应于心肌灌注的图像数据。

