



## (12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101166474 B

(45) 授权公告日 2012.07.04

(21) 申请号 200680014137.6

(22) 申请日 2006.03.03

## (30) 优先权数据

60/658,718 2005.03.04 US

(85) PCT申请进入国家阶段日

2007.10.26

## (86) PCT申请的申请数据

PCT/IB2006/002031 2006.03.03

## (87) PCT申请的公布数据

W02006/136952 EN 2006.12.28

(73) 专利权人 视声公司

地址 加拿大安大略

(72) 发明人 C·A·怀特 詹姆斯·I·梅希

德西蒙·希尔森

(74) 专利代理机构 北京北翔知识产权代理有限公司 11285

代理人 谢静 杨勇

## (51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 5/08 (2006.01)

A61B 8/06 (2006.01)

## (56) 对比文件

US 6704593 B2, 2004.03.09, 全文.

US 2003/0188757 A1, 2003.10.09, 全文.

WO 2004/099814 A1, 2004.11.18, 说明书 [0026].

US 5271055 A, 1993.12.14, 摘要、说明书第2栏45-第6栏3行, 第8栏60行-第9栏7行, 图3.

G. renault 等. A posteriori navigator echo for perfusion imaging of the liver with contrast ultrasound. Biomedical Imaging: Nano to Macro, 2004. IEEE International Symposium. 2004, 316-319.

审查员 马薇

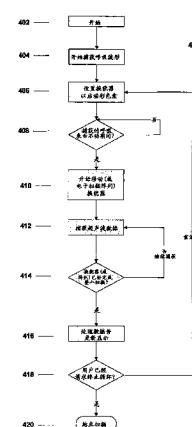
权利要求书 2 页 说明书 13 页 附图 9 页

## (54) 发明名称

同步呼吸信号与超声波数据的获取的方法

## (57) 摘要

一种用于产生超声波图像的方法,包括监控受试者的呼吸循环或波形,从该受试者获取超声波数据,以及通过在呼吸引起的受试者的运动已经基本停止的期间接收到的超声波数据产生超声波图像。



1. 一种用于产生超声波图像的方法,包括:

监控受试者的呼吸波形,并检测该呼吸波形中的至少一个非运动的期间,每个非运动的期间对应于由受试者的呼吸引起的其身体运动已经停止时的时间,以及检测该呼吸波形的至少一个运动期间,每个运动期间对应于受试者的身体由于其呼吸而处于运动时的时间;

生成频率为至少 20 兆赫兹 (MHz) 的超声波;

将频率为至少 20MHz 的超声波传输到受试者中;

在该受试者的呼吸波形的至少一个非运动的期间以及该受试者的呼吸波形的至少一个运动期间获取超声波数据,其中所述生成、传输以及获取的步骤从第一扫描线位置到第 n 扫描线位置递增重复;

编译所接收到的超声波数据,以形成初始图像;

识别包括在该受试者的呼吸波形的运动期间接收的数据的初始图像的至少一部分;以及

处理该初始图像,以产生超声波图像,其中该超声波图像是从在该受试者的呼吸波形的非运动的期间接收的数据编译而来的,

其中所述处理步骤包括:

从初始图像中移除在受试者的呼吸波形的运动期间接收的无效数据,以产生具有至少一个空白区域的部分空白的图像;以及

将来自另一个初始图像的在受试者的呼吸波形的非运动的期间接收的有效数据替换到该部分空白的图像的至少一个空白区域中,以产生超声波图像。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述受试者是试验动物。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中所述试验动物是小鼠或大鼠。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述超声波在 20MHz 到 60MHz 的频率范围内生成。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述超声波图像是试验动物的血流图像。

6. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括对所述受试者预定数量的呼吸重复所述生成、传输以及获取的步骤。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,进一步包括对预定时间段重复所述生成、传输以及获取的步骤。

8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述超声波图像的模式选自由以下项构成的组:B型、彩色流、功率多普勒、M 型、PW 多普勒、具有对比的分子成像以及组织多普勒。

9. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述监控受试者的呼吸波形的步骤包括:

检测所述呼吸波形中的峰值;以及

确定呼吸波形的呼吸期间,其中所述峰值和呼吸期间可以用于预测波形中非运动的期间的开始和结束。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,进一步包括,在所述监控步骤之后:

基于对呼吸波形的获取和分析,预测非运动的期间的开始,以及

触发所述生成、传输以及获取的步骤的开始,以与该非运动的期间的开始一致,从而成像与所述呼吸波形同步。

11. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述处理步骤进一步包括应用持续算法取得从

先前帧获取的有效数据,以用于替换到相应的空白区域中。

12. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述生成、传输以及获取的步骤对每个连续的非运动的期间对从第一扫描线位置到第 n 扫描线位置的一个扫描线位置递增重复。

13. 根据权利要求 8 所述的方法,其中所述模式是功率多普勒。

## 同步呼吸信号与超声波数据的获取的方法

### 背景技术

[0001] 小动物或试验动物研究是现代生物医学发展的奠基石。使用小动物的研究使得研究人员能够理解复杂的生物机制,以理解人类和动物疾病的进展,并且开发新的药物来治愈或缓解许多人类和动物的疾病。小动物研究在生物医学研究的许多领域都很重要,包括神经生物学、发展生物学、心血管研究以及癌症生物学。高频超声波以及高频多普勒超声波可以用于对生物医学研究的小动物成像。

[0002] 通常,当使用高频多普勒超声波产生动物图像的时候,动物的呼吸运动导致在图像中产生伪影和误差。对于脉管中流动的血液的速度的多普勒测量来说,由动物的呼吸运动引起的脉管的移动促成错误的测量速度。当使用利用了多普勒信号中的总功率在二维表面上产生血流的彩色编码的实时图像(“功率多普勒”)的超声波技术构造图像的时候,运动伪影被显示为图像中的大条带。因此,研究人员被限于仅产生小动物上那些不受呼吸运动影响的解剖部分的图像。因此,呼吸运动伪影以及误差阻碍了有益的小动物研究。

[0003] 3D 体积的获取也遭受呼吸伪影的影响。3D 体积通常由约 2 个到 500 个之间的单个图像帧组成,这些图像帧在间隔为约 0.01 毫米 (mm) 到 1.0 毫米之间下获得。当已经获得了多个切片的时候,它们就被编译生成 3D 体积。每个位置都由独立获取的帧构成,这些独立获取的帧可以由“功率多普勒”帧、B 型帧或两者的结合组成。呼吸伪影产生不希望的运动,该运动降低了生成的体积的精度。

### [0004] 发明内容

[0005] 根据一个实施方案,一种用于产生超声波图像的方法包括:产生频率为至少 20 兆赫兹 (MHz) 的超声波,将该至少 20MHz 的超声波发射到受试者中,监控受试者的呼吸循环或波形,从该受试者获取多普勒、B 型或原始 RF 超声波数据,以及根据在呼吸引起的受试者的运动已经基本停止的期间接收到的超声波数据产生超声波图像。

[0006] 下面将参照附图以及优选实施方案的详细描述讨论本发明的其他装置、方法和各个方面以及优点。

### [0007] 附图说明

[0008] 纳入本说明书并构成本说明书一部分的附图图解了本发明的某些方面,以及连同该说明书一起来解释本发明的原理,但不是限制。其中所用的相同参考符号在所有这几个附图中表示同一部分。

[0009] 图 1 是图解示例成像系统的框图。

[0010] 图 2 示出了来自示例受试者的示例呼吸波形。

[0011] 图 3 示出了具有图 1 的示例颤料盒的图 1 的示例显示。

[0012] 图 4 是图解了一种利用了图 1 的示例系统来产生超声波图像的示例方法的框图。

[0013] 图 5 是图解了一种利用了图 1 的示例系统来产生超声波图像的示例方法的框图。

[0014] 图 6 是图解了一种利用了图 1 的示例系统来产生超声波图像的示例方法的框图。

[0015] 图 7 是图解了一种利用了图 1 的示例系统来产生超声波图像的示例方法的框图。

[0016] 图 8 是图解了一种利用了图 1 的示例系统来产生超声波图像的示例方法的框图。

[0017] 图 9 是图解了一个示例的基于阵列的超声波成像系统的框图。

[0018] 具体实施方式

[0019] 通过参照下面的详细描述、例子、附图以及权利要求及其先前和下面的描述将更容易理解本发明。然而,在公开和描述本设备、系统和 / 或方法之前,应当理解本发明并不限于以此公开的具体的设备、系统和 / 或方法,除非另有说明,否则它们是可以变化的。还应当理解在此使用的技术术语是仅出于描述特定方面的目的,并不意在限制。

[0020] 本发明的下列描述被提供为以最佳的、当前已知的实施方案实现对本发明的教导。为此,相关领域的技术人员将认识到并理解可以对在此描述的本发明的各种方面进行许多改变,而仍获得本发明的有益 效果。显而易见的是通过选择本发明的一些特征而不利用其它特征可以获得本发明的一些期望的益处。因此,本领域的技术人员将认识到本发明的很多修改和改编是可能的,并且甚至在一定情况下可能是希望的,这些都是本发明的一部分。因此,下面的描述被提供作为对本发明的原理的说明,并且不限于此。

[0021] 如在此所使用的,单数形式的“一”、“一个”和“该”包括复数对象,除非上下文清楚表示了其它情况。因此,例如,提到“表面”包括具有两个或多个这样的表面的情况,除非上下文清楚表示不包括。

[0022] 范围在此可以被表达为从“大约”一个特定值,和 / 或到“大约”另一个特定值。当表达这样的范围时,另一个方面包括从一个特定值和 / 或到另一个特定值。类似地,当通过使用先行词“大约”来把值表示成近似值时,应当理解特定值形成了另一个方面。还应当理解每个范围的端点相对于另一个端点以及独立于另一个端点都是有意义的。

[0023] 如在此所使用的,术语“可选的”或“可选地”意思是随后描述的事件或情况可能发生或可能不发生,并且该描述包括所述事件或情况发生的情况和不发生的情况。

[0024] 参照下面本发明的优选实施方案的下面详细描述以及其中包括的例子,并且参照附图及其先前和下列描述可以更容易地理解本发明。

[0025] “受试者”意味着是个体。术语受试者包括小的或试验动物以及灵长类动物,包括人类。试验动物包括,但不限于诸如小鼠或大鼠的啮齿动物。术语试验动物还可以与动物、小动物、小试验动物或受试者交替使用,其包括小鼠、大鼠、猫、狗、鱼、兔、豚鼠、啮齿动物等等。术语试验动物并不表示一特定年龄或性别。因此,成年或新生动物以及胎儿(包括胚胎),无论是雄性还是雌性,都包括在内。

[0026] 图 1 是图解示例成像系统 100 的方框图。在这个方面中,成像系统 100 作用于受试者 102。超声波探测器 112 被放置接近受试者 102,以获得超声波图像信息。超声波探测器可以包括一个可以用于收集超声波数据 110 的机械移动的换能器,所述超声波数据例如包括,但不意在限于,功率多普勒超声波数据、彩色流速超声波数据、组织多普勒数据、B 型超声波数据、M 型超声波数据以及原始 RF 超声波数据。如下所示,本领域的技术人员将理解,除了包括机械移动的换能器的 系统之外,可以预期所公开的方法还可以使用基于阵列的超声波系统来实施,如方框图图 9 所示列图解的。

[0027] 可以预期任何能够转换穿到受试者或受试者的一部分的超声波束的系统都可以用于实施所描述的方法。因此,可以使用在其沿路经扫描时能转换一个超声波束,或者,替代地,在其沿路经扫描时能转换多个超声波束的机械扫描系统实施这些方法。还可以使用基于阵列的系统来实施这些方法,其中生成多个波束,并由沿着换能器元件的电操纵来转

换。本领域的技术人员应当理解从任一类型的系统转换的波束可以应用于所描述的方法，而对所采用的系统的类型没有任何限制。因此，本领域的技术人员应当理解所描述的利用机械扫描系统执行的这些方法还可以利用阵列系统来执行。类似地，所描述的利用阵列系统执行的这些方法还可以利用机械扫描的系统来执行。因此，系统的类型不是用于对所描述的任何方法的限制，因为阵列和机械扫描系统可以交换使用来执行所描述的方法。

[0028] 另外，对于机械扫描的系统和阵列类型系统来说，可以使用中心频率位于一个低于 20MHz 的临床频率范围内的换能器，或者中心频率位于一个等于或大于 20MHz 的高频率范围内的换能器。

[0029] 在所描述的系统和方法中，可以使用诸如“功率多普勒”的超声波模式或技术。功率多普勒模式利用多普勒信号中的总功率来产生血流的彩色编码实时图像。该系统和方法可以用于产生描述平均速度信息的彩色多普勒图像，或者用于单独产生 B 型帧或作为描述 3D 体积、组织多普勒、原始 RF 数据的 M 型获取的集合，以及用于具有对比或图像差覆盖的分子成像应用。

[0030] 对于分子成像的应用来说，图像差覆盖可以被用于突出显示参考图像和数据图像之间的强度差。受试者的心脏搏动以及呼吸运动通常扰乱或移动超声波图像，不允许将图像直接减去来突出显示强度差。用于创建图像差覆盖的示例方法包括识别受试者或其一部分的参考图像的循环 (loop)。该方法进一步包括识别受试者或其一部分的数据图像的循环。数据图像可以与参考图像循环的多个图像进行比较。至少一个数据图像可以与至少一个参考图像相关。可以执行相关图像上的图像相减以产生图像差覆盖。基于相似性，数据图像可以与该至少一个参考循环图像相关。例如，通过将像素强度级别的绝对差求和以及将数据循环图像帧与那些能产生最小绝对差值的参考循环图像帧或多个参考循环图像帧相关联来确定该相似性。在此所描述的方法可以与增强对比覆盖方法能力的覆盖方法一起使用，突出显示参考图像和数据图像之间的强度差。

[0031] 在一个示例方面中，换能器可以传输频率为至少大约 20 兆赫兹 (MHz) 的超声波。在替代方面中，例如但不意在限制，换能器可以传输频率大约在或大于 20MHz、30MHz、40MHz、50MHz 或 60MHz 的超声波。而且，可以预期工作频率显著大于上述那些频率的换能器。

[0032] 可以将受试者 102 连接到心电图 (ECG) 电极 104，以从受试者 102 获得心搏节率和呼吸波形 200，参见图 2。包括呼吸检测软件 140 的呼吸检测元件 148 可以用于产生呼吸波形 200，以提供给超声波系统 131。呼吸检测软件 140 可以通过监控受试者呼吸时的肌阻抗而产生呼吸波形。可以使用本领域已知的以及可以从诸如 Indus Instruments, Houston, TX 得到的呼吸检测元件 148 和软件 140 来执行利用 ECG 电极 104 和呼吸检测软件 140 产生呼吸波形。在替代方面中，可以通过并不采用 ECG 电极的方法来产生呼吸波形，例如，利用应变容积描记器 (strain gauge plethysmograph)。

[0033] 呼吸检测软件 140 将来自 ECG 电极 140 的电信号转换成可以被传输到超声波系统 131 的模拟信号。该模拟信号在被 ECG/ 呼吸波形放大器 106 放大之后进一步由模数转换器 152 转换成数字数据，该模数转换器 152 可以被包括在信号处理器 108 中，或可以位于其它地方。在一个实施方案中，呼吸检测元件 148 包括放大器，该放大器用于放大模拟信号以提供给超声波系统 131 以及供模数转换器 152 转换成数字数据。在这个实施方案中，可以完

全避免使用放大器 106。使用数字化数据,位于存储器 121 中的呼吸分析软件 142 可以确定受试者的呼吸特性,包括呼吸速率以及由呼吸引起的受试者的运动已经基本停止的时间。

[0034] 来自电极 104 的心搏信号以及呼吸波形信号可以被传输到 ECG/ 呼吸波形放大器 106,以调节信号来提供给超声波系统 131。应当认识到可以使用信号处理器或其它这样的设备替代 ECG/ 呼吸波形放大器 106 来调节信号。如果来自电极 104 的心搏信号或呼吸波形信号合适,那么完全可以避免使用放大器 106。

[0035] 具有机械扫描的单个元件换能器的示例超声波系统 131 包括控制子系统 127、有时被称为扫描转换器的图像构造子系统 129、传输子系统 118、接收子系统 120 以及以人机界面形式的用户输入设备 136。处理器 134 髮接到控制子系统 127 并且显示器 116 髮合到处理器 134。

[0036] 具有阵列换能器 904 的示例超声波系统 902 可以包括处理器 134、前端电子模块 906、传输波束形成器 906 以及接收波束形成器 906、波束形成器控制模块 908、用于 B 型 410、彩色流 912、功率多普勒 912、M 型 916、PW 多普勒 914 以及诸如组织多普勒和数字 RF 数据其它模式的处理模块、扫描转换器 129、视频处理模块 920、显示器 116 以及用户界面模块 136。

[0037] 彩色盒 144 可以通过显示器 116 投影到用户。彩色盒 144 表示其中获取并显示多普勒数据的显示器 116 的区域。彩色盒描述其中执行功率多普勒扫描的区域或预定区域。彩色盒还可以被一般化为利用机械移动的或对于基于阵列的探测器是电移动的换能器定义扫描的起点和结束点。该一般化还扩展到 B 型图像。扫描的起点和结束点还可以定义 B 型帧的边缘。术语“帧”可以用于描述 B 型或彩色流、功率多普勒或组织多普勒的线集合。彩色盒 144 的大小或区域可以由操作人员使用人机界面 136 来选择,并且可以依赖于操作人员希望获取数据的区域。例如,如果操作人员希望在显示器 116 上显示的给定解剖区域分析血流,那么就可以在显示器上定义与解剖区域相对应的,并且表示其中超声波换能器传输并接收超声波能量和数据的区域的彩色盒,以便可以对用户定义的解剖部分进行成像。

[0038] 对于机械扫描的换能器系统来说,将换能器从开始位置移动到结束位置,诸如,例如从第 1 个扫描位置移到第 n 个扫描位置。当换能器移动的时候,换能器传输超声波脉冲并且由换能器接收返回的超声波回波。每个传输 / 接收脉冲循环都导致获取超声波线。换能器从开始位置移动到结束位置时所获得的所有超声波线构成图像“帧”。对于使用阵列的超声波系统来说,传输波束形成器、接收波束形成器以及前端电子超声波脉冲可以沿彩色盒内的多个视线被传输。可以获得整个 视场的 B 型数据,而彩色流数据可以从由彩色盒定义的区域获取。

[0039] 处理器 134 被耦接到控制子系统 127 并且显示器 116 被耦接到处理器 134。存储器 121 被耦接到处理器 134。存储器 121 可以是任何类型的计算机存储器,并且通常指的是随机访问存储器“RAM”,在其中执行本发明的软件 123。软件 123 控制超声波数据的获取、处理和显示,使得超声波系统 131 显示图像。

[0040] 利用硬件和软件的结合,可以实现同步呼吸和超声波多普勒数据获取的方法和系统。该系统的硬件实现可以包括下列任何技术或其组合,这些技术均为本领域已知的:离散电子组件、具有逻辑门的用于对数据信号实现逻辑功能的离散逻辑电路、具有适当的逻辑门的专用集成电路、可编程门阵列 (PGA)、现场可编程门阵列 (FPGA) 等。

[0041] 该系统的软件包括用于实现逻辑功能的可执行指令的有序列表，并且可以被包括在计算机可读介质中以供指令执行系统、装置或设备使用，或与指令执行系统、装置或设备结合使用，诸如基于计算机的系统、包含处理器的系统或可以从指令执行系统、装置或设备获取指令并执行指令的其它系统。

[0042] 在本文档的上下文中，“计算机可读介质”可以是任何可以包含、存储、传送、传播或传输程序的装置，这些程序用于供指令执行系统、装置或设备使用或与指令执行系统、装置或设备结合使用。计算机可读介质例如可以是，但不限于，电、磁、光、电磁、红外或半导体系统、装置、设备或传播介质。计算机可读介质的更具体的例子（非穷尽列表）包括下列：具有一个或多根线的电连接（电）、便携式计算机磁盘（磁）、随机访问存储器（RAM）、只读存储器（ROM）、可擦除可编程只读存储器（EPROM 或闪存）（磁）、光纤（光）以及便携式压缩盘只读存储器（CDROM）（光）。注意，计算机可读介质甚至可以是纸或其它可以在其上打印程序的适当介质，因为程序可以通过例如光扫描纸或其它介质来电捕获，然后如果需要的话以适当的方式将其编译、解释或作其它处理，并且接着被存储在计算机存储器中。

[0043] 包括呼吸分析软件 142、换能器定位软件 146 以及系统软件 123 的示例的机械扫描超声波系统 131 确定换能器 150 的位置并且确定换能器获取超声波数据信号的开始和结束位置。对于示例阵列系统来说，波束形成器控制模块控制用于功率多普勒、彩色流或其它扫描模态的扫描线的位置。

[0044] 呼吸分析软件 142 允许在受试者 102 呼吸循环期间在适当点处捕获超声波数据。因此，呼吸分析软件 142 可以基于通过 ECG 电极 104 和呼吸检测软件 140 获取的来自受试者 102 的输入来控制何时收集超声波数据 110。呼吸分析软件 142 控制在呼吸波形 200 期间在适当时间点收集超声波数据 110。为了获取多普勒数据，可以在呼吸信号表示动物呼吸循环中的一安静期的适当时间段内捕获同相 (I) 和正交相位 (Q) 多普勒数据。为了获取 B 型数据，通过包络检测以及对数压缩所接收的 RF 数据来获取反射信号的幅度。“安静期”是指动物的呼吸或呼吸循环中的基本非运动的期间，此时由于呼吸引起的动物的运动基本停止。因此，在所描述的系统中，软件 123、呼吸分析软件 142 以及换能器定位软件 146 或用于阵列系统的波束形成器控制模块 / 软件可以控制超声波数据的获取、处理和显示，并且可以允许超声波系统 131 在受试者 200 的呼吸波形期间的适当时刻捕获超声波图像。当通过呼吸分析软件检测到安静期开始时，换能器定位软件或波束形成器控制软件 / 模块发送使得系统开始获取彩色流的命令。

[0045] 在替代方面中，系统将在检测到受试者的非运动的周期之后以及在并行监控的 ECG 波形到达一期望点的时候初始化或触发数据的获取。

[0046] 存储器 121 还包括由超声波系统 131 获得的超声波数据 110。计算机可读存储介质 138 被耦接到处理器，用于向处理器提供指令来指示和 / 或配置处理器，以执行与超声波系统 131 的操作相关的算法，如下面所进一步解释的。计算机可读介质可以包括硬件和 / 或软件，诸如，仅作为示例，磁盘、磁带、诸如 CD ROM 的光可读介质、诸如 PCMCIA 卡的半导体存储器。在每种情况下，介质都可以采用诸如小磁盘、软盘、盒式磁带形式的便携式产品的形式，或者可以采用诸如硬盘驱动、固态存储卡或支持系统中备有的 RAM 之类的相对大或固定产品的形式。应当注意到，上述举例列出的介质可以单独使用或结合使用。

[0047] 超声波系统 131 包括控制子系统 127，以指导超声波系统 131 的各种组件的操作。

控制子系统 127 和相关组件可以被提供为用于指示 通用处理器的软件或作为硬件实现中的专用电子设备。超声波系统 131 包括图像构造子系统 129, 用于将由接收的超声回波产生的电信号转换成可以由处理器 134 操纵并且可以在显示器 116 上生成图像的数据。控制子系统 127 被连接到传输子系统 118, 以向超声波探测器 112 提供超声波传输信号。超声波探测器 112 进而又向接收子系统 120 提供超声波接收信号。接收子系统 120 还向图像构造子系统 129 提供描述接收信号的信号。接收子系统 120 还被连接到控制子系统 127。用于图像构造子系统以及呼吸配准信息的扫描转换器 129 被控制子系统 127 指导, 以操作所接收的数据, 利用图像数据 110 生成显示用的图像。

[0048] 超声波系统 131 可以包括 ECG/ 呼吸波形信号处理器 108。如果利用了放大器, ECG/ 呼吸波形信号处理器 108 被配置成从 ECG/ 呼吸波形放大器 106 接收信号。如果没有使用放大器 106, ECG/ 呼吸波形信号处理器 108 还可以适于直接从 ECG 电极 104 或从呼吸检测元件 148 接收信号。信号处理器 108 可以将来自呼吸检测元件 148 和软件 140 的模拟信号转换成供在超声波系统 131 中使用的数字信号。因此, ECG/ 呼吸波形信号处理器可以处理描述心搏循环以及呼吸波形 200 的信号。ECG/ 呼吸波形信号处理器 108 向控制子系统 127 提供各种信号。接收子系统 120 还从 ECG/ 呼吸波形信号处理器 108 接收 ECG 时间戳或呼吸波形时间戳。例如, ECG 或呼吸数据的每个数据样本都定时地记录有从时钟取得的时间戳。

[0049] 接收子系统 120 被连接到控制子系统 127 以及图像构造子系统 129。图像构造子系统 129 被控制子系统 127 指导。超声波系统 131 利用超声波探测器 112 传输和接收超声波数据, 向用户提供界面以控制成像系统 100 的操作参数, 并且处理数据使适合形成那些描述受试者 102 的解剖和 / 或生理的静止或移动图像。通过显示器 116 向用户呈现图像。

[0050] 超声波系统 131 的人机界面 136 从用户取得输入并转换这样的输入以控制超声波探测器 112 的操作。人机界面 136 还通过显示器 116 向用户呈现已处理的图像和数据。使用人机界面 136, 用户可以定义彩色盒 144, 或可选地, 用户可以将图像的获取扩展到更完整的视场。更完整的视场可以用于获取 B 型帧。可选地, 可以基于诸如视场之类的预定义的期望的图像大小参数自动配置该扩展。因此, 在人机界面 136, 用户可以定义表示从受试者 102 收集的图像数据 110 的区域的彩色盒 144。彩色盒 144 定义超声波换能器 150 传输和接收超声波信号的区域。软件 123 协同呼吸分析软件 142 和换能器定位软件 146, 或在阵列系统情况下, 是波束形成器控制模块 / 软件, 并且协同图像构造子系统 129 操作由接收子系统 120 形成的电信号以形成超声波图像, 该图像是在与受试者 102 的呼吸或呼吸波形相应的呼吸循环内的具体间隔获取的。

[0051] 图 2 示出了来自受试者 102 的示例呼吸波形 200, 其中 x 轴表示单位为毫秒 (ms) 的时间并且 y 轴表示单位为毫伏 (mV) 的电压。典型的呼吸波形 200 包括多个峰值位置或平稳段 202, 每一个对应于受试者的一次呼吸循环。如图 2 所示, 可以在波形 202 上插入参考线 204。在参考线 204 之上的呼吸波形 200 部分是峰值或平稳段 202, 并且通常表示由呼吸引起的受试者的运动已经基本停止的期间, 即, “不动”或“非运动”期间。

[0052] “基本停止”意思是由呼吸而引起的受试者的运动已经停止到这样一种程度, 在该程度下因为图像的伪影和不精确度降低, 使得对多普勒超声波数据的收集比较理想, 在其他情况下, 这些由呼吸运动导致的伪影和不精确度将出现在所获取的图像中。

[0053] 应当理解,根据用于获取呼吸数据的记录设备以及用于分析数字化信号的算法方法,不动周期可能并没有与检测信号位置完全对准。因此,可以需要使用时间偏移,该时间偏移通常取决于所用的设备和检测方法以及动物解剖。例如,在一个示例记录技术中,使用足垫的肌阻抗,不动期间在检测到阻抗峰值之后不久出现。本领域的技术人员可以理解确定呼吸信号中的实际点,不管该呼吸信号是如何获取的,可以通过将信号与实际的动物运动经验比较以及选择适当的矫正容易地实现,以便执行的信号分析可以产生描述呼吸运动各自的开始和结束点的事件。

[0054] 由呼吸引起的受试者的运动在呼吸循环期间基本停止约 100 到 2000 毫秒的时间段。由呼吸引起的受试者的运动在呼吸循环期间基本 停止的时间段可以根据几个因素而变,这些因素包括动物种类、身体温度、身体质量或麻醉级别。包括峰值 202 的呼吸波形 200 可以通过呼吸检测软件 140 从由 ECG 电极 104 传递的电信号来确定,ECG 电极 104 可以检测呼吸时的肌阻抗。例如,可以通过将电极应用到受试者的足垫上来检测肌阻抗。

[0055] 通过检测足垫中的肌阻抗的变化,呼吸检测软件 140 可以生成呼吸波形 200。因此,可以检测受试者呼吸循环期间的变化,并且可以在呼吸引起的受试者的运动已基本停止的这个呼吸循环的适当时间内获取超声波数据。例如,可以在运动已经基本停止的约 100 毫秒到 2000 毫秒的时间段内捕获多普勒样本。呼吸波形 200 还可以通过呼吸检测软件 140 从由位于受试者下面的气垫(未示出)传递的信号来确定。本领域公知产生来自受试者呼吸的信号的气垫示例使用。

[0056] 图 3 示出了具有示例彩色盒 144 的超声波成像系统 131 的示例显示 116。图像 300 表示显示器 116 上显示的图像。彩色盒 144 被定义在图像 300 中。彩色盒 144 表示显示器 116 上的超声波图像 300 的区域,其对应于受试者解剖的部分,在该部分由超声波探测器 112 收集超声波数据。如本领域技术人员应当理解的,多个彩色盒 144 还可以被同时或不同时地定义在显示器上,并且这样的多个彩色盒 144 可以被应用于所描述的方法中。

[0057] 彩色盒 144 包括的区域可以由用户通过人机界面 136 来定义,或者基于诸如视场(FOV)之类的期望的预定义的图像大小来自动或半自动地配置,如 B 型获取数据通常对应这种情况。因此,彩色盒 144 表示其中数据被捕获并被绘制在显示器 116 上的区域。图像数据 110 通过将超声波探测器 112 的换能器 150 定位在彩色盒 144 内而被收集在彩色盒 144 中。超声波换能器 150 可以是单个元件扫描换能器或诸如线性、聚焦或相位阵列的电扫描换能器。超声波换能器 150 可以位于与预定彩色盒 144 对应的解剖的任何地方。换能器定位软件 146 可以用于将换能器 150 定位在彩色盒 144 内的任何限定位置。

[0058] 换能器 150 的初始位置可以定义传输和获取超声波能量和数据的起点。因此,在一个例子中,换能器 150 可以位于彩色盒 144 的左侧 302,并且超声波能量和数据可以从彩色盒的左侧开始被传输和接收。类似地,彩色盒的任何部分可以被定义为传输和获取超声波能量和数据的结束点。例如,彩色盒 144 的右侧 304 可以被定义为传输和获取超声波能量和数据的结束点。超声波能量和数据可以在彩色盒的开始和结束点之间的任何点和时间被传输和接收。因此,在本发明的一个方面中,用户可以定义彩色盒 144 的左侧 302 为起点,以及相同彩色盒 144 的右侧 304 为结束点。在这个例子中,超声波能量和数据可以在彩色盒 144 的左侧 302 和向彩色盒 144 的右侧 304 移动之间的任何点和时间被传输和接收。而且,本领域的技术人员很清楚彩色盒 144 的任何一侧或区域可以被定义为起点,以及彩色

盒 144 的任何一侧或区域可以被定义为结束点。

[0059] 应当理解对使用机械定位的换能器运动的所有参考都同样类似于基于阵列的系统中的波束形成器的适当配置,并且在此所描述的这些方法可应用于这两个系统。例如,换能器应当被放置在其起点的陈述类似于阵列波束形成器被配置为在开始位置接收超声波回波的陈述。

[0060] 图 4 是说明使用示例成像系统 100 产生超声波图像的示例方法的流程图。如本领域技术人员清楚的,并且基于上述教导,所描述的方法可以使用替代示例成像系统来执行。

[0061] 在开始位置 402,单个元件换能器 150 或阵列换能器 704 被放置在接近受试者 102,在方框 404 中,来自受试者 102 的呼吸波形 200 由呼吸检测软件 140 捕获。在一个方面中,呼吸波形 200 以操作人员选择的频率被连续捕获。例如,呼吸波形可以以 8000Hz 的频率被连续数字化。在方框 406 中,一旦换能器 150 被放置在接近受试者 102,换能器就位于彩色盒 144 的开始位置。在一个实施方案中,当在显示器 116 上观察彩色盒的时候,换能器位于彩色盒 144 的左侧 302。然而,彩色盒的任何一侧或区域都可以被定义为起点,以及彩色盒的任何一侧或区域都可以被定义为结束点。

[0062] 在步骤 408,呼吸分析软件 142 确定捕获的样本是否表示呼吸波形 200 的不动期间 202 的开始。本领域的技术人员应当理解不动或非运动期间开始的点并不一定是呼吸波形的“峰值”;而且,波形中对应于不动期间的点可以依赖于获取呼吸波形所使用的方法的类型。连续捕获的呼吸波形 200 的捕获样本表示在所选的采样频率确定的时间点 上捕获的呼吸波形 200 的值。在受试者的呼吸波形 200 的一特定点 202 处,由呼吸引起的受试者的运动已经基本停止。这对于捕获图像数据而言是一所期望的时间。如上面所提到的,机械移动的换能器或阵列换能器可以用于收集超声波数据。

[0063] 在初始化彩色流、功率多普勒或 B 型扫描之前,可以将换能器放置在由彩色盒确定的起点处。在方框 410 中,如果呼吸分析软件 142 确定受试者 102 处于表示其呼吸循环的不动期间 202 开始的点,则传输子系统 118 在软件 123 的控制下使换能器 150 开始移动。如果方框 406 处捕获的样本并不表示受试者的呼吸循环的峰值 202,那么呼吸检测软件 142 就继续监控呼吸峰值 202。

[0064] 在方框 412 中,换能器开始扫描,并且获取超声波数据。对于机械扫描换能器系统来说,可以设置运动的速度以便其在呼吸循环的不动期间内完成从开始到停止的整个扫描。在方框 414 中,检查帧的完成。如果帧还没有完成,那么处理循环返回方框 412,并且扫描继续。如果帧已经完成,那么扫描停止,在方框 416 处理数据并更新显示。在显示已经更新后,在方框 418,系统软件检查终止成像的用户请求。在方框 420 中,如果已发生图像终止请求,那么成像停止。如果,在方框 418 中,还没有进行终止请求,那么处理循环返回方框 406。

[0065] 捕获超声波样本的时间段可以根据受试者的呼吸循环而变化。例如,可以在大约 200 到大约 2000 毫秒之间的持续时间内收集超声波样本。用于多普勒获取,超声波 I 和 Q 数据可以在受试者的呼吸循环中的安静期间获取。对于 B 型,可以获取包络数据。例如,200 毫秒是受试者 102 在其呼吸循环 200 中可能基本不动的时间段的估计。该基本不动的时间段是收集超声波样本的时间段。

[0066] 图 5 是说明使用示例成像系统 100 来产生图像的一种替代方法的流程图 500。如

本领域的技术人员所清楚的，并且基于上述教导，所描述的方法可以使用替代示例成像系统来执行。方法 500 使用与方法 400 相同的硬件，并且可以使用呼吸分析软件 142 以及换能器定位软件 146，根据所提到的模式以及此处所描述的方法对换能器定位软件 146 进行编程。如对于流程图 400 中所阐述的方法，可以将换能器放置在彩色盒 144 的左侧 302。或者，对于基于阵列系统的情况，波束 形成器可以被配置成在彩色盒的左侧开始扫描。对本领域的技术人员来说很清楚的是，可以将彩色盒的任何一侧或区域定义为起点，以及可以将彩色盒的任何一侧或区域定义为结束点。

[0067] 在方框 504 中，换能器放置在彩色盒的左侧 302。在方框 506 中，呼吸波形被捕获。呼吸波形可以被带上时间戳，以便在所获取的超声波线和呼吸波形之间有已知的时间配准。这种扫描形式涉及呼吸波形的时间配准。一旦先前的帧结束就可以初始化新的帧。因此，呼吸波形和帧的开始可以不同步。发生最大程度的呼吸运动的时间段 – 运动期间是通过借助于呼吸分析软件从呼吸波形来确定的。可以假设在该时间段获取的数据受呼吸运动干扰，并且被术语化为“无效”数据。在呼吸循环的不动阶段期间获取的数据被术语化为“有效”数据。在各种示例方面中，无效数据可以用先前帧期间获取的来自相同区域的有效数据替代，或者用通过平均或持续方法处理先前帧期间获取的有效数据而获得的数据来替代。

[0068] 在方框 508 中，软件 123 使得换能器开始向彩色盒的右侧 304 移动，并且对彩色盒执行完整的扫描。

[0069] 机械移动的换能器 150 或阵列换能器 704 可以用于收集超声波数据。在方框 510 中，对彩色盒 508 上的整个扫描或转换捕获超声波数据。在方框 512 中，数据被处理以生成初始图像。在方框 514 中，呼吸波形被处理以确定“空白期间”，该空白期间对应于在受试者中以及图像的区域中有高呼吸运动的期间，或者从时间戳信息确定出现在“空白期间”的帧中的线。这些在“空白期间”内获取的线并不被显示。相反，在空白区域中的线被填充。可以利用各种方法来填充空白区域。例如，可以将先前获取的帧存储在存储器中的缓存中，并且视频处理软件可以显示来自先前获取的帧的，与所空白的线相对应的线。因此，在方框 516 中，来自先前图像帧的数据可以用于填充方框 514 中的空白区域。

[0070] 在一个示例方面中，用于产生图 5 中阐述的超声波图像的过程包括监控受试者的呼吸波形以及检测该呼吸波形的至少一个峰值期间以及一个非峰值期间。在这个方面中，每个峰值期间对应于由受试者的呼吸而引起的身体运动基本已经停止的时刻，以及每个非峰值期间对应于受试者的身体处于因呼吸而引起的运动中的时刻。该过程进一步包括生成频率为至少 20 兆赫兹 (MHz) 的超声波，以及将频率为至少 20MHz 的超声波传输到受试者中，以及在受试者的呼吸波形的至少一个峰值期间以及受试者的呼吸波形的至少一个非峰值期间获取超声波数据。在示例方面中，生成、传输以及获取的步骤是从第一扫描线位置到第 n 扫描线位置递增重复的。

[0071] 在这个例子中，所接收的超声波数据被编译以形成初始图像。包括在受试者的呼吸波形的非峰值期间接收的数据的该初始图像的至少一部分被识别并被处理以产生最终的超声波图像。在这个方面中，最终的超声波图像从受试者的呼吸波形的递增峰值期间所接收的数据编译而来。

[0072] 在这个例子的方面中，处理步骤包括从初始图像中移除在受试者的呼吸波形的非

峰值期间接收的数据,即“无效”数据,以产生具有至少一个空白区域的部分空白的图像,以及将在受试者的呼吸波形的峰值期间从另一个初始图像接收的数据,即“有效”数据替代到该部分空白图像的至少一个空白区域中,以产生超声波图像。

[0073] 在一个方面中,可以将持续 (persistence) 应用到彩色流图像数据。如本领域的技术人员应当理解的,持续是其中根据算法将最近获取的帧中的每个空间位置的信息和来自先前帧的相应空间位置的信息结合的处理。在一个方面中,持续处理可以发生在扫描转换器软件单元中。可以使用的示例持续算法如下:

$$[0074] Y(n) = \alpha Y(n-1) + (1-\alpha) X(n)$$

[0075] 其中  $Y(n)$  是被显示的输出值,  $X(n)$  是最近获取的功率多普勒样本,  $Y(n-1)$  是从先前的帧取得的输出值,并且  $\alpha$  是确定持续量的系数。当在最近获取的图像帧中有无效或空白区域的时候,持续可以被应用到整个帧,无效线被赋予零值。只要每个功率多普勒帧的开始帧与呼吸波形不同步,那么在每个帧中无效时间期间就会出现在不同时间。

[0076] 处理无效或空白区域的另一个示例方法是基于行间基准实现持续。对具有有效值的线来说,如上所述地实施持续。对于被确定为处于无效区域中的线来说,持续操作被中止。因此,在上面的公式中,不是将  $X(n)$  设置为零并计算  $Y(n)$ ,而是将  $Y(n)$  设置等于  $Y(n-1)$ 。

[0077] 在方框 518 中,确定是否停止该处理。在一个方面中,当换能器的位置遇到和超过彩色盒 144 的停止位置时,满足停止该处理的条件。在替代方面中,可以继续该处理,直到一操作人员发出停止命令。如果在方框 518 中确定该处理没有完成,那么将换能器重新放置在彩色盒的左侧 302。如果在方框 518 中确定该处理结束,那么在方框 520 完成该处理。在方框 514 和 516 中描述的空白处理是可选的。在一些情况下,如果例如换能器移动穿过解剖的速率较高,那么可以在没有呼吸事件发生下获取整个数据集合。在这些情况下,并不执行图像空白。

[0078] 图 6 是图解使用成像系统 100 产生图像的另一个示例实施方案 600 的流程图。如本领域的技术人员所清楚的,并且基于上述教导,所描述的方法可以使用替代示例成像系统来执行。在该方法中,换能器 150 每个呼吸循环移动一次。机械移动的换能器可以用于收集超声波数据。因此,在这个方法中,当由呼吸引起的受试者的运动已经基本停止时捕获一行数据。一旦该基本不动的期间结束,换能器就在呼吸循环中下一个当受试者再次基本不动时重新捕获图像数据。因此,在每个循环中当受试者基本静止的时候,捕获一行数据。

[0079] 方法 600 开始于方框 602。在方框 604 中,将换能器放置在彩色盒 144 的开始处。在一个例子中,彩色盒 144 的左侧 302 可以被定义为换能器的起点,以及右侧 304 可以被定义为结束点。在方框 606 中,使用 ECG 电极 104 和呼吸检测软件 140 从受试者 102 捕获呼吸波形。在方框 608 中,呼吸分析软件 142 分析该呼吸波形并指示超声波系统 131 等待呼吸峰值 202。

[0080] 在方框 610 中,超声波样本是在方框 608 中检测的呼吸峰值之后约 100 到 200 毫秒的呼吸波形的安静时刻或期间捕获的。该安静期间取决于受试者的呼吸期间。例如,在小鼠中,该安静期间可以是约 100 到 200 毫秒。多普勒 I 和 Q 数据可以是在动物的呼吸循环中的安静期间捕获的,或者可选地用于 B 型可以获取包络数据的获取。在方框 612 中,捕获的超声波多普勒数据由超声波系统 131 来处理,并且在方框 614 中,步进电机经彩色盒 144

将换能器 150 移动小段距离。在方框 616 中,确定换能器是否在彩色盒 144 的末端 304。如果确定换能器没有位于彩色盒 144 的末端 304,那么超声波样本在呼吸波形的峰值 202 内被捕获。如果确定换能器在彩色盒 144 的右边缘 304,那么在方框 618 进一步确定是否停止该处理。如果换能器在彩色盒的右边缘 304,该处理停止。如果确定应当停止该处理,那么结束该处理。如果确定是由于换能器没有在彩色盒的右边缘 304 而没有结束该处理,那么将该换能器重新放置到彩色盒的开始处或左侧 302。

[0081] 在该方法的另一个实施方案中,如图 7 所示,如果系统检测到呼吸循环的不动期间已经结束,那么换能器的运动可以在帧中暂停。换能器可以保持在该位置直到检测到下一个不动期间的开始,此时扫描可以重新开始。

[0082] 该实施方案主要可应用于机械扫描的换能器系统。如前面流程图 400 中所描述的以及图 4 中所示的,图解了一个其中电机的速度被设置成使得在一个呼吸循环的不动期间捕获整个帧的实施方案。在流程图 700 中描述的实施方案允许在多个心搏循环上获取一个帧。

[0083] 在方框 702 中用户请求开始成像之后,则在方框 704 开始获取呼吸波形。在方框 706 中,换能器位于彩色盒 144 的开始处或一侧 302。一旦在方框 708 检测到不动期间的开始,在方框 710 换能器就开始移动,并且在方框 712 获取超声波数据。在方框 714 中,换能器定位软件 146 确定换能器是否位于彩色盒 144 的另一端(末端)304。如果换能器在端尾,那么在方框 716 中处理超声波数据并且更新显示 116。接着,在方框 720 中,系统软件 123 将检查用户是否已经请求终止成像。如果是,就不再进行进一步的扫描直到用户请求开始成像。如果用户还没有请求终止成像,那么该处理循环返回方框 704,其中将换能器放置在彩色盒 144 的开始处。

[0084] 在这个示例方面中,如果在方框 714 中,确定换能器的运动还没有达到帧的末端,那么在方框 722 测试呼吸循环是否已经达到不动期间的末端。如果我们仍然处于不动期间,那么在方框 712 中继续扫描并捕获超声波数据。否则,在方框 724 中,扫描暂停并且前进到方框 708,在该处系统等待下一个不动期间的开始。当该“不动”条件得到满足时,该处理循环返回方框 710 并继续扫描。

[0085] 图 8 是图解使用示例成像系统 100 来产生图像的另一种方法的流程图 800。如本领域的技术人员所清楚的,并且基于上述教导,所描述的方法可以使用替代示例成像系统来执行。这个实施方案意在相对于呼吸循环的帧到帧的运动期间改变帧的开始的定时,以便最小化连续帧中无效区域的覆盖的可能性。

[0086] 在开始位置 802,单个元件换能器 150 或阵列换能器 704 位于接近受试者 102。在方框 804 中,来自受试者 102 的呼吸波形 200 被呼吸检测软件 140 捕获。该呼吸波形 200 以操作人员选择的频率被连续捕获。例如,呼吸波形可以以 8000Hz 被连续数字化。在方框 806 中,呼吸信号被分析以确定当前的呼吸期间(Tr)。这个分析在整个获取中持续,以便 Tr 随着当前的呼吸速率被连续更新。在方框 808 中,一旦换能器 150 位于接近受试者 102,换能器就位于彩色盒 144 的开始位置。在步骤 810 中,呼吸分析软件 142 确定捕获的样本是否表示呼吸波形 200 的不动期间 202 的开始。在受试者的呼吸波形 200 的一定点 202,由呼吸引起的受试者的运动已经基本停止。这是捕获图像数据的理想时刻。机械移动的换能器或阵列换能器可以用于收集超声波数据。

[0087] 可以预期,在初始化彩色流、功率多普勒或 B 型扫描之前,可以将换能器放置在彩色盒确定的起点。在方框 812 中,如果呼吸分析软件 142 确定受试者 102 处于表示其呼吸循环的不动期间 202 开始的点,可编程确定的偏移就延迟换能器 150 的开始动作命令。如果在方框 810 捕获的样本不是表示受试者的呼吸循环的峰值 202,那么呼吸检测软件 142 就继续监控呼吸峰值 202。

[0088] 可编程确定的偏移值用于延迟与不动期间的开始相关的帧的开始。从 Tr 取得的 N 个延迟值 Td 的集合,其中  $0 \leq Td < Tr$ ,被存储在存储器中。这些延迟值 Td 被顺次应用,并且当最后的延迟被应用时,序列再次从开始处开始。例如,延迟集合可以由值 (0,  $Tr/2$ ) 构成。应用到连续帧的延迟则将是 0,  $Tr/2$ , 0,  $Tr/2$ 。或者例如,延迟可以由值 (0,  $Tr/3$ ,  $2 \times Tr/3$ ) 构成。在另一个方面中,延迟可以由下列公式生成:

$$Td = \text{modulo}(n, N) \times Tr/N$$

[0089] 其中 modulo 是取模操作,并且声明 modulo(4, 3) 等于“1”,并且 N 是序列中值的个数。替代地,我们应当理解,可以预期延迟值可由另外的常规方法取得。

[0090] 在方框 814 中,换能器开始扫描,并且在方框 816 中获取超声波数据。在方框 818 中,检查帧的完成。如果帧还没有完成,那么处理循环返回方框 816,并且扫描继续。然而,如果帧已经完成,那么扫描停止。在方框 820 中,借助呼吸分析软件通过呼吸波形确定发生最大程度的呼吸运动的时间期间。如上所述,假设在该时间期间内获取的数据受呼吸运动干扰并且被术语化为“无效”数据,以及在呼吸循环的不动期间内获取的数据被术语化为“有效”数据。无效数据被在先前帧期间获取的来自相同区域的有效数据替代,或者被通过平均或持续方法处理先前帧期间获取的有效数据而获得的数据替代。这个重复方法已经在先前作为流程图 500 的一部分被描述。

[0091] 接着,在方框 822 中处理数据并更新显示。在已经更新显示之后,在方框 824 系统软件检查终止成像的用户请求。在方框 826 中,如果已经请求图像终止,那么成像停止。如果在方框 418 中还没有进行终止请求,那么处理循环返回方框 406。

[0092] 本发明的前述描述被提供为以其最佳的、当前已知的实施方案而实现对本发明的教导。为此,相关领域的技术人员将认识到并理解可以对在此描述的本发明的各种方面进行很多改变,而仍获得本发明的有益效果。还显而易见的是通过选择本发明的一些特征而不利用其它特征可以获得本发明的一些期望的益处。相应的结构、材料、动作以及权利要求中的所有装置或步骤加上功能元件的等同物意在包括用于结合具体请求保护的其它请求保护的元件执行的功能的任何结构、材料或动作。

[0093] 除非另有声明,决不意指此处给出的任何方法被认为是需要以特定的顺序来执行。因此,当所请求保护的方法没有确切陈述其步骤应遵循顺序时,或在权利要求书和说明书中并没有另外具体声明这些步骤应当被限于特定的顺序时,决不意在以任何方面推断顺序。这同样适用于对任何可能的未表述过的基础的解释,包括:关于步骤的安排或操作流程的逻辑实质;从语法组织或标点符号导出的清晰含义;以及在本说明书中描述的实施方案的数量或类型。

[0094] 因此,本领域的技术人员将认识到可能对本发明作出许多修改和改编,并且甚至在一定条件下是希望的,这些都是本发明的一部分。考虑到在此公开的本发明的说明书以及实施,本发明的其它实施方案对本领域的技术人员将显而易见。因此,前面的描述被提供

为本发明的原理的说明，并且不限于此。应将本说明书和示例认为是仅仅示例性的，由下面的权利要求书表示本发明的真正范围和精神。

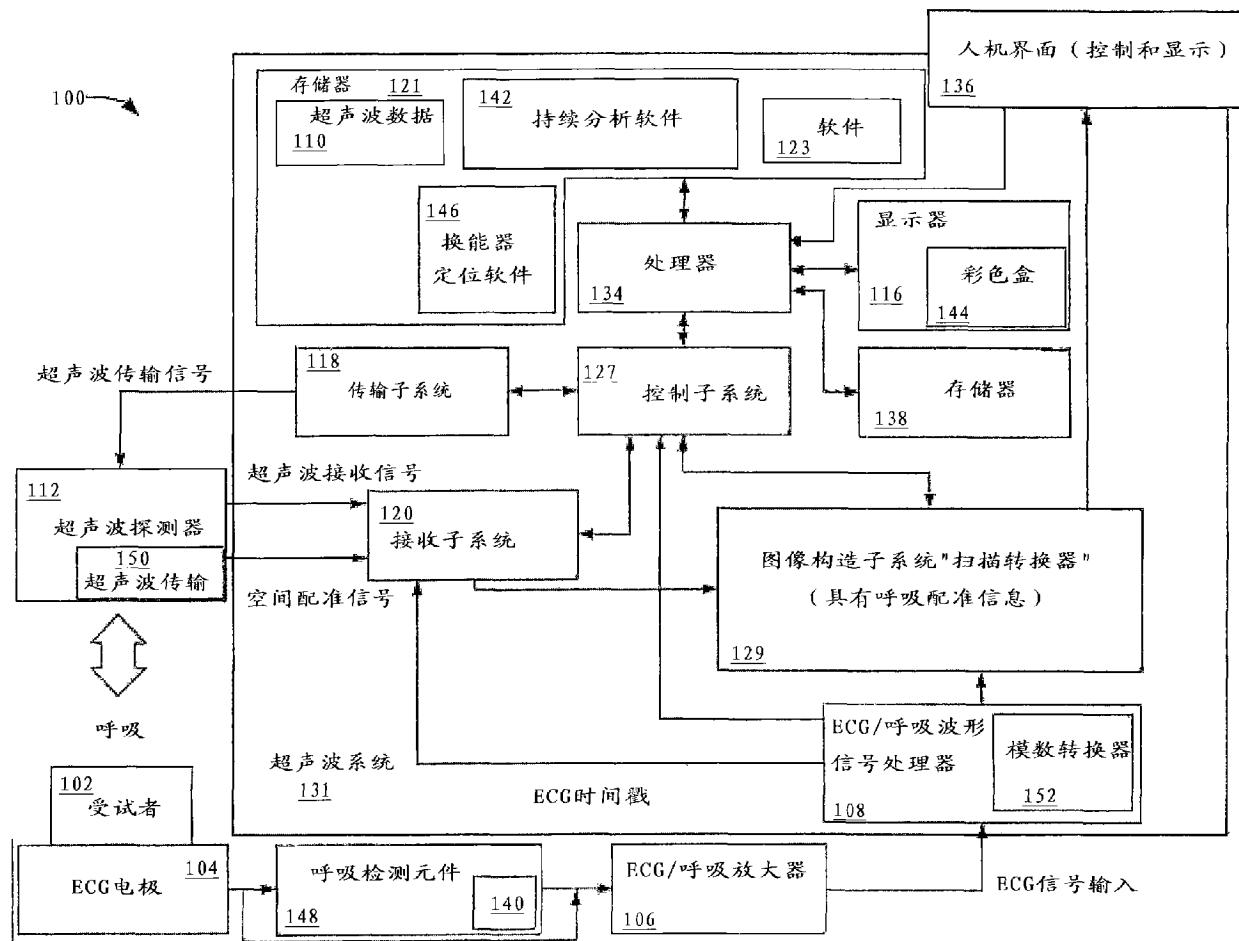


图 1

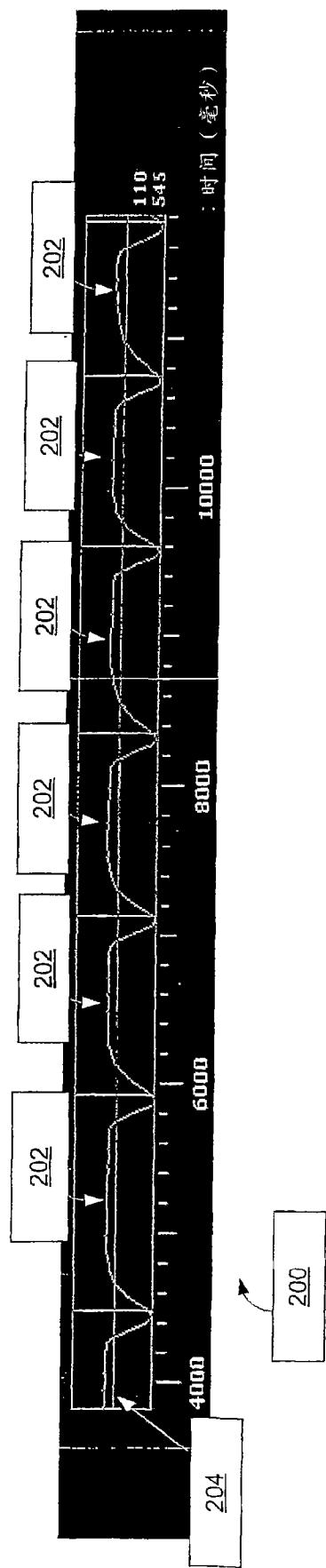


图 2

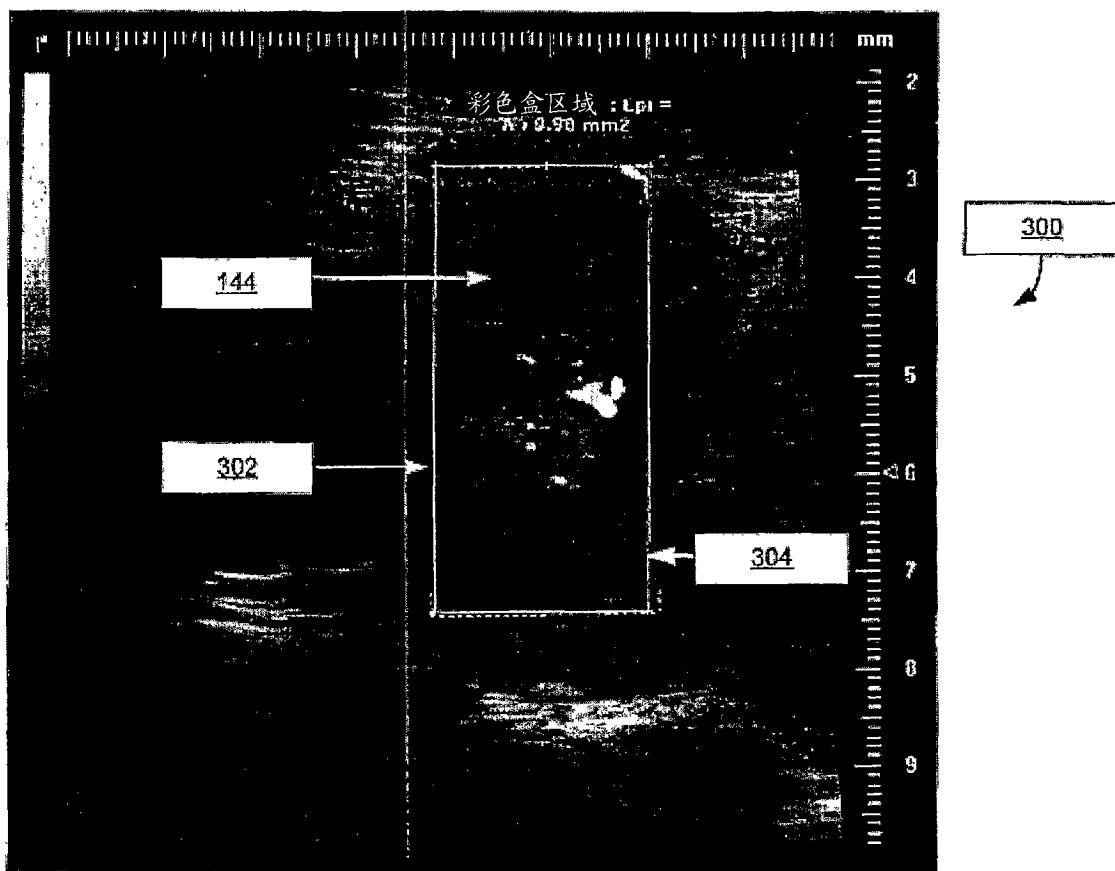


图 3

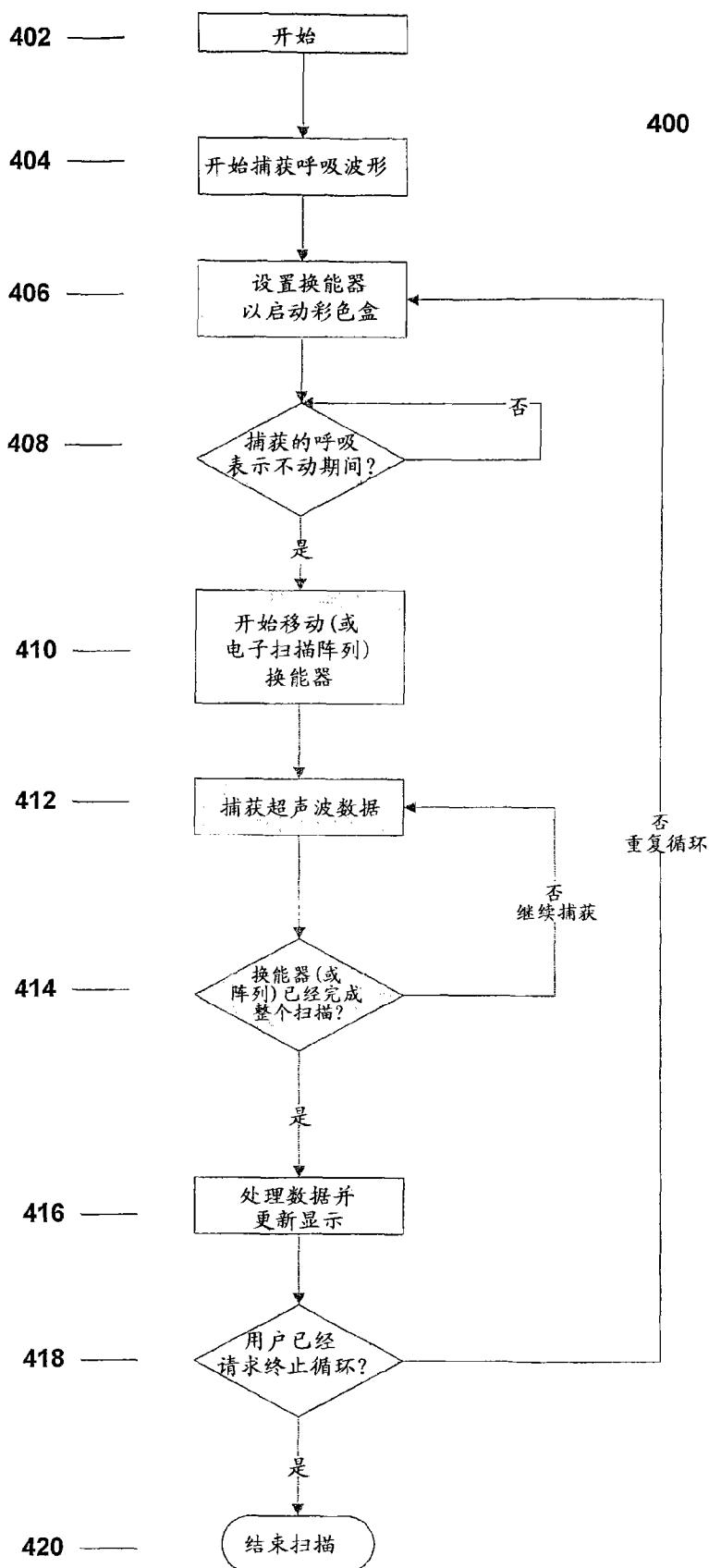


图 4

500

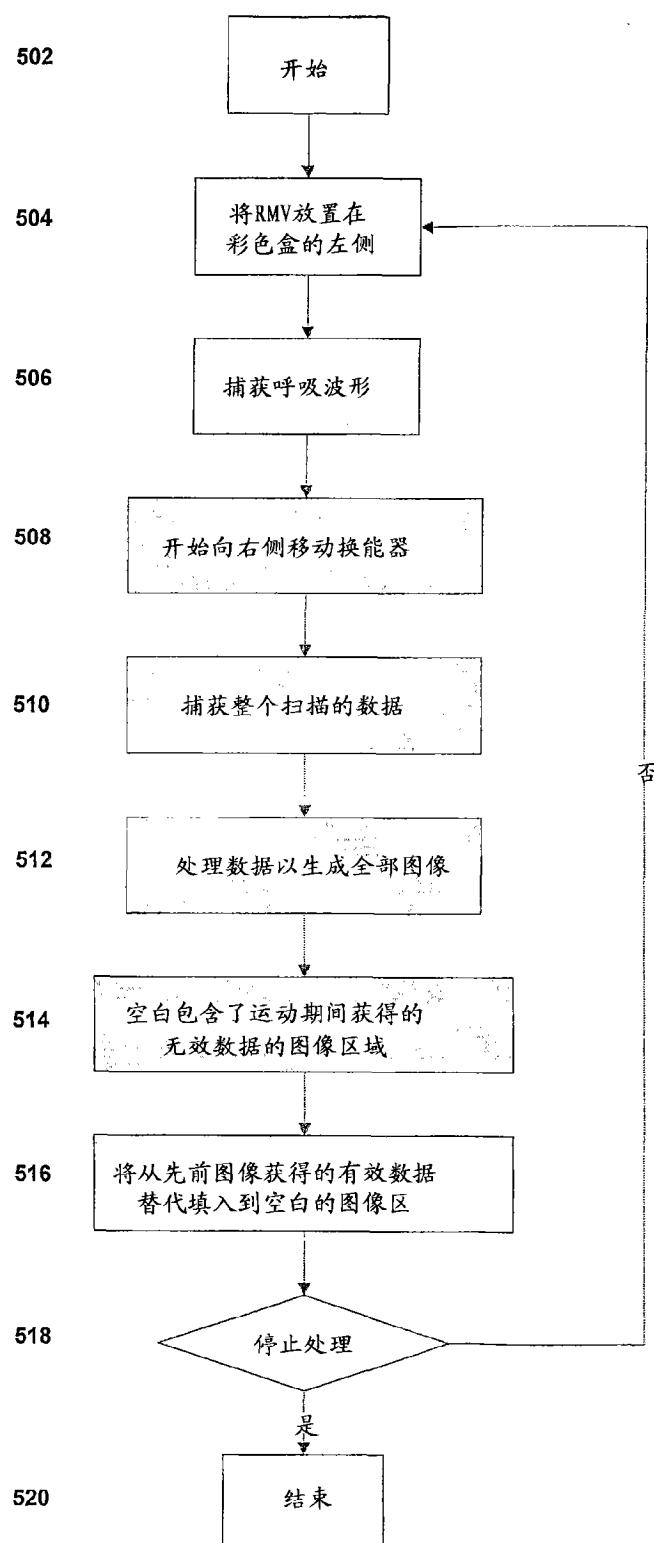


图 5

600

602

604

606

608

610

612

614

616

618

620

开始

将换能器放置在  
彩色盒的开始  
(或左侧)

捕获呼吸波形

等待呼吸峰值

在非运动的期间捕获数据  
(例如, 多普勒数据)

处理数据

递增增加扫描线

换能器在  
彩色盒的右边缘?

是

停止处理

是

否

图 6

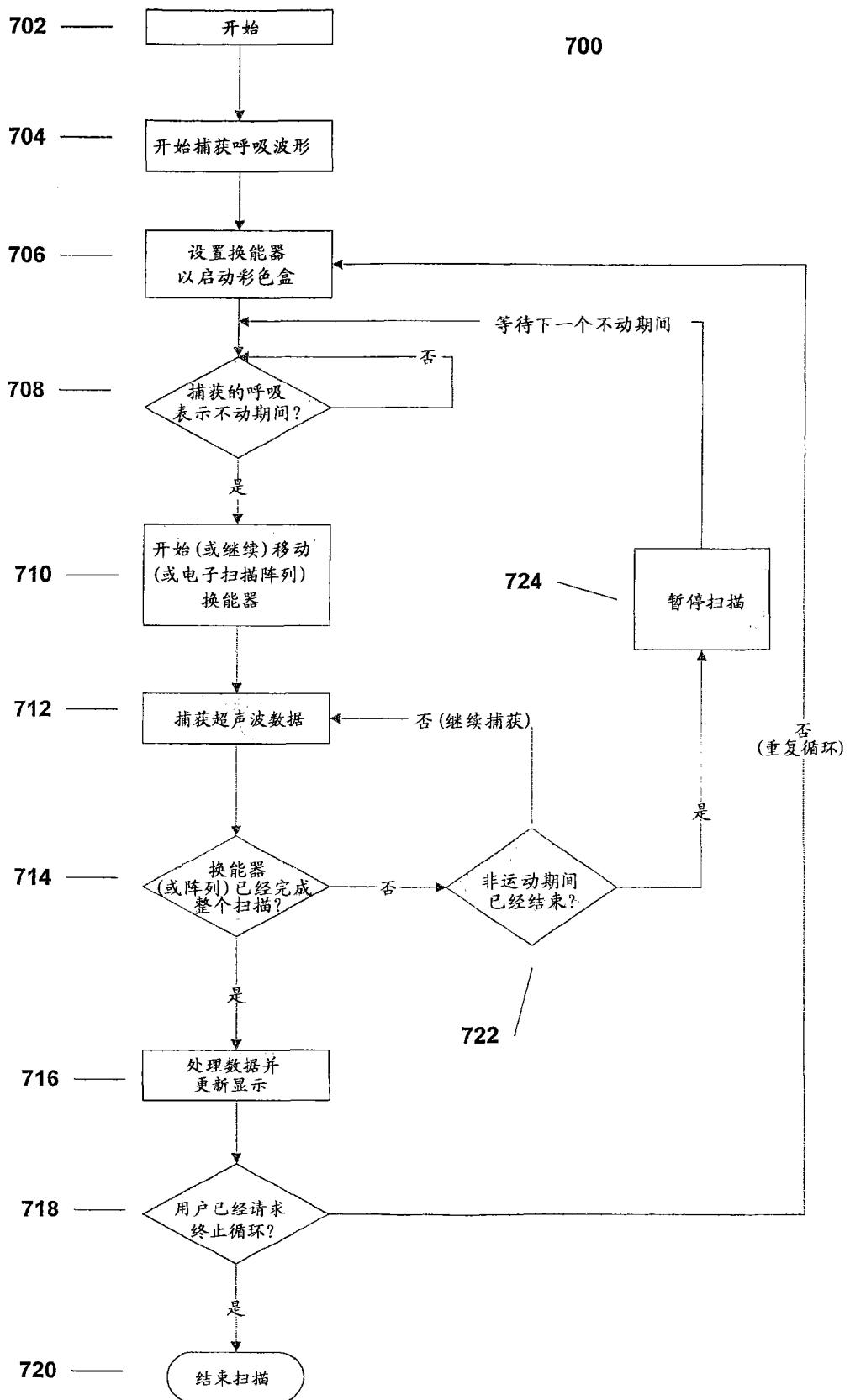


图 7

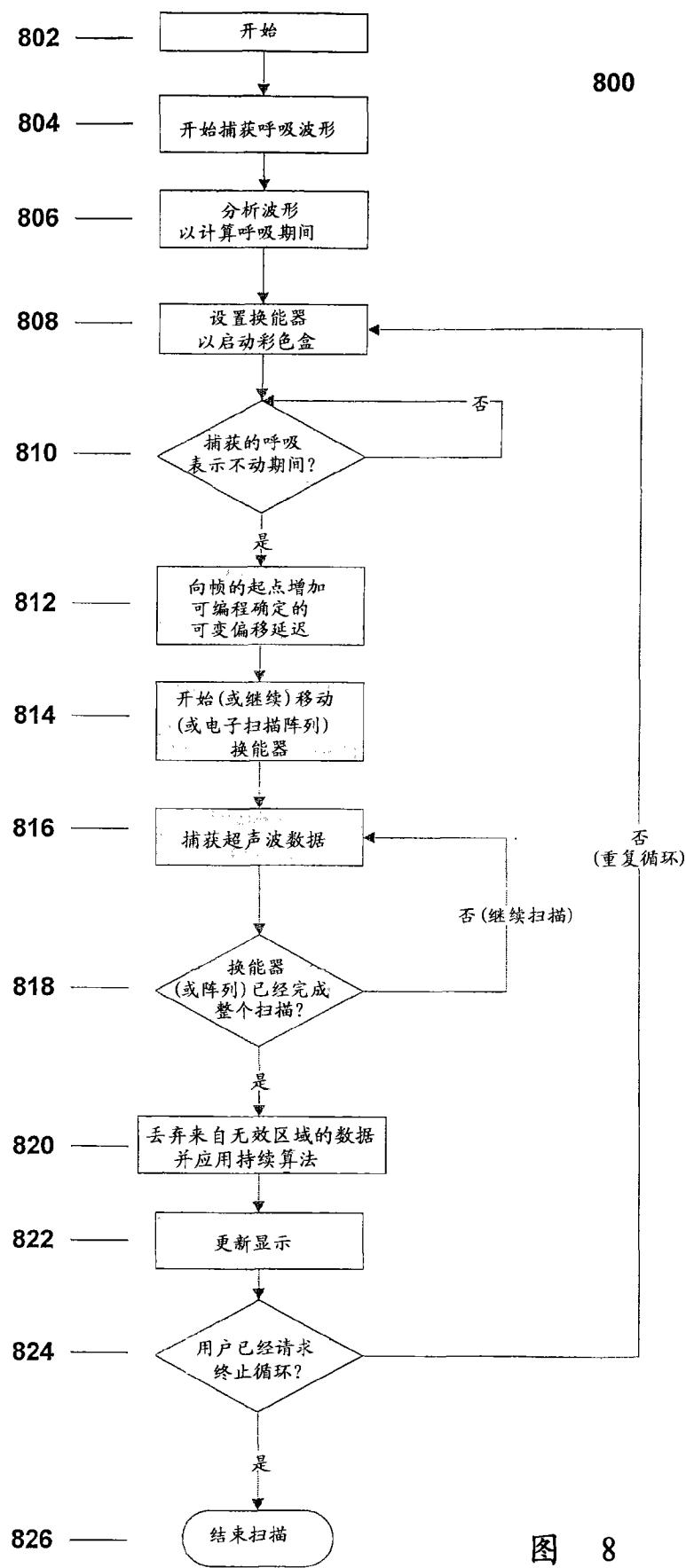
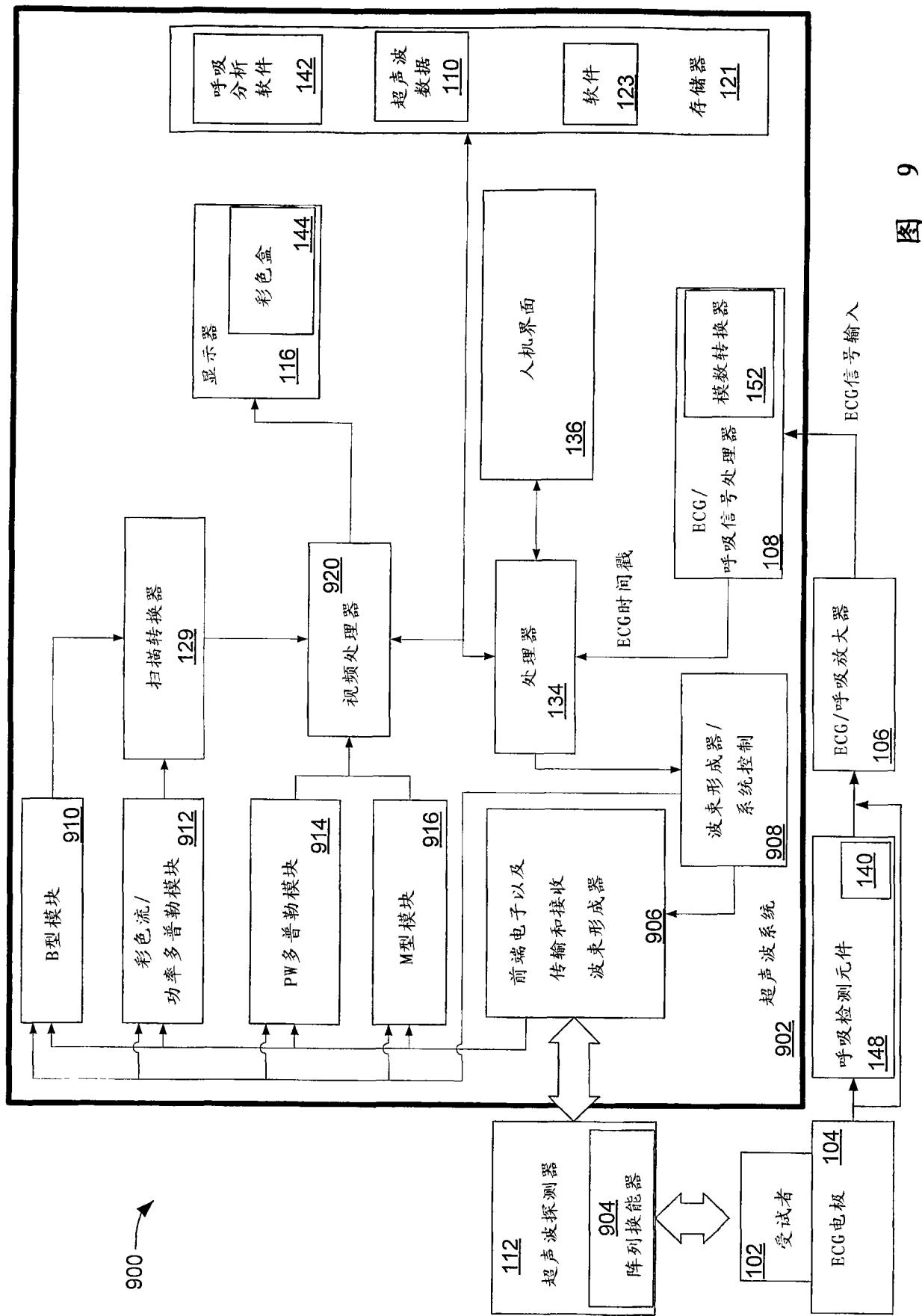


图 8



专利名称(译)	同步呼吸信号与超声波数据的获取的方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101166474B</a>	公开(公告)日	2012-07-04
申请号	CN200680014137.6	申请日	2006-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	视声公司		
申请(专利权)人(译)	视声公司		
当前申请(专利权)人(译)	视声公司		
[标]发明人	CA怀特 詹姆斯I梅希 德西蒙希尔森		
发明人	C· A· 怀特 詹姆斯· I· 梅希 德西蒙· 希尔森		
IPC分类号	A61B8/00 A61B5/08 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/488 A61B8/13 A61B5/08 A61B8/42 G01S15/8956 A61B8/483 A61B8/469 A61B5/0402 A61B8/543 A61B2503/40 A61B8/06		
代理人(译)	谢静 杨勇		
审查员(译)	马薇		
优先权	60/658718 2005-03-04 US		
其他公开文献	CN101166474A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

#### 摘要(译)

一种用于产生超声波图像的方法，包括监控受试者的呼吸循环或波形，从该受试者获取超声波数据，以及通过在呼吸引起的受试者的运动已经基本停止的期间接收到的超声波数据产生超声波图像。

