



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102309338 B

(45) 授权公告日 2014. 11. 19

(21) 申请号 201010623685. 7

(22) 申请日 2010. 12. 27

(30) 优先权数据

12/827314 2010. 06. 30 US

(73) 专利权人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72) 发明人 M·兹夫-阿里 A·肯平斯基

A·索库林

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 朱海煜 王忠忠

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 7402136 B2, 2008. 07. 22, 第 3 栏第 20 行至第 13 栏第 3 行、附图 1A 至 8.

US 7402136 B2, 2008. 07. 22, 第 3 栏第 20 行至第 13 栏第 3 行、附图 1A 至 8.

US 6083168 A, 2000. 07. 04, 第 2 栏第 32 行至第 24 栏第 6 行、附图 1 至 13.

US 5718230 A, 1998. 02. 17, 第 1 栏第 50 行

至第 9 栏第 38 行、附图 1 至 8B.

US 2004/0006271 A1, 2004. 01. 08, 说明书第 6 至 103 段、附图 1 至 10.

US 2004/0006271 A1, 2004. 01. 08, 说明书第 6 至 103 段、附图 1 至 10.

US 6086537 A, 2000. 07. 11, 第 1 栏第 42 行至第 29 栏第 61 行、附图 1 至 30B.

CN 101249002 A, 2008. 08. 27, 全文.

US 6947584 B1, 2005. 09. 20, 第 1 栏第 46 行至第 10 栏第 67 行、附图 1 至 12.

US 6482160 B1, 2002. 11. 19, 第 3 栏第 23 行至第 16 栏第 59 行、附图 1 至 15.

US 6123670 A, 2000. 09. 26, 第 2 栏第 36 行至第 9 栏第 8 行、附图 1 至 4.

审查员 初博

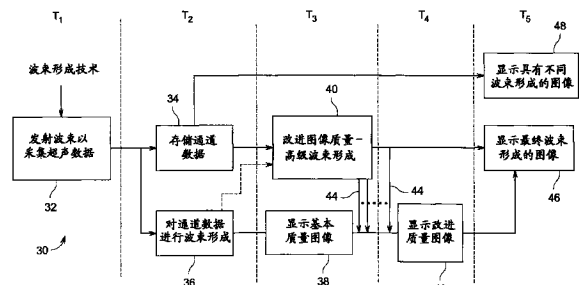
权利要求书1页 说明书14页 附图10页

(54) 发明名称

用于超声数据处理的方法和系统

(57) 摘要

提供用于超声数据处理的方法和系统。一种方法 (60) 包括从连接到超声探头的多个元件的多个通道采集 (64) 通道超声数据, 以及存储 (66) 来自多个通道的通道超声数据。该方法还包括根据所采集的通道超声数据的处理来生成 (70) 超声图像, 并且显示 (70) 超声图像。该方法还包括在超声图像被显示的同时对所存储的通道超声数据执行 (72) 附加处理, 并且显示 (74) 通过附加处理所生成的更新的超声图像。



CN 102309338 B

1. 一种用于从超声数据来形成图像的方法 (60), 所述方法包括:
从连接到超声探头的多个元件的多个通道采集 (32) 通道超声数据;
存储 (66) 来自所述多个通道的所述通道超声数据;
根据所采集的通道超声数据的处理来生成 (70) 超声图像;
显示 (70) 所述超声图像;
在所述超声图像被显示的同时, 对所存储的通道超声数据执行 (72) 附加处理; 以及
显示 (74) 由所述附加处理所生成的更新的超声图像。
2. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 其中, 所述超声图像包括具有基本图像质量的图像。
3. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 其中, 所述更新的超声图像包括具有增加的图像质量或分辨率的图像。
4. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 还包括: 根据对所述通道超声数据的附加图像帧所执行的附加处理 (72), 来显示 (74) 递增更新的超声图像。
5. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 还包括: 在现场扫描模式期间执行所述处理 (70) 以及在回放操作模式期间执行所述附加处理 (72)。
6. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 还包括: 对所存储的通道超声数据执行 (72) 不同类型的处理。
7. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 其中, 在电影图像的显示期间执行所述附加处理 (72)。
8. 如权利要求 1 所述的方法 (60), 其中, 所述处理 (70) 包括波束形成 (68), 以及所述附加处理 (72) 包括高级波束形成技术。
9. 一种超声系统 (100), 包括:
超声探头 (106), 用于采集感兴趣对象的通道超声数据;
存储器 (105), 用于存储由所述超声探头所采集的所述通道超声数据;
显示器 (118), 用于显示超声图像; 以及
处理器 (116, 130), 配置成处理所述通道超声数据, 以便形成供所述显示器上显示的图像, 以及在所述超声图像被显示的同时进一步处理所述通道超声数据, 以便形成更新的图像。
10. 如权利要求 9 所述的超声系统 (100), 其中, 所述更新的图像包括供显示的改进分辨率图像。

用于超声数据处理的方法和系统

技术领域

[0001] 一般来说,本文所公开的主题涉及超声系统,更具体来说,涉及用于处理超声系统中的所接收数据以形成图像的系统和方法。

背景技术

[0002] 诊断医疗成像系统通常包括扫描部分和具有显示器的控制部分。例如,超声成像系统通常包括超声扫描装置、如具有换能器的超声探头,它们连接到超声系统,以便通过执行各种超声扫描(例如对体积或主体进行成像)来控制超声数据的采集。超声探头通常包括发射/接收元件的阵列或矩阵,它们发射超声波并且接收后向散射回波信号。超声系统可被控制成工作在不同的操作模式以及执行不同的扫描。然后处理所接收信号,以便形成图像供向用户显示。

[0003] 在超声系统中,波束形成器 (beamformer) 的处理能力或效能限制了可使用的波束形成技术。具体来说,一些波束形成技术会是复杂的或者是处理器密集型的。因此,在一些情况或应用中,波束形成可花费比采集时间更长的时间,使得波束形成的数据的实时查看是不可能的。此外,由于处理限制,在存储波束形成的数据的同时,可能不会显示图像。另外,如果要使用不同的波束形成技术,则需要多个扫描。需要这些多个扫描是因为在特定扫描期间采集超声信号时,执行一种类型的波束形成,它防止后续的波束形成在该采集的数据上执行。

[0004] 因此,常规超声系统的图像或体积帧速率和图像质量受到所使用的波束形成技术的波束形成器处理能力和效率的限制。

发明内容

[0005] 根据各个实施例,提供一种用于从超声数据来形成图像的方法。该方法包括从连接到超声探头的多个元件的多个通道采集通道超声数据,并且存储来自多个通道的通道超声数据。该方法还包括根据所采集的通道超声数据的处理来生成超声图像,并且显示超声图像。该方法还包括在超声图像被显示的同时对所存储的通道超声数据执行附加处理,并且显示通过附加处理所生成的更新的超声图像。

[0006] 根据其它各个实施例,提供一种用于超声系统中的波束形成的方法。该方法包括在数据采集期间根据超声系统的实时处理能力来执行超声波束形成,以及在图像回放期间执行附加波束形成,以便将图像质量增加到高于实时处理能力的图像质量等级。

[0007] 根据又其他的各个实施例,提供一种超声系统,它包括:超声探头,用于采集感兴趣对象的通道超声数据;以及存储器,用于存储由超声探头所采集的通道超声数据。超声系统还包括:显示器,用于显示超声图像;以及软件波束形成器,配置成对于通道超声数据进行波束形成以形成图像供在显示器上显示,并且在超声图像被显示的同时对通道超声数据进一步进行波束形成以形成更新的图像。

[0008] 根据又其他的各个实施例,提供一种用于从超声数据来形成图像的方法。该方法

包括从连接到超声探头的多个元件的多个通道采集通道超声数据,以及存储来自多个通道的通道超声数据。该方法还包括直接从所存储的通道超声数据来形成像素图像而无需创建波束,并且显示像素图像。该方法还包括在像素图像被显示的同时对所采集的通道超声数据执行附加处理,并且显示通过附加处理所形成的更新的超声图像。

附图说明

- [0009] 图 1 是示出根据各个实施例所执行的波束形成过程的框图。
- [0010] 图 2 是示出由根据各个实施例的波束形成过程所生成的不同图像的框图。
- [0011] 图 3 是示出根据各个实施例的波束形成所生成的具有改进图像质量或分辨率的图像的简图。
- [0012] 图 4 是根据各个实施例的超声波束形成的方法的流程图。
- [0013] 图 5 是根据各个实施例、具有用于执行波束形成的波束形成器的超声系统的简化框图。
- [0014] 图 6 是可实现各个实施例所结合的超声系统的框图。
- [0015] 图 7 是根据各个实施例所形成的图 6 的超声系统的超声处理器模块的框图。
- [0016] 图 8 是示出其中可实现各个实施例的具有三维 (3D) 能力的小型化超声系统的简图。
- [0017] 图 9 是示出其中可实现各个实施例的具有 3D 能力的手持或袖珍超声成像系统的简图。
- [0018] 图 10 是示出其中可实现各个实施例的具有 3D 能力的控制台类型超声成像系统的简图。

具体实施方式

[0019] 通过结合附图进行阅读之后,将会更好地理解上述发明内容以及某些实施例的以下详细描述。在附图示出各个实施例的功能块的简图的意义,功能块不一定指示硬件电路之间的划分。因此,例如,功能块(例如处理器或存储器)的一个或多个可在单个硬件(例如,通用信号处理器或者随机存取存储器块、硬盘等)或者多个硬件中实现。类似地,程序可以是独立程序,可以结合为操作系统中的子例程,可以是已安装软件包中的功能,等等。应当理解,各个实施例并不局限于附图所示的布置和工具。

[0020] 本文所使用的、以单数形式所述并且前面具有单词“一”的元件或步骤应该被理解为不排除多个所述元件或步骤的情况,除非明确说明了这种排除情况。此外,“一个实施例”的说法不是意在解释为排除也结合了所述特征的其它实施例的存在。此外,除非有对相反情况的明确说明,否则,“包括”或“具有”带特定性质的元件或多个元件的实施例可包括没有那种性质的附加元件。

[0021] 各个实施例提供用于例如波束形成等超声数据处理、特别是接收波束形成以生成图像的系统和方法。通过实施一些实施例,处理(例如波束形成)在现场扫描模式(live scanning mode)期间、例如在还可包括图像回放或图像定格(image freeze)的扫描会话期间完全或部分地执行。至少一个实施例的技术效果是使用例如波束形成(原本使用超声系统、根据该系统的处理能力或效能可能无法执行该波束形成)等处理来提供改进图像质

量。至少一个实施例的另一个技术效果包括使用具有较低处理能力或效能的超声系统来执行具有增加的图像质量的较高帧速率超声成像。

[0022] 根据各个实施例,用于从超声数据来形成图像的过程 30 通过图 1 的系统工作流程图示出。可实现该过程 30 以便使用不同类型的通道数据处理来生成或形成超声图像。应当注意,虽然过程 30 结合波束形成处理来描述,但是过程 30 和本文所述的实施例并不局限于波束形成处理,而是可实现为使用不同处理技术和方法来形成图像,例如直接从通道数据来形成像素图像而无需创建波束。一般来说,各个实施例可处理所存储的数据,以便在较低质量图像被显示的同时改进待显示图像的质量。因此,在各个实施例中并且如部分附图所示,当本文中提到波束形成时,附加或不同处理方法可被设想,并且可按照相同或相似的方式、例如使用相同或相似的系统工作流程来实现。

[0023] 应当注意,本文所述的生成或形成图像的各个实施例可包括用于形成图像的处理,它在一些实施例中包括波束形成而在其它实施例中并没有包括波束形成。例如,可例如通过将解调数据的矩阵与系数的矩阵相乘,使得该乘积为图像,来形成图像而无需波束形成,并且其中该过程没有形成任何“波束”。另外,图像的形成可使用可源自一个以上发射事件(transmit event)的通道组合来执行。

[0024] 在各个实施例中,形成图像的处理可包括例如对于各期望图像重构点来生成时间延迟的和 / 或相移的通道数据的一般线性组合,其中通道数据可源自相同或不同的超声发射事件,并且时间延迟 / 相移选择成将图像聚焦在图像重构点处或者附近。图像重构点的集合还可包括扫描线(向量)、显示器的像素或者其它适当几何形状。

[0025] 过程 30 一般包括在采用超声系统的图像数据采集期间以及此后使用一个或多个不同波束形成技术期间存储通道超声数据(例如原始通道数据)供处理。应当注意,当本文中提到的波束形成技术时,这一般指的是可由超声系统执行的任何类型的接收波束形成。过程 30 还可利用软件波束形成、硬件波束形成或者它们的组合。

[0026] 过程 30 示出时间上(示为在时间周期 T_1 至 T_5 期间)的波束形成处理工作流程的一个实施例。具体来说,在时间周期 T_1 ,超声系统在 32 发射波束(使用超声系统的探头),以便从对象、例如患者的感兴趣区域(ROI)采集超声数据(例如通道或原始数据)。发射波束根据待采集的期望或所需图像数据来形成。例如,根据所选或预定(根据操作模式)的接收波束形成技术,发射波束使用发射波束形成过程来形成。发射波束形成可以是任何适当类型的发射波束形成,它允许采集超声图像数据,例如用于生成某些类型的超声图像。

[0027] 此后,在时间周期 T_2 ,在 34 存储通道超声数据。例如,来自超声系统的多个通道 52 的每个的超声数据存储于系统存储器 50 中,如图 2 所示。因此,按每个通道 52 为各发射信号存储通道超声数据。例如,在 128 通道超声系统中,一组 128 个接收信号存储在存储器 50 中。相应地,在对所接收数据执行任何类型的波束形成之前,存储这个通道超声数据。相应地,在时间周期 T_2 中,来自多个通道 52 的通道超声数据在 36 被处理,并且具体来说是经过波束形成,以便生成波束形成的通道数据。应当注意,各个实施例中在 36 的处理与通道超声数据的接收和存储并行或同时执行。还应当注意,各个实施例中的通道超声数据的采集和存储在所有过程 30 的一部分期间继续进行。

[0028] 在 36 所执行的波束形成器处理可通过硬件、软件或者它们的组合来执行。例如,处理该通道超声数据,以便生成用于具有较低分辨率或图像质量、如基本图像质量的超声

图像以供显示。因此,在时间周期 T_3 ,在 38 显示具有降低的或基本图像质量的图像。例如,显示较低分辨率实时图像,它是当前探头图像采集的表示。因此,执行在 36 的处理,使得与图像数据采集并行地来显示超声图像,使得用户能够在执行超声扫描的同时查看图像。应当注意,在时间周期 T_3 ,也可存储波束形成的通道数据、即已经经过处理以生成较低分辨率图像的数据。

[0029] 当采集通道超声数据并且显示较低分辨率图像的同时,例如当探头仍然正采集超声数据并且显示较低分辨率图像的同时,在 40(例如在时间 T_3 期间)对通道数据(或者可选地对波束形成的通道数据)执行附加波束形成,以便改进图像质量。例如,可执行附加波束形成,以便生成较高分辨率图像。相应地,在一些实施例中,实时执行基本或较低等级波束形成,它可以是更高级或复杂波束形成的一部分。因此,实时显示从基本波束形成所形成的图像,而保存或存储从改进的波束形成(例如产生较高分辨率图像的高级波束形成)所形成的图像,使得在例如定格操作期间,已经执行该改进的波束形成的一些或者一部分。

[0030] 应当注意,在各个实施例中的附加波束形成通过软件波束形成器来执行,它可包括不同类型的波束形成,以便增强或改进当前显示图像或后续显示图像,如本文更详细描述。因此,在一些实施例中,当用户正观看(较低分辨率的)实时图像、回放图像和/或定格图像的同时,即,当例如在扫描会话期间采集超声数据的同时,图像质量或分辨率可被改进。

[0031] 应当注意,当本文中提到改进图像质量或分辨率时,这指的是任何类型的处理、如波束形成处理,它改变或更新所显示图像,例如以便于图像的观察(review)或分析。然后在 42,在时间周期 T_4 中,显示改进的质量图像。图像质量或分辨率可连续改进,使得所显示图像根据现场图像采集操作模式和/或回放/定格操作模式期间所执行(并且由图 1 中的多个箭头 44 表示)的附加波束形成处理来定期或继续更新。另外,所显示图像或图像电影环的图像质量例如在向用户回放图像序列期间可被改进。因此,在图像采集期间,实现实时处理帧速率(受到系统的处理能力限制),而在回放期间,超声系统的经处理的帧速率增加到高于实时处理帧速率。

[0032] 在各个实施例中,附加波束形成可当在预定义或预定时间周期之后、在超声系统的处理能力没有完全被利用或者低于预定等级的时间周期、或者它们的组合的时候,例如由用户终止现场扫描模式时来执行。在这个时间周期中,进一步处理通道数据或波束形成的通道数据,以改变图像质量或分辨率,例如以使用可包括高级波束形成技术的一个或多个波束形成技术来改进图像质量。例如,可执行下列处理或波束形成技术的一个或多个(或者它们的组合):增加的多线采集(MLA)、自适应波束形成、合成发射聚焦(synthetic transmit focus)、像差校正、合成孔径、杂波减小(clutter reduction)和/或自适应噪声控制。

[0033] 此后,在时间周期 T_5 中,在 46 显示最终波束形成的图像,它可包括其中由用户在 T_1 所选的波束形成已经被完成的图像。另外,还可访问所存储通道数据,以便将不同的波束形成技术应用于那个数据。相应地,在 48 可显示一个或多个图像,其中对其应用了一个或多个不同的波束形成技术。经过不同波束形成的图像可在显示器上单独或同时显示。还可对所渲染的四维(4D)图像和/或对一个或多个二维(2D)图像层片或者三维(3D)图像体积执行或应用不同波束形成技术。

[0034] 因此,如图 2 所示,存储器 50 中存储的可以是通道数据或经处理的通道数据的超声数据被利用以用于生成一个或多个超声图像供显示。例如,可实时或者在现场扫描模式(同时采集超声数据)期间显示基本质量图像 54,该图像具有比中间或最终显示图像更低的图像质量或分辨率。另外,例如在用户正查看特定图像时的定格操作模式期间,可形成一个或多个改进质量图像 56,例如在定格模式期间可执行超声数据的附加波束形成或其它处理,以便生成具有改进波束形成的图像(例如改进质量图像),可将它存储供以后、例如在定格模式终止或结束之后查看。附加改进质量图像 58 还可在采集后显示,例如在现场扫描模式终止之后。图像 58 可以是根据用于生成图像 54 和 / 或 56 的所选波束形成的最终处理的、如最终波束形成处理的图像,或者可以是使用通道超声数据进行采集后的不同处理或波束形成技术所生成的图像。

[0035] 因此,在操作中,如图 3 所示,最初可显示基本质量图像 54,其中用户能够确定例如对象的取向并且识别较大界标,但是分辨率较低,使得对象的详细特征可能不清楚。应当注意,所示基本质量图像 54 是来自可向用户显示的电影环的单个图像。然后改进图像质量或分辨率,它可以是递增改进,使得显示更新的图像。例如,改进质量图像 56a 在处理图像数据的部分附加帧之后部分地改进或改进了一部分并且被生成,由此限定更新的图像。改进质量图像 56a 可具有拥有较高图像质量或分辨率的图像的一部分(例如图像的一半)。因此,随着处理了超声数据的更多帧,所显示图像质量或分辨率得到改进。相应地,如可作为最终图像的改进质量图像 56b 中所示,图像的质量或分辨率得到改进,使得对象的详细特征更为清楚。

[0036] 根据各个实施例,可执行图 4 所示的用于超声波束形成的方法 60。方法 60 一般在扫描模式或扫描会话期间、例如在图像回放或图像定格模式期间改进图像质量或分辨率。具体来说,在 62 确定所选波束形成技术(如波束形成方法)。例如,由用户所选的将要对所采集超声数据来执行的特定波束形成根据用户输入或操作模式来确定。

[0037] 此后,在 62 根据所选波束形成技术来发射超声波束。例如,发射波束形成根据所选波束形成技术来执行,以便采集超声数据、如感兴趣对象的超声图像数据。在 66,在执行接收波束形成之前,将所接收超声数据作为通道超声数据来保存。然后在 68,例如处理所保存的通道超声数据以对所保存的通道超声数据进行波束形成。应当注意,在各个实施例中,通道超声数据继续保存在长期存储器中,同时对复制到临时或短期存储器的通道超声数据执行波束形成处理。还应当注意,在这里、即在现场扫描模式期间实时执行的波束形成以较高体积速率来提供具有较低分辨率的图像,它可包括较低线密度(linedensity)。

[0038] 然后在 70,使用波束形成的通道数据以用于生成和显示具有基本图像质量(例如较低线密度)的超声图像。因此,基本图像具有较低图像质量或分辨率。还存储通道数据,使得在图像回放或定格期间,所显示图像的质量或分辨率在 72 被改进,如本文更详细进行描述。具体来说,使用所选波束形成技术(其被执行了一部分以生成具有基本图像质量的图像),对通道数据来执行附加波束形成。例如,在图像的所显示电影环(例如图像的重复电影环)期间,例如通过处理波束形成通道数据的更多帧,以便产生具有增加数量的接收线(receiveline)或者其它改进图像特性或质量的图像,来改进图像的质量或分辨率。

[0039] 然后在 74 显示改进质量图像。例如,如本文更详细描述,图像的质量或分辨率可在图像的电影环的重复环期间递增或连续增加。另外,不同类型的波束形成可对例如所保

存的通道超声数据（其预先被波束形成）来执行，并且还在 76 显示，它可与改进质量图像分开或者同时显示。

[0040] 因此，波束形成在现场扫描模式、回放模式、定格模式期间和 / 或图像采集之后执行。例如，在回放模式期间，波束形成在后台操作中执行，使得提供实时后台波束形成处理。

[0041] 在操作中以及例如在 MLA 采集中，发射单超声波束，其中与各发射波束对应的多个波束被接收。在 4D 的成像的应用中，较高帧速率被使用以用于例如 16MLA 和 32MLA 成像。使用各个实施例的超声系统可具有产生 8MLA 的处理能力，但通过各个实施例的波束形成，可生成 16MLA 或 32MLA 的图像。例如，在 32MLA 成像应用中，各个实施例可在现场扫描模式期间执行 16MLA 处理以及在回放阶段中执行 16MLA 处理。因此，在现场扫描模式和回放模式期间使用大约相等的处理时间量来生成更高分辨率 32MLA 图像。应当注意，所存储通道超声数据（其被预先波束形成）也可使用不同技术来进行波束形成，例如自适应波束形成，该波束形成例如由软件波束形成来执行。

[0042] 作为一个示例，各个实施例允许在一个心跳中采集整个心脏体积，并且然后以改进或最佳可实现图像质量在具有减小或有限计算或处理能力 / 资源的超声系统或扫描仪上来定格后显示 (post-freeze display)。各个实施例还允许对超声数据的同一个集合应用不同波束形成技术（例如组织和 B 流），而无需重复进行扫描。应当注意，各个实施例并不局限于定格后波束形成 (post-freeze beamforming)，而是也可结合定格后向量处理和图像处理来实现。例如，高级向量处理、如频率复合 (frequency compounding) 使用加倍的计算或处理资源，这在实时中不可得到，但在定格后中可应用。

[0043] 各个实施例可使用图 5 至图 7 所示的超声成像系统 100 来实现。具体来说，图 5 是示出包括软件波束形成器架构的超声系统 100 的简化框图。超声系统 100 配置成使用探头 106 来采集超声数据，其中超声信号的传输和接收由前端 101 来提供，如图所示，它没有包括硬件实现的接收波束形成器。但是，应当注意，可选地可提供硬件实现的接收波束形成器，以便执行某个波束形成，本文中更详细进行描述。前端 101 一般包括发射器 / 接收器，它们可通过例如专用集成电路 (ASIC) 或现场可编程门阵列 (FPGA) 来实现。前端 101 经由多个数据通道连接到后端 103，其中多个数据通道将通道超声数据从前端 101 传递给后端 103。后端 103 一般包括软件实现的波束形成器和 IQ/RF 处理器，下面更详细描述。这些处理功能可由中央处理单元 (CPU)、通用处理单元 (GPU) 或者任何类型的可编程处理器来执行。

[0044] 图 6 示出超声系统 100 的更详细框图。超声系统 100 能够电或机械式地操纵声束（例如在 3D 空间），并且可配置成采集与可按照本文详细描述来定义或调整的受检者或患者中的感兴趣区域 (ROI) 的多个 2D 表示或图像对应的信息。超声系统 100 可配置成采集例如在一个或多个取向平面的 2D 图像。超声系统 100 还能够执行后台实时波束形成，以便增加超声系统 100 的波束形成能力。

[0045] 超声系统 100 包括发射器 102，它在波束形成器 110 的指导下驱动探头 106 中的元件 104（例如压电元件）的阵列，以便将脉冲超声信号发射到体内。可使用各种几何形状。超声信号从人体内的结构、如血细胞或肌肉组织后向散射，以便产生返回到元件 104 的回波。回波由接收器 108 接收。将所接收的回波作为通道超声数据保存在存储器 105 中，以及传递给软件波束形成器 110，它执行如本文详细描述接收波束形成并且输出 RF 信号。

应当注意,波束形成器 110 配置成执行如本文所述的基本波束形成,并且还提供高级波束形成器 111,以便执行如本文所述的高级波束形成。波束形成器 110 和 111 例如可通过相同软件来实现。波束形成的超声数据(又称作波束形成数据)还可存储在存储器 105 或存储器 122 中。然后,RF 信号经过 RF 处理器 112。或者,RF 处理器 112 可包括复解调器(未示出),它对 RF 信号进行解调,以便形成表示回波信号的 IQ 数据对。然后,RF 或 IQ 信号数据可直接路由到存储器 114 供存储。在一些实施例中,硬件接收波束形成器可设置在前端 101 中。

[0046] 在上述实施例中,波束形成器 110 作为接收波束形成器进行操作。还提供发射波束形成器(未示出)。在一个备选实施例中,探头 106 可选地包括具有探头内部的子孔径接收波束形成的 2D 阵列。波束形成器 110 可对每个电信号进行延迟、切趾(apodize)以及将其与从探头 106 所接收的其它电信号进行相加。相加信号表示来自超声波束或线的回波。相加信号从波束形成器 110 输出给 RF 处理器 112。RF 处理器 112 可为多个扫描平面或不同的扫描模式生成不同的数据类型,例如 B 模式、彩色多普勒(速度/功率/方差)、组织多普勒(速度)和多普勒能量。例如,RF 处理器 112 可为多扫描平面生成组织多普勒数据。RF 处理器 112 收集与多个数据层片相关的信息(例如 I/Q、B 模式、彩色多普勒、组织多普勒和多普勒能量信息),并且将该数据信息(可包括时标和取向/旋转信息)存储在存储器 114 中。

[0047] 超声系统 100 还包括处理器 116,以便处理所采集的超声信息(例如 RF 信号数据或 IQ 数据对),并且预备超声信息帧供在显示器 118 上显示,其中具有按照本文更详细所述的所改进的图像质量或分辨率。处理器 116 适合按照所采集超声数据上的多个可选择超声波形态(ultrasound modality)来执行一个或多个处理操作。当接收到回波信号时,所采集的超声数据可在扫描会话期间实时处理和显示,这可包括在由实现本文所述的各个实施例的一个或多个、如本文描述的波束形成的实时处理控制器模块 130 所控制的现场扫描模式或回放模式期间改进图像质量或分辨率。作为补充或替代,超声数据可在扫描会话期间临时存储在存储器 114 中,并且然后在离线操作中被处理和显示。

[0048] 处理器 116 连接到用户接口 124(它可包括鼠标、键盘等等),它可控制处理器的操作,下面更详细地说明。显示器 118 包括向用户呈现包括诊断超声图像的患者信息供诊断和分析的一个或多个监视器。存储器 114 和存储器 122 的一个或二者可存储超声数据的二维(2D)或三维(3D)数据集,其中这类 2D 和 3D 数据集被访问以便呈现 2D(和/或 3D 图像),它们可处于波束形成的不同状态。图像可经过修改,并且显示器 118 的显示设定也可使用用户接口 124 手动调整。

[0049] 连接到处理器 116 的实时处理控制器模块 130 可以是运行于处理器 116 的软件或者是作为处理器 116 的一部分所提供的硬件。实时处理控制器模块 130 控制软件波束形成,如本文更详细描述。

[0050] 应当注意,虽然各个实施例可结合超声系统来描述,但是该方法和系统并不局限于超声成像或者其特定配置。各个实施例可结合不同类型的成像系统来实现,包括例如多形态成像系统,其中具有超声成像系统以及 x 射线成像系统、磁共振成像(MRI)系统、计算机断层扫描(CT)成像系统、正电子发射断层扫描(PET)成像系统其中之一,等等。此外,各个实施例可在非医疗成像系统、例如诸如超声焊接测试系统或机场行李扫描系统等无损测

试系统中实现。

[0051] 图 7 示出超声处理器模块 136 的示范框图,它可体现为图 6 的处理器 116 或者它的一部分。超声处理器模块 136 在概念上示为子模块的集合,但是可采用专用硬件板、DSP、处理器等的任何组合来实现。备选地,图 10 的子模块可采用具有单个处理器或多个处理器的现货供应 PC 来实现,其中的功能操作分布于这些处理器之间。作为另一个选项,图 7 的子模块可采用混合配置来实现,其中,某些模块化功能采用专用硬件来执行,而其余模块化功能则采用现货供应 PC 等等来执行。子模块还可作为处理单元中的软件模块来实现。

[0052] 图 7 所示的子模块的操作可由本地超声控制器 150 或者由处理器模块 136 来控制。子模块 152-164 执行中间处理器操作。超声处理器模块 136 可接收若干形式之一的超声数据 170。在图 6 的实施例中,所接收的超声数据 170 由表示与各数据样本关联的实数和虚数部分的 I, Q 数据对构成。将 I, Q 数据对提供给色彩流子模块 152、功率多普勒子模块 154、B 模式子模块 156、频谱多普勒子模块 (spectral Dopolar sub-module) 158 和 M 模式子模块 160 中的一个或多个。可选地可包括其它子模块,例如声音辐射力脉冲 (ARFI) 子模块 162 和组织多普勒 (TDE) 子模块 164 以及其他。

[0053] 子模块 152-164 的每个配置成按照对应方式来处理 I, Q 数据对,以便生成色彩流数据 172、功率多普勒数据 174、B 模式数据 176、频谱多普勒数据 178、M 模式数据 180、ARFI 数据 182 和组织多普勒数据 184,它们全部可在后续处理之前临时存储在存储器 190 (或者图 5 所示的存储器 114 或存储器 122) 中。例如,B 模式子模块 156 可生成 B 模式数据 176,其中包括多个 B 模式图像平面 (例如在双平面或三平面图像采集中),本文更详细描述。

[0054] 数据 172-184 例如可作为向量数据值的集合来存储,其中每个集合定义单独的超声图像帧。向量数据值一般根据极坐标系来组织。

[0055] 扫描转换器子模块 192 访问存储器 190 并且从其中获得与图像帧关联的向量数据值,并且将向量数据值集合转换成 Cartesian 坐标以生成格式化以供显示的 ultrazno、image rare 194 以及超声图像帧 195。

[0056] 可将由扫描转换器模块 192 所生成的超声图像帧 195 返回提供给存储器 190 供后续处理,或者可将其提供给存储器 114 或存储器 122。

[0057] 一旦扫描转换器子模块 192 生成与例如 B 模式图像数据等等关联的超声图像帧 195,则图像帧可重新存储在存储器 190 中或者通过总线 196 传递给数据库 (未示出)、存储器 114、存储器 122 和 / 或其它处理器。

[0058] 扫描转换的数据可转换为 X, Y 格式供视频显示,以便产生超声图像帧。将扫描转换的超声图像帧提供给显示控制器 (未示出),它可包括将视频映射到灰度级映射供视频显示的视频处理器。灰度图 (grey-scale map) 可表示通道图像数据到显示的灰度等级的传递函数。一旦将视频数据映射到灰度级值,则显示控制器控制显示器 118 (图 6 所示),显示器 118 可包括用于显示图像帧的一个或多个监视器或显示窗口。显示器 118 中显示的图像从数据的图像帧中产生,该数据中各数据指示显示器中的相应像素的强度或亮度。

[0059] 又参照图 7,2D 视频处理器子模块 194 组合从不同类型的超声信息所生成的帧的一个或多个。例如,通过将一种类型的数据映射到灰度图并且将另一种类型的数据映射到彩色图供视频显示,2D 视频处理器子模块 194 可组合不同的图像帧。在最终的显示图像中,彩色像素数据可重叠在灰度级像素数据上,以便形成单个多模图像帧 198 (例如功能图

像),它再次可重新存储在存储器 190 中或者通过总线 196 传递。图像连续帧可作为电影环存储在存储器 190 或存储器 122(图 6 所示)中。电影环表示捕获向用户显示的图像数据的先进先出循环图像缓冲器。用户可通过在用户接口 124 输入定格命令来定格电影环。用户接口 124 可包括例如键盘和鼠标以及与将信息输入到超声系统 100(图 6 所示)关联的所有其它输入控件。

[0060] 3D 处理器子模块 200 还由用户接口 124 来控制,并且访问存储器 190,以便获得 3D 超声图像数据,以及例如通过已知的体积渲染或表面渲染算法来生成三维图像。三维图像可采用各种成像技术来生成,例如射线造型(ray-casting)、最大强度像素投影等等。

[0061] 图 6 的超声系统 100 可包含在例如膝上型计算机或袖珍系统等小型系统中以及在较大控制台类型系统中。图 8 和图 9 示出小型系统,而图 10 示出较大系统。

[0062] 图 8 示出具有 3D 能力的小型化超声系统 300,它具有可配置成采集 3D 超声数据或多平面超声数据的探头 332。例如,探头 332 可具有先前针对图 6 的探头 106 所述的元件 104 的 2D 阵列。提供用户接口 334(其还可包括集成显示器 336),以便接收来自操作员的命令。本文所使用的“小型化”表示超声系统 330 是手持或手拿式装置,或者配置成在人手、口袋、公文包大小的小箱或背包中携带。例如,超声系统 330 可以是具有典型膝上型计算机的大小的手拿式装置。超声系统 330 易于由操作员携带。集成显示器 336(例如内部显示器)配置成显示例如一个或多个医疗图像。

[0063] 图 9 示出手拿式或袖珍超声成像系统 350,其中显示器 352 和用户接口 354 形成单个单元。作为举例,袖珍超声成像系统 350 可以是大约 2 英寸宽、大约 4 英寸长以及大约 0.5 英寸厚、重量小于 3 盎司的袖珍或手掌大小的超声系统。袖珍超声成像系统 350 一般包括显示器 352、用户接口 354,它可以包括或者可以不包括键盘类型接口以及用于连接到扫描装置、如超声探头 356 的输入/输出(I/O)端口。显示器 352 可以是例如 320×320 像素彩色 LCD 显示器(在其上可显示医疗图像 390)。按钮 382 的打字机式键盘 380 可以可选地包含在用户接口 354 中。

[0064] 图 9 示出手拿式或袖珍超声成像系统 350,其中显示器 352 和用户接口 354 形成单个单元。作为举例,袖珍超声成像系统 350 可以是大约 2 英寸宽、大约 4 英寸长以及大约 0.5 英寸厚、重量小于 3 盎司的袖珍或手掌大小的超声系统。袖珍超声成像系统 350 一般包括显示器 352、用户接口 354,它可以包括或者可以不包括键盘类型接口以及用于连接到扫描装置、如超声探头 356 的输入/输出(I/O)端口。显示器 352 可以是例如 320×320 像素彩色 LCD 显示器(在其上可显示医疗图像 190)。按钮 382 的打字机式键盘 380 可以可选地包含在用户接口 354 中。

[0065] 可按照系统操作模式(例如显示不同的视图)分别向多功能控件 384 分配功能。因此,多功能控件 384 的每个可配置成提供多个不同动作。与多功能控件 384 关联的标签显示区域 386 可根据需要包含在显示器 352 上。系统 350 可还具有用于特殊功能的附加按键和/或控件 388,它们可包括但不限于“定格”、“深度控制”、“增益控制”、“彩色模式”、“打印”和“存储”。

[0066] 标签显示区域 386 的一个或多个可包括标签 392 以指示被显示的视图,或者允许用户选择要显示的被成像对象的不同视图。不同视图的选择还可通过关联多功能控件 384 来提供。显示器 352 还可具有文本显示区域 394,用于显示与所显示图像视图相关的信息

(例如与所显示图像关联的标签)。

[0067] 应当注意,各个实施例可结合具有不同尺寸、重量和功率消耗的小型化或小尺寸超声系统来实现。例如,袖珍超声成像系统 350 和小型化超声系统 300 可提供与系统 100(图 6 所示)相同的扫描和处理功能性。

[0068] 图 10 示出设置在活动底座 402 上的超声成像系统 400。便携超声成像系统 400 又可称作基于推车的系统。提供显示器 404 和用户接口 406,并且应当理解,显示器 404 可与用户接口 406 分离或者与其可分离。用户接口 406 可选地可以是触摸屏,从而允许操作人员通过触摸所显示的图形、图标等选择选项。

[0069] 用户接口 406 还包括控制按钮 408,它们可用于根据期望或需要和/或按照通常所提供的来控制便携超声成像系统 400。用户接口 406 提供多个界面选项,用户可物理操纵界面选项以便与可显示的超声数据和其它数据进行交互,以及输入信息以及设置和改变扫描参数和查看角度等等。例如,可提供键盘 410、轨迹球 412 和/或多功能控件 414。

[0070] 应当注意,各个实施例可通过硬件、软件或者它们的组合来实现。各个实施例和/或部件、例如模块或者其中的部件和控制器也可实现为一个或多个计算机或处理器的组成部分。各个实施例和/或部件可按照不同顺序或布置来实现。计算机或处理器可包括计算装置、输入装置、显示单元以及例如用于访问因特网的接口。计算机或处理器可包括微处理器。微处理器可连接到通信总线。计算机或处理器还可包括存储器。存储器可包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可包括存储装置,它可以是硬盘驱动器或可拆卸存储装置,例如软盘驱动器、光盘驱动器等。存储装置也可以是用于将计算机程序或其它指令加载到计算机或处理器中的其它相似部件。

[0071] 本文所使用的术语“计算机”或“模块”可包括任何基于处理器或者基于微处理器的系统,其中包括使用微控制器、简化指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够运行本文所述的功能的任何其它电路或处理器的系统。上述示例只是示范性的,因而并不是意在以任何方式限制术语“计算机”的定义和/或含意。

[0072] 计算机或处理器运行一个或多个存储元件中存储的指令集,以便处理输入数据。存储元件还可根据期望或需要存储数据或其它信息。存储元件可采取处理机中的信息源或物理存储器元件的形式。

[0073] 指令集可包括各种命令,它们指示作为处理机的计算机或处理器执行例如本发明的各个实施例的方法和过程等特定操作。指令集可采取软件程序的形式。软件可采取各种形式,例如系统软件或应用软件,并且可作为有形和非暂时计算机可读介质来体现。此外,软件可采取单独程序或模块的集合、较大程序中的程序模块或者程序模块的一部分的形式。软件还可包括采取面向对象编程(programming)形式的模块编程。由处理机对输入数据的处理可响应操作员命令或者响应先前处理的结果或者响应另一个处理机所进行的请求而进行。

[0074] 本文所使用的术语“软件”和“固件”是可互换的,并且包括存储器中存储供计算机执行的任何计算机程序,其中存储器包括 RAM 存储器、ROM 存储器、EPROM 存储器、EEPROM 存储器和非易失性 RAM(NVRAM)存储器。上述存储器类型只是示范性的,因而并不是限制在可用于存储计算机程序的存储器的类型。

[0075] 大家要理解,以上描述只是说明性而不是限制性的。例如,上述实施例(和/或其

方面)可相互结合使用。另外,可进行多种修改以使具体情况或材料适于各个实施例的理论,而没有背离其范围。虽然本文所述材料的尺寸和类型意在限定了各个实施例的参数,但是这些实施例决不是限制性的,而只是示范实施例。通过阅读以上描述,本领域的技术人员将会清楚地知道其它许多实施例。因此,各个实施例的范围应当参照所附权利要求连同这类权利要求涵盖的完整等同范围共同来确定。在所附权利要求书中,术语“包含”和“在其中”用作相应术语“包括”和“其中”的普通语言的等同语。此外,在以下权利要求书中,术语“第一”、“第二”和“第三”等只用作标记,而不是意在对其对象施加数字要求。此外,以下权利要求书的限制并不是按照部件加功能格式编写的,并且不是意在根据 35U. S. C. § 112 第六节来解释,除非并且仅在这类权利要求的限制明确使用词语“用于... 的部件”加上功能陈述而没有其它结构的情况才这样解释。

[0076] 本书面描述使用包括最佳模式的示例来公开各个实施例,并且还使本领域的技术人员能够实施各个实施例,包括制作和使用任何装置或系统,以及执行任何结合方法。各个实施例的专利范围由权利要求书来限定,并且可包括本领域的技术人员想到的其它示例。如果示例具有与权利要求书的文字语言完全相同的结构元件,或者如果示例包括具有与权利要求书的文字语言的非实质差异的等效结构元件,则这类其它示例意在落入权利要求书的范围之内。

[0077] 部件列表

[0078]

30	过程	100	超声系统
32	发射波束以采集超声数据	101	前端
34	存储通道数据	102	发射器
36	对通道数据进行波束形成	103	后端
38	显示基本质量图像	104	元件
40	改进图像质量-高级波束形成	105	存储器
42	显示改进质量图像	106	探头
44	箭头	108	接收器
46	显示最终波束形成的图像	110	波束形成器
48	显示具有不同波束形成的图像	111	波束形成器
50	存储器	112	RF 处理器
52	通道	114	存储器
54	图像	116	处理器
56	图像	118	显示器
58	图像	122	存储器
60	方法	124	用户接口
62	确定所选波束形成图像	130	处理控制器模块
136	超声处理器模块	176	B 模式数据
150	超声控制器	178	多普勒数据
152	子模块	180	M 模式数据

[0079]

154	子模块	182	ARFI 数据
156	子模块	184	数据
158	子模块	190	存储器
160	子模块	192	子模块
162	子模块	194	处理器子模块
164	子模块	195	超声图像帧
170	超声数据	196	总线
172	数据	198	图像帧
174	多普勒数据	200	处理器子模块
300	小型化超声系统	382	按钮
330	超声系统	384	多功能控件
332	探头	386	标签显示区域
334	用户接口	388	控件
336	集成显示器	190	医疗图像
338	外部装置	392	标签
340	有线或无线网络	394	文本显示区域
350	超声成像系统	400	超声成像系统
352	显示器	402	活动底座
354	用户接口	404	显示器
356	超声探头	406	用户接口
380	打字机式键盘	408	控制按钮
410	键盘	412	轨迹球
414	多功能控件		
66	将所接收数据作为通道超声数据来保存		
68	对通道超声数据进行波束形成		
70	生成和显示具有基本图像质量的超声图像/存储波束形成通道超声数据		

[0080]

72	使用波束形成技术来改进所存储超声数据的图像质量
74	显示改进质量图像
76	显示附加波束形成的超声图像

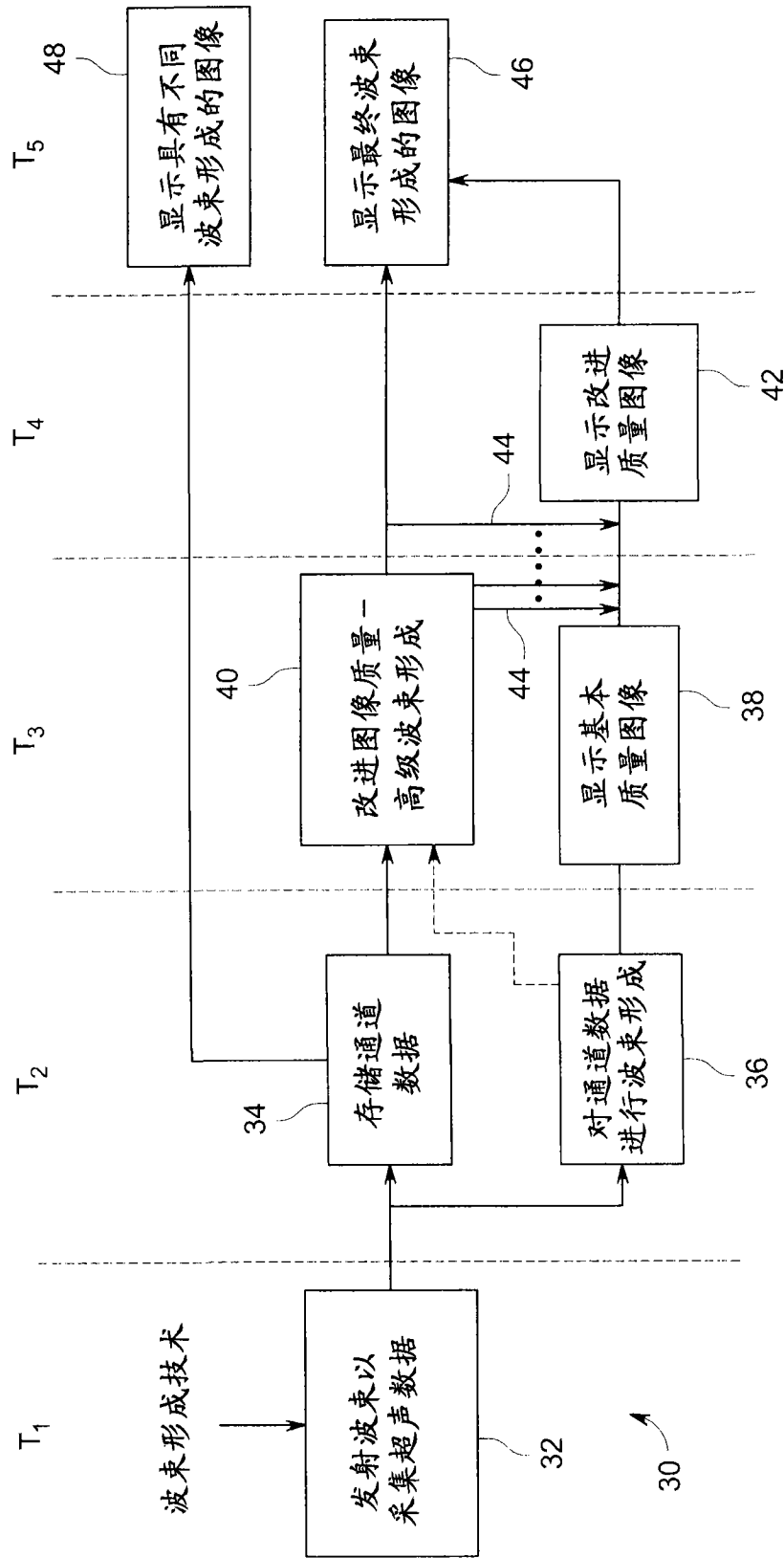


图 1

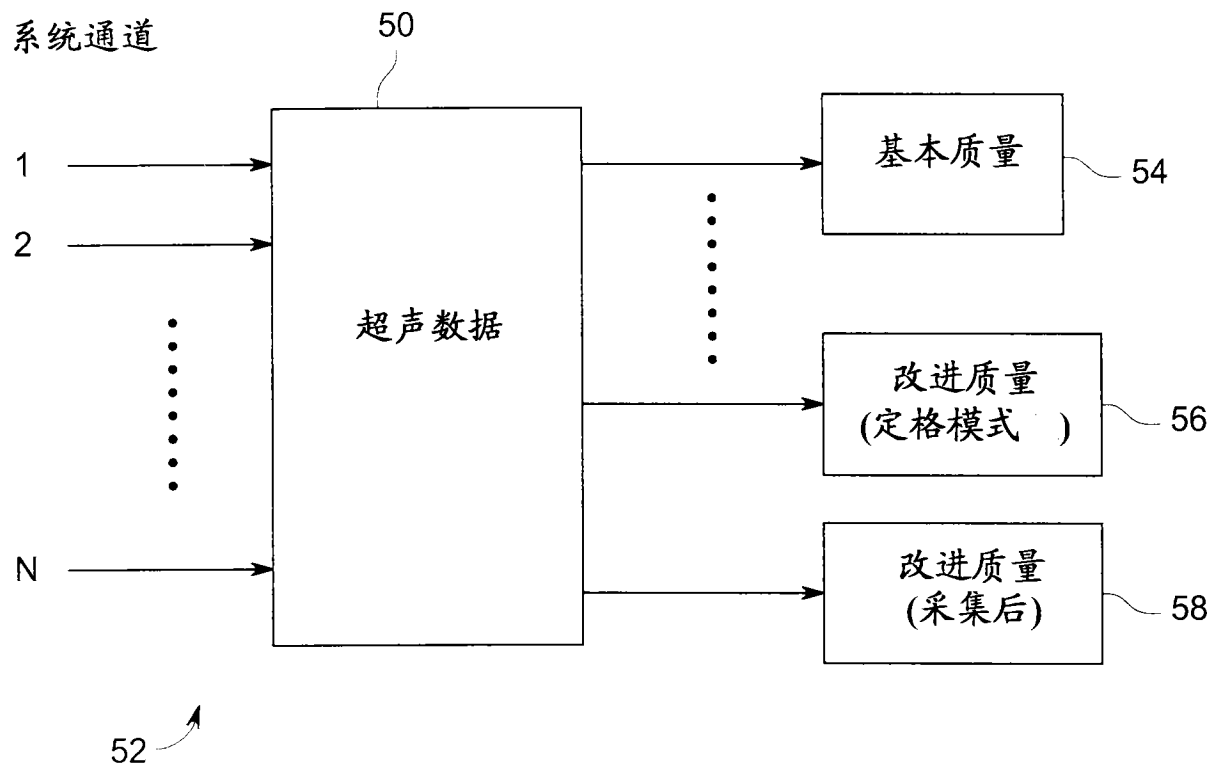


图 2

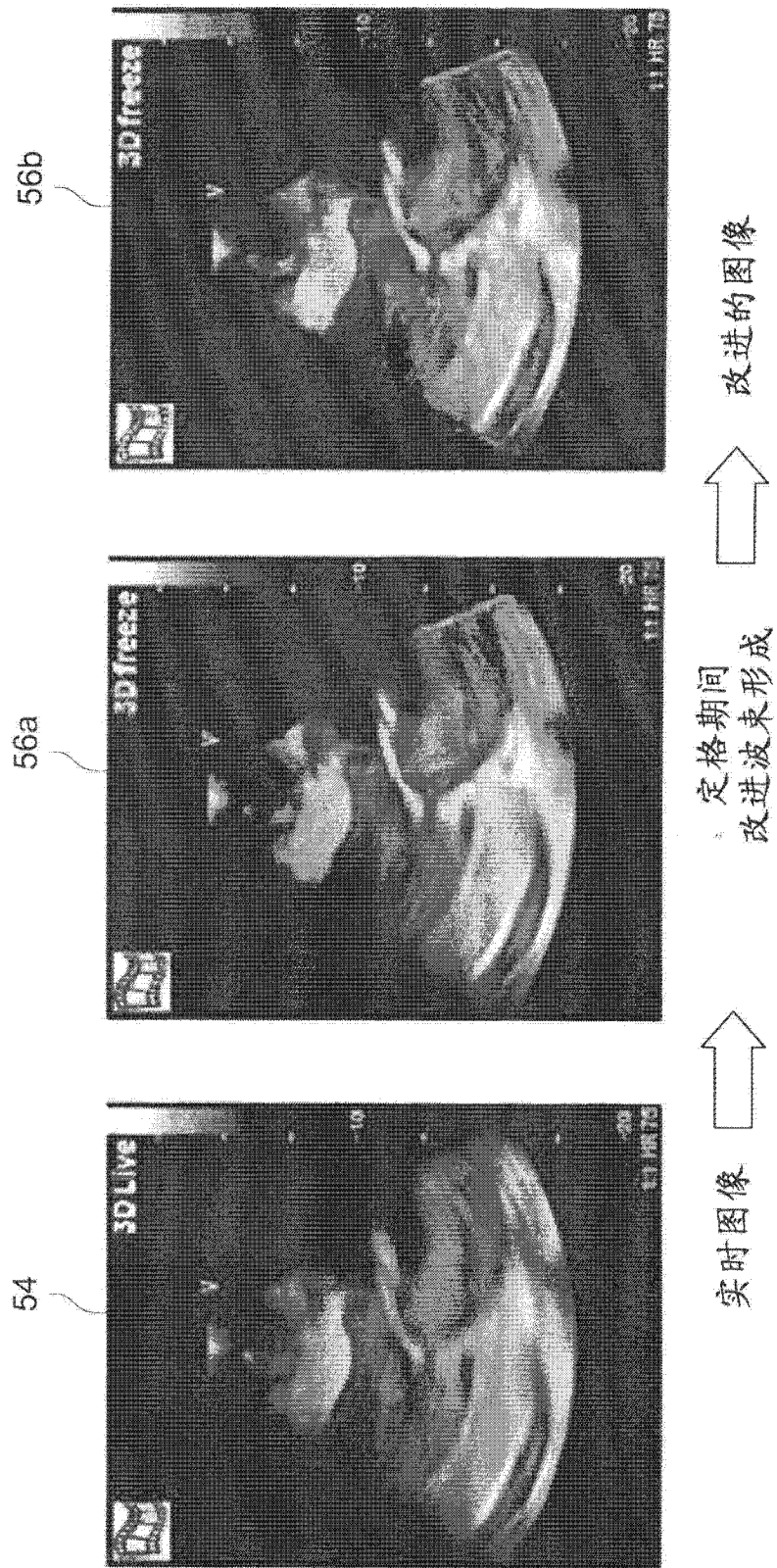


图 3

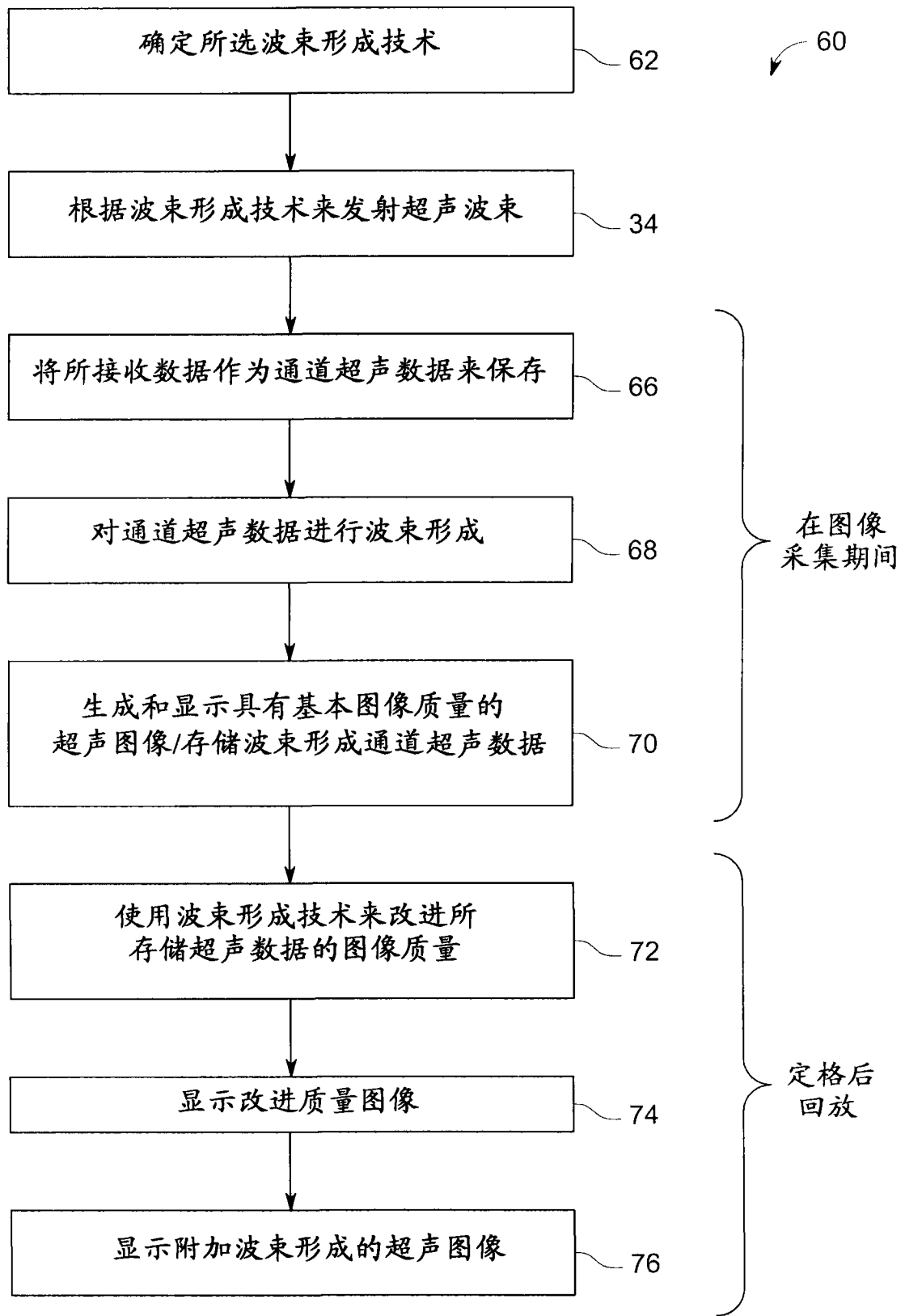


图 4

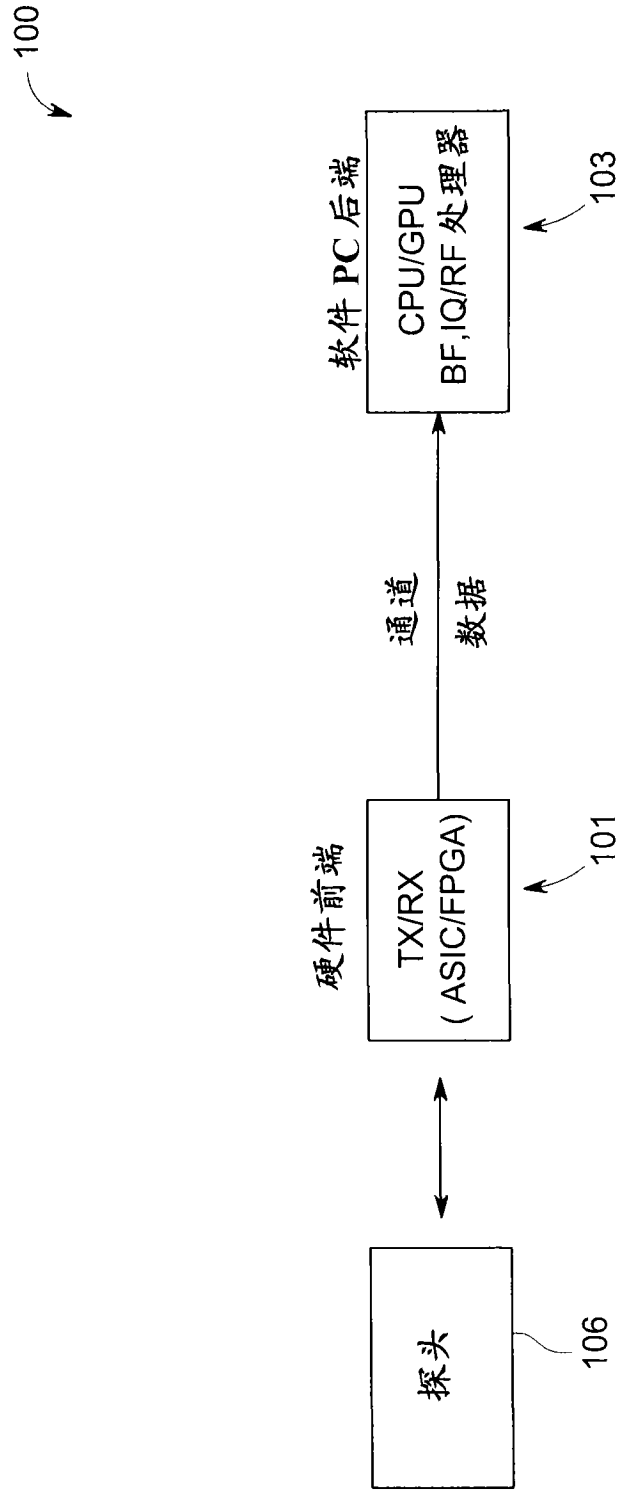


图 5

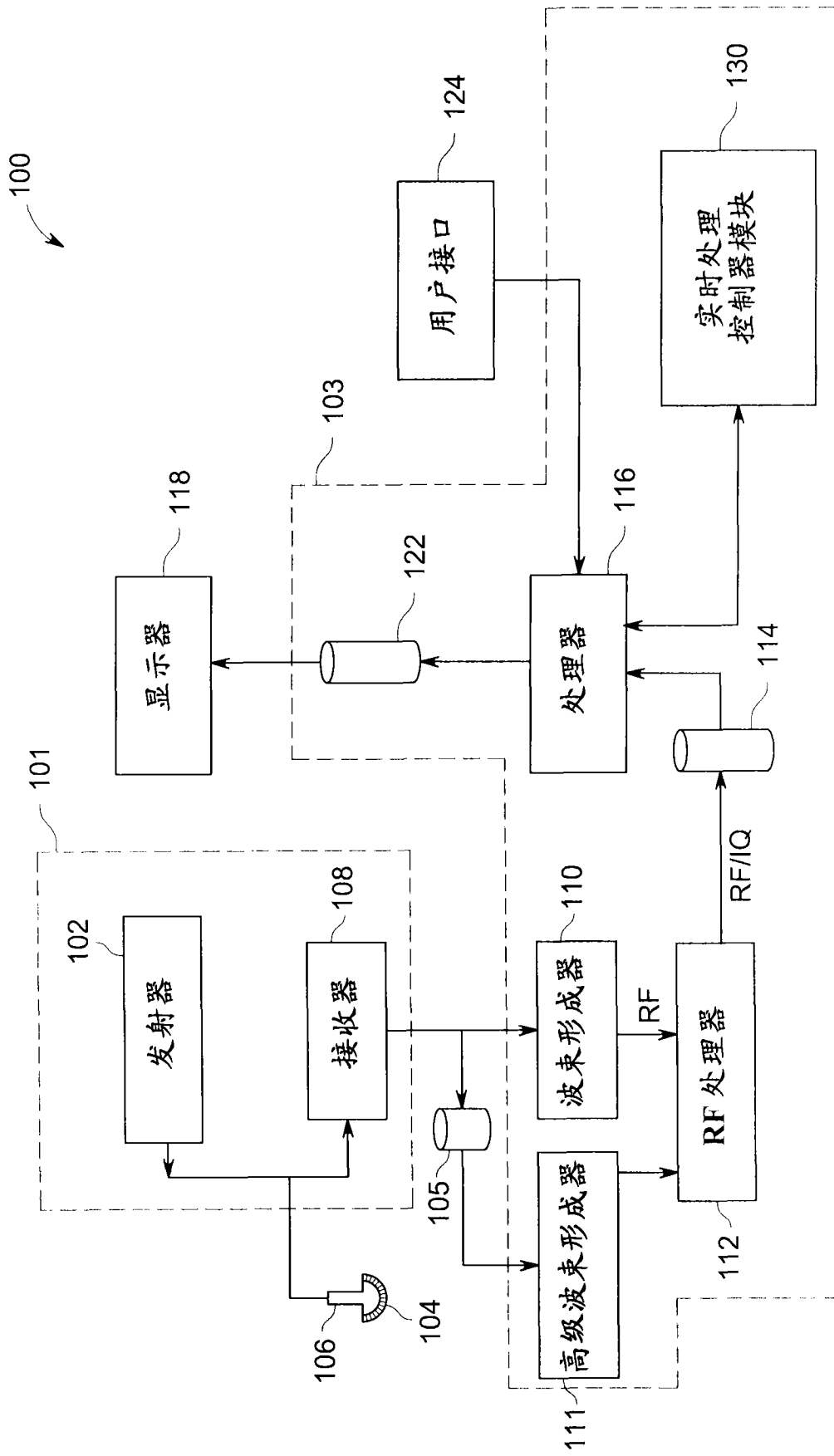


图 6

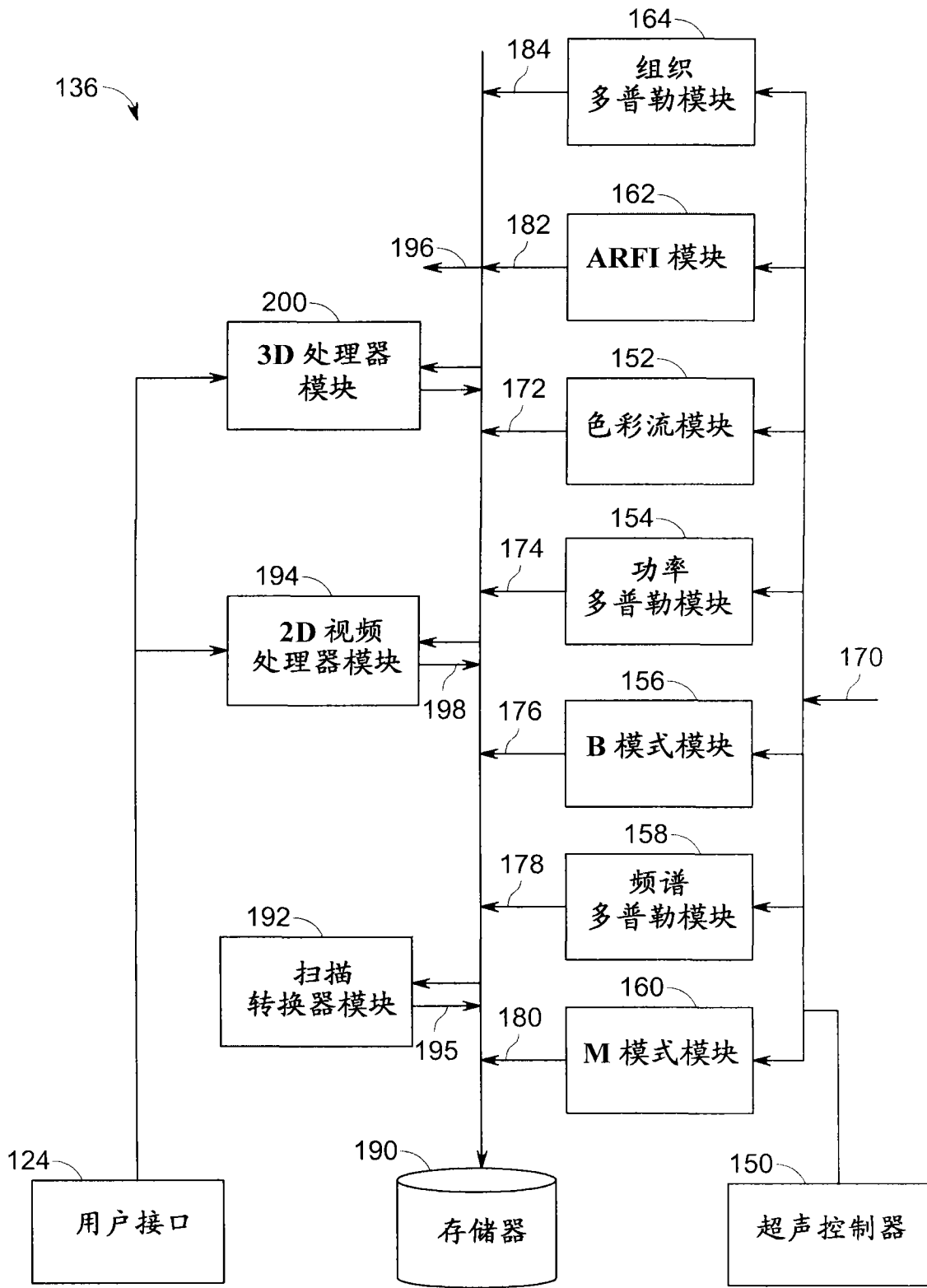


图 7

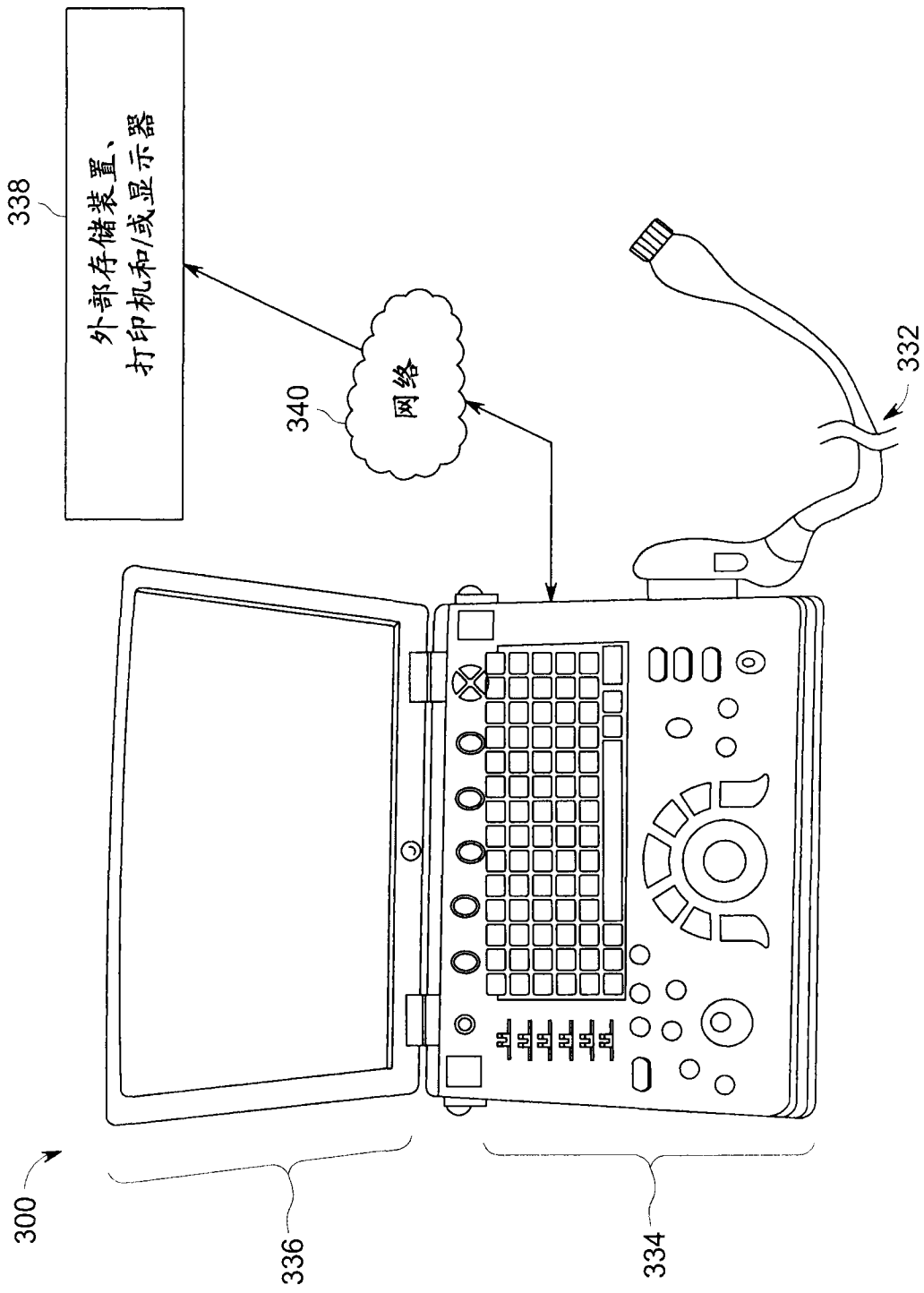


图 8

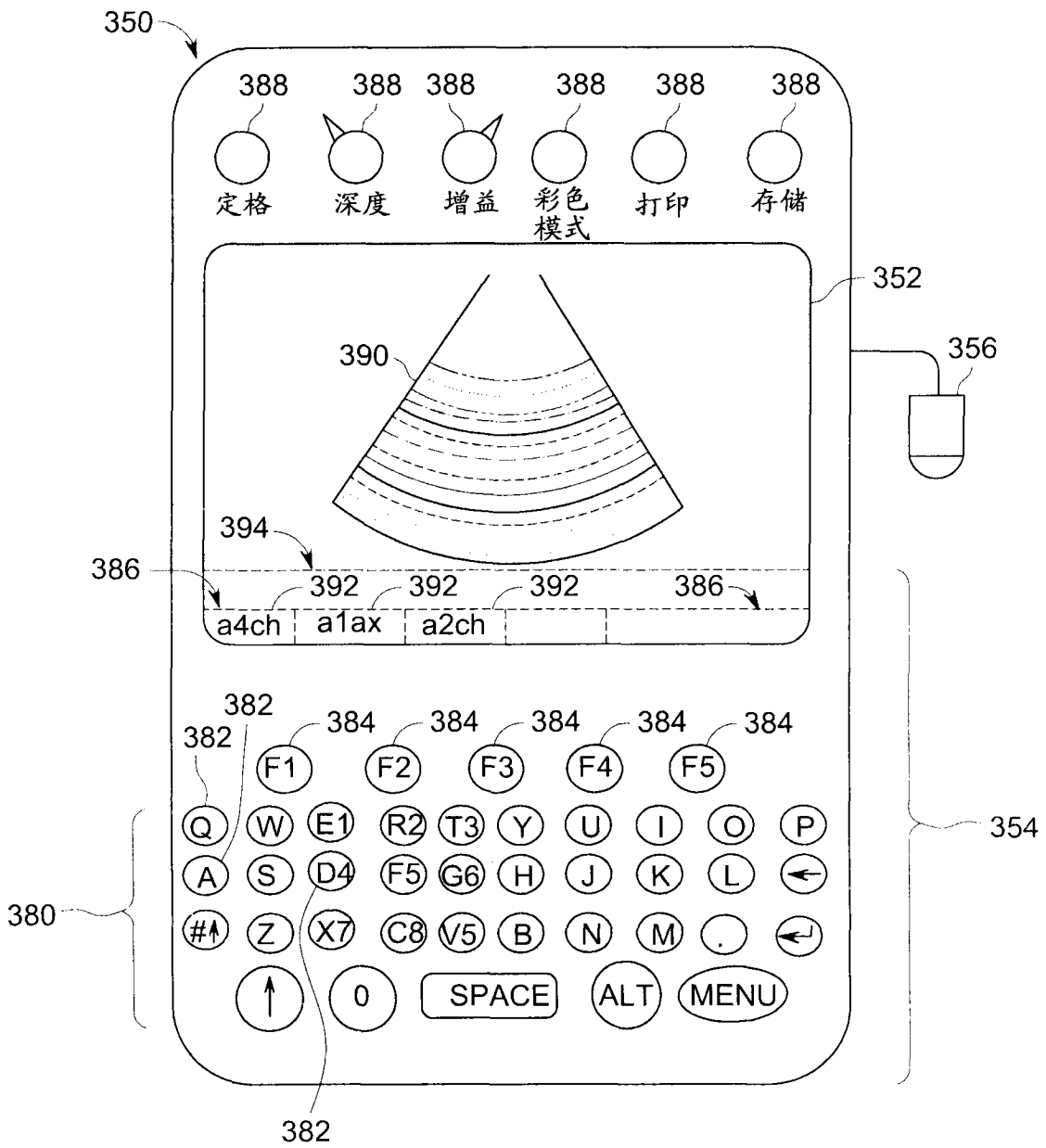


图 9

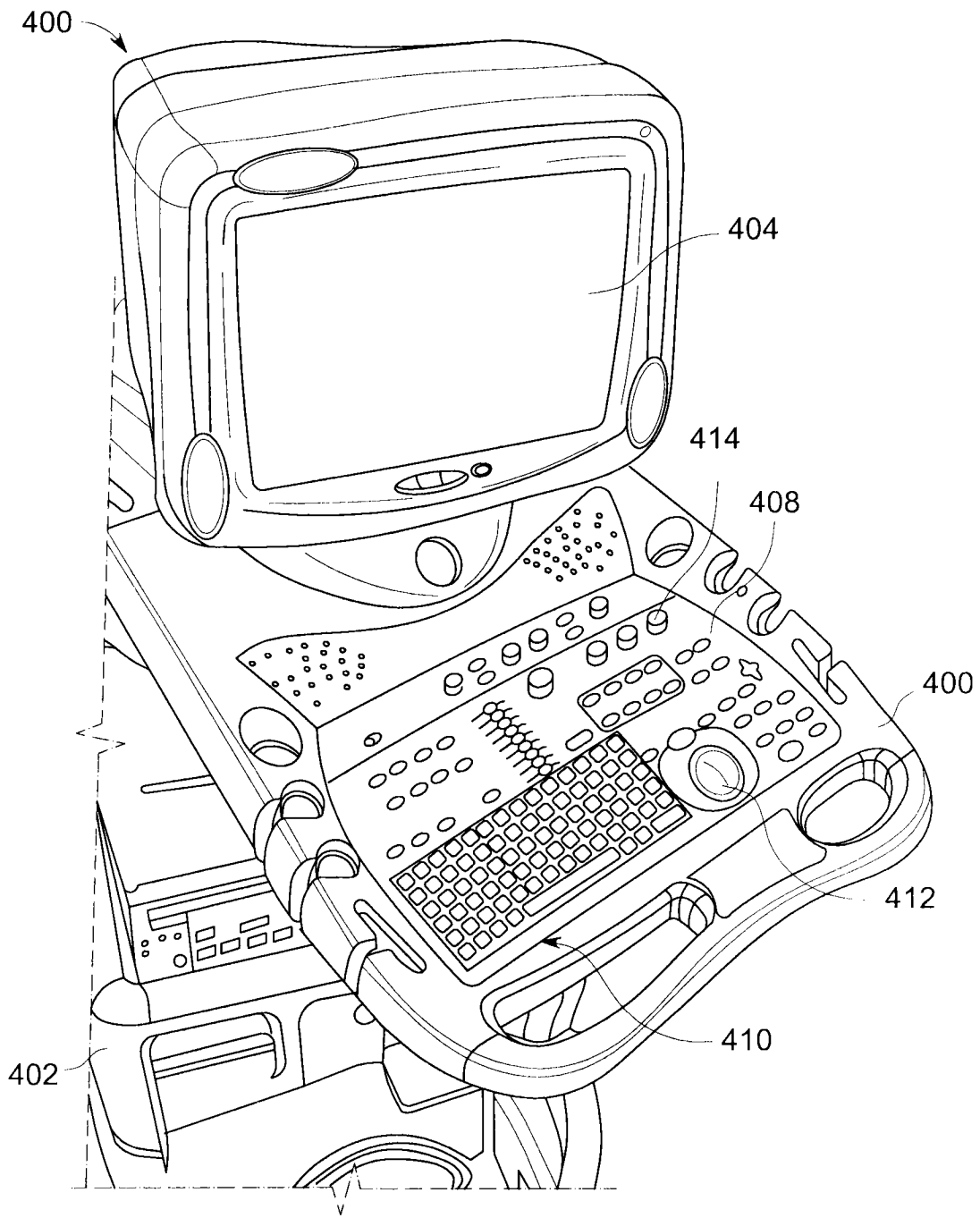


图 10

专利名称(译)	用于超声数据处理的方法和系统		
公开(公告)号	CN102309338B	公开(公告)日	2014-11-19
申请号	CN201010623685.7	申请日	2010-12-27
[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	M兹夫 阿里 A肯平斯基 A索库林		
发明人	M·兹夫-阿里 A·肯平斯基 A·索库林		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52095 A61B8/488 A61B8/486 A61B8/0883 G01S15/8906 G01S7/52082 G01S7/52084 G01S7/52046 A61B8/483 A61B8/4405 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/5215		
代理人(译)	王忠忠		
优先权	12/827314 2010-06-30 US		
其他公开文献	CN102309338A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供用于超声数据处理的方法和系统。一种方法(60)包括从连接到超声探头的多个元件的多个通道采集(64)通道超声数据，以及存储(66)来自多个通道的通道超声数据。该方法还包括根据所采集的通道超声数据的处理来生成(70)超声图像，并且显示(70)超声图像。该方法还包括在超声图像被显示的同时对所存储的通道超声数据执行(72)附加处理，并且显示(74)通过附加处理所生成的更新的超声图像。

