



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107205662 A

(43)申请公布日 2017.09.26

(21)申请号 201680010962.2

(22)申请日 2016.02.15

(30)优先权数据

14/627705 2015.02.20 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.08.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/050791 2016.02.15

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/132272 EN 2016.08.25

(71)申请人 美国西门子医疗解决公司

地址 美国宾夕法尼亚州

(72)发明人 S.马沙尔 B.劳

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

代理人 张健 刘春元

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

G01B 17/00(2006.01)

G01H 5/00(2006.01)

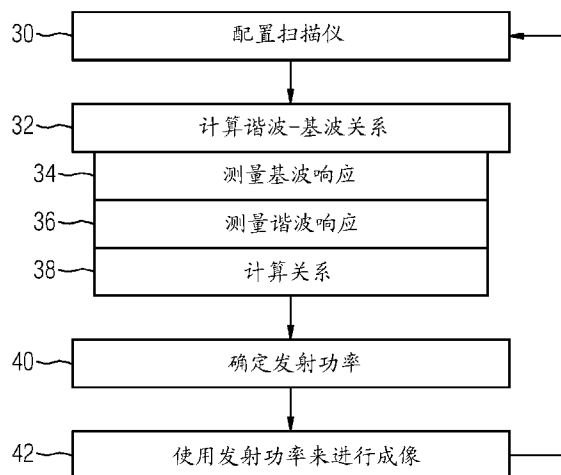
权利要求书2页 说明书8页 附图1页

(54)发明名称

医学超声成像中的基于谐波与基波关系的发射功率

(57)摘要

在医学诊断超声成像中自适应地设置发射功率。计算谐波和基波响应的相对强度,诸如比率。该相对强度被用于设置发射功率。可以遵循ALARA设置发射功率,同时提供用于谐波成像的足够信息。



1. 一种用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的方法,所述方法包括:  
利用超声扫描仪测量患者中的位置处的基波响应;  
利用超声扫描仪测量患者中的位置处的谐波响应;  
计算基波和谐波响应的比率;  
根据基波和谐波响应的比率来设置超声扫描仪的发射器的发射功率;和  
利用超声扫描仪使用发射功率对患者进行成像。
2. 根据权利要求1所述的方法,其中测量基波响应包括在第一频带处发射并在所述第一频带处接收,并且其中测量谐波响应包括在所述第一频带处发射并在不同于所述第一频带的第二频带处接收。
3. 根据权利要求1所述的方法,其中测量谐波响应包括测量对基波频率的二次谐波。
4. 根据权利要求1所述的方法,其中测量基波和谐波响应包括:  
发射具有以180度不同的相位的的第一和第二脉冲;  
针对谐波响应,将分别对第一和第二脉冲的第一和第二响应相加;和  
针对基波响应,将第一和第二响应相减。
5. 根据权利要求1所述的方法,其中测量基波和谐波响应包括从所检测的数据进行测量。
6. 根据权利要求1所述的方法,其中测量基波和谐波响应包括测量具有多个样本位置的区域中的平均响应。
7. 根据权利要求1所述的方法,还包括:  
将超声扫描仪配置用于成像,该配置包括设置视场、线密度和频率且在测量基波和谐波响应之前执行;  
其中测量基波和谐波响应包括利用视场、线密度和频率的设置进行测量。
8. 根据权利要求7所述的方法,还包括:  
变更配置;和  
响应于该变更而重复基波和谐波响应的测量、计算、和发射功率的设置。
9. 根据权利要求1所述的方法,其中计算比率包括将谐波响应除以基波响应。
10. 根据权利要求1所述的方法,其中设置包括:针对谐波响应与基波响应的较高比率,利用映射到较小功率的发射功率进行设置。
11. 根据权利要求1所述的方法,其中设置包括设置振幅、元件的数量、或者振幅和元件的数量。
12. 根据权利要求1所述的方法,其中设置包括将发射功率选择为具有在某一值以下的比率的第一电平以及将发射功率选择为具有在所述值以上的比率的第二电平。
13. 根据权利要求1所述的方法,其中成像包括谐波成像。
14. 根据权利要求13所述的方法,其中测量谐波响应包括在成像中使用的谐波处进行测量。
15. 一种用于设置发射功率的医学诊断成像系统,所述系统包括:  
换能器,其可操作以发射声能并接收对所述声能的响应;  
发射波束赋形器,其被配置为使所述换能器发射所述声能;  
接收波束赋形器,其被配置为根据对所述声能的响应对信号进行波束赋形;和

处理器,其被配置为确定信号的基波和谐波电平之间的关系以及根据所述关系来设置声能的后续发射的功率。

16. 根据权利要求15所述的医学诊断成像系统,其中所述发射波束赋形器被配置为使第一和第二脉冲的所述换能器的发射异相,并且其中所述处理器被配置为通过对来自对第一和第二脉冲的响应的信号进行求和、将来自对第一和第二脉冲的响应的信号相减、以及计算求和和相减的结果的比率来确定所述关系。

17. 根据权利要求15所述的医学诊断成像系统,还包括滤波器,所述滤波器被配置为对发射的基波频率处和基波频率的谐波频率处的信号进行滤波。

18. 根据权利要求15所述的医学诊断成像系统,其中所述处理器被配置为根据关系使用功率的查找来设置所述功率。

19. 一种非暂时计算机可读存储介质,其中存储有表示可由经编程的处理器执行以用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的指令的数据,所述存储介质包括用于执行以下操作的指令:

根据谐波和基波信息计算值;

根据所述值来针对超声成像器的成像条件确定所述发射功率;和

将超声成像器配置为将所述发射功率用于所述成像条件。

20. 根据权利要求19所述的非暂时计算机可读存储介质,其中计算值包括计算二次谐波与基波频率组织响应的比率,并且其中所述成像条件包括用于扫描患者的视场、频率和线密度。

## 医学超声成像中的基于谐波与基波关系的发射功率

### 背景技术

[0001] 本实施例涉及医学诊断超声成像,并且特别地涉及适配声学输出功率的系统。

[0002] 在一些超声成像中,发射功率要被设置为尽可能低,以确保患者安全,诸如用于实现食品和药物管理局(FDA)的合理可行尽量低(ALARA, as low as reasonably achievable)原则。例如,胎儿成像和TEE成像(尤其是儿科)使用ALARA。

[0003] 胎儿成像通常使用谐波成像模式。由于谐波图像的图像质量可能随患者身体类型而显著变化,因此理想发射功率设置可能在工厂中不是预定的。用户手动地调整每一个患者上的发射功率,直到图像质量恰好可接受。调整每个患者上的发射功率以找到理想值是耗时的且阻碍工作流程。

[0004] 在其他设置中已经使用了发射功率自动化。信噪比被用于自动确定发射功率。即使在良好信噪比的情况下,如果到谐波信息中的基波信号泄漏较强,则谐波图像质量也可能显著降级。

### 发明内容

[0005] 作为介绍,下面描述的优选实施例包括用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的方法、系统、指令和计算机可读介质。计算谐波和基波响应的相对强度,诸如比率。该相对强度被用于自适应地且自动地设置发射功率。可以遵循ALARA设置发射功率,同时提供用于谐波成像的足够信息。

[0006] 在第一方面中,提供了一种用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的方法。超声扫描仪测量患者中的位置处的基波响应和谐波响应。计算基波和谐波响应的比率。根据基波和谐波响应的比率来设置超声扫描仪的发射器的发射功率。超声扫描仪使用发射功率来对患者进行成像。

[0007] 在第二方面中,提供了一种用于设置发射功率的医学诊断成像系统。换能器可操作以发射声能并接收对所述声能的响应。发射波束赋形器被配置为使所述换能器发射所述声能。接收波束赋形器被配置为根据对所述声能的响应对信号进行波束赋形。处理器被配置为确定信号的基波和谐波电平之间的关系,并且根据所述关系来设置声能的随后发射的功率。

[0008] 在第三方面中,一种非暂时计算机可读存储介质在其中存储有表示可由经编程的处理器执行以用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的指令的数据。存储介质包括用于执行以下操作的指令:根据谐波和基波信息计算值;根据所述值来针对超声成像器的成像条件确定所述发射功率;并且将超声成像器配置为将所述发射功率用于所述成像条件。

[0009] 本发明由所附权利要求限定,并且本章节中的任何内容都不应被视为对这些权利要求的限制。本发明的另外的方面和优点在下面结合优选实施例加以讨论,且可以稍后独立地或组合地要求保护。

### 附图说明

[0010] 图1是用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的方法的一个实施例的流程图；和

图2是用于设置发射功率的超声系统的实施例的框图。

### 具体实施方式

[0011] 基于相对谐波和基波响应(诸如基于谐波与基波比)来自动设置超声发射功率。谐波与基波比或相对强度的其他测量被用于针对给定成像条件确定发射功率。自动设置发射功率,以为每个患者提供最佳图像质量,同时维持较低或ALARA功率。

[0012] 图1示出了用于在医学诊断超声成像中设置发射功率的方法的流程图。该方法由图2的系统实现,但是可以使用不同的系统。发射波束赋形器、接收波束赋形器和图像处理器由处理器在动作30中配置。发射波束赋形器和接收波束赋形器实现动作34和36。处理器实现动作32、38和40。成像系统提供动作42的成像。可以使用用于超声扫描的其他系统。其他设备可以实现动作中的一个或多个。如所配置的那样,设备以新的方式操作,以提供更高效的成像。动作改进了超声成像系统的操作。

[0013] 可以提供附加的、不同的或更少的动作。例如,执行除动作34-38外的动作以确定动作32的谐波与基波关系。作为另一示例,在动作40中确定发射功率,而不然后在动作42中成像。在又一个示例中,提供了用于接收用户输入以在动作30中配置扫描仪和/或控制(例如,映射选择)发射功率的设置的自动操作的一个或多个动作。

[0014] 按所示的次序或不同的次序执行动作。例如,在动作40中确定功率之后或者作为在动作40中确定功率的一部分,在动作30中配置扫描仪。作为另一个示例,动作34和36按所示的次序、相反的次序或同时执行。

[0015] 在动作30中,将超声扫描仪配置用于成像。超声扫描仪是医学诊断超声成像系统。在其他实施例中,超声扫描仪是治疗超声系统。

[0016] 响应于用户输入、预设或缺省值,配置超声扫描仪。配置可以用于特定应用,诸如胎儿成像。配置可以用于诸如B模式或谐波成像之类的模式。替代地,用户选择一个或多个选项手动地布置配置。

[0017] 配置包括一个或多个设置。对于波束赋形,设置可以是视场的深度、视场的横向范围、扫描格式、线密度、样本密度、发射频率、接收频率、脉冲重复频率和/或其他设置。对于检测,设置可以是模式(例如,B模式、彩色流模式、频谱多普勒模式或M模式)、滤波(例如,空间和/或时间)、增益、深度增益和/或其他设置。可以提供用于任何超声成像模式的其他配置设置。

[0018] 在一个实施例中,使用谐波成像。超声扫描仪被配置用于谐波成像。接收频率不同于发射频率。可以使用任何谐波,诸如整数谐波(例如,基波频率的二阶或三阶谐波)或分数谐波(例如,基波频率的 $\frac{1}{2}$ 或 $1\frac{1}{2}$ 谐波)。基波频率是发射频率。例如,基波频率为2 MHz。利用处于2 MHz处的波形生成发射脉冲。对于二阶谐波接收,4 MHz处的信号被隔离或使用。在替代实施例中,使用基波频率成像。发射和接收频率相同或在彼此的5%内。

[0019] 上面的讨论用于中心频率。超声扫描仪在任何带宽的频带中操作。一些基波频带可能在谐波频带内。替代地,操作的基波和谐波频带由至少10 dB下降的强度分开。

[0020] 配置可能包括或可能不包括组织被扫描。通过移动换能器,用户将患者的特定组

织或区域布置在视场内。由于组织在声学上以不同方式响应,因此用于给定成像条件的配置可以包括扫描区域相对于患者的放置。替代地,配置不包括扫描区域定位。

[0021] 在动作32中,计算谐波与基波的关系。确定根据谐波和基波信息两者的值。可以使用任何方法和度量来确定关系。在动作38的示例中,关系是比率。可以使用加法、减法、乘法、除法、其组合和/或其他函数。对声能的基波和谐波响应中的每一个的一个或多个值被组合以提供该值。

[0022] 在下面讨论的示例中,使用谐波和基波信号的比率。将谐波响应的信号力度或强度除以基波响应的信号力度或强度,或者反之亦然。动作34-38表示用于计算关系的一个实施例。可以提供附加的、不同的或更少的动作来计算关系。

[0023] 超声扫描仪在动作34和36中测量基波和谐波响应。测量是在动作30之后利用如配置用于成像的超声扫描仪执行的。视场、线密度、发射频率和/或其他设置对于测量和成像而言是相同的。一个或多个设置可以对于测量而言不同以设置功率,诸如使用不同类型的谐波成像、不同的波束赋形和/或不同的检测。例如,频率和视场相同,但是使用具有更小线密度和/或样本密度的用于扫描的稀疏采样来测量。作为另一示例,对于测量而言,视场较小。对于谐波成像,使用与成像谐波频率和阶数相同的谐波频率(例如4 MHz)和谐波阶数(例如,2阶)来测量谐波响应。替代地,使用与成像相比不同的谐波频率和/或阶数来测量。

[0024] 使用所检测的数据来执行动作34和36的测量。在换能器处接收对声能传输的响应。回波由换能器转换成电信号。接收波束赋形器生成波束赋形的样本作为接收信号。每个样本表示诸如沿着扫描线的不同位置。通过B模式、彩色流模式、频谱多普勒、M模式、或者将接收波束赋形样本转换成特定模式或确定声学响应的特性的其他过程来检测波束赋形的样本。B模式和M模式检测是声学响应的强度或功率。彩色流模式是速度、运动能量或方差估计。频谱多普勒是运动的频率响应。被用于测量的所检测的信号处于空间滤波、时间滤波或扫描转换中的任一个之前或之后。在替代实施例中,检测前的波束赋形样本被用于测量。

[0025] 针对来自位置的响应执行动作34和36的测量。使用给定的样本位置。表示该位置的样本被用于测量。替代地,测量针对区域,诸如测量包括多个样本位置的区域之上的平均响应。针对一个或多个空间位置确定基波和谐波特性的。可以使用任何尺寸的区域。区域沿着一个、两个或三个维度。例如,发射功率要被设置用于沿着单个波束执行的扫描,诸如与M模式或频谱多普勒成像相关联。测量沿着波束的不同样本位置处的组织响应。对于二维或三维扫描,测量沿着如所配置的视场中的所有样本位置的响应。替代地,使用更小的样本和/或线密度。对视场稀疏地采样以用于测量。在另一替代方案中,使用具有与用于成像的视场相同或不同的样本或线密度的更小视场。

[0026] 由于谐波信号是较高频率,因此谐波趋于比基波更快地衰减。在一个实施例中,区域可以位于感兴趣的区域和/或视场的最深部分处,使得提供足够的功率以在感兴趣的深度处提供谐波信息。

[0027] 在动作34中,测量基波响应。测量来自基波或发射频率或频带处的回波的信号。用于生成声能的脉冲和所得的声能处于发射频率或基波频率处。从患者中的组织反射回来的声能包括基波频率处的信号。在频率或频带处执行发射,并且测量相同频率或频带处的响应信号。

[0028] 在动作36中,测量谐波响应。测量来自基波或发射频率或频带的谐波处的回波的

信号。从患者中的组织反射回来的声能包括谐波频率处的信号。在频率或频带处执行发射，并且测量该基波频率或频带的谐波（例如，二次谐波）处的响应信号。谐波是与基波不同的频率。随着所发射的声能和回波传播，生成谐波信号。反射也生成谐波信号。不同组织和/或其他物质（例如造影剂）生成不同量的谐波信号。

[0029] 对于测量，期望频率或频带处的信号可以被隔离或部分隔离。例如，信号由不同滤波器滤波或者被存储且顺序地滤波。一个或多个滤波器减少除期望的谐波或基波频率外的频率处的信息。在一个滤波器或通道（pass）中，主要是基波频率保留。在另一个通道或滤波器中，主要是谐波频率保留。“主要是”被用于指示针对信号的频谱至少大5 dB的峰值幅度。

[0030] 可以使用在期望的频率处提供信号的其他技术。例如，使用脉冲反转。发射波束赋形器生成沿着相同扫描线但具有不同相位处的脉冲的两个波束。脉冲是依次生成的，一个在一个相位处并且另一个在另一个相位处。每次发射的脉冲之间的相位差移位180度。波束或脉冲处于相同的幅度处。替代地，可以使用多于两个脉冲、不同幅度、不同量的相位分离或其组合。在相同位置处响应于不同波束的样本相加和相减。存储器或缓冲器延迟来自第一次发射的信号，以用于关于来自第二次或后续发射的信号由加法器相加以及由减法器相减。响应于不同相位的信号的求和使诸如二阶谐波之类的谐波处的信息通过，并减少基波处的信息。响应于不同相位的信号的求差使诸如发射频率之类的基波处的信息通过，并减少诸如二次谐波之类的谐波处的信息。

[0031] 在动作38中，计算基波和谐波响应的比率。将由谐波测量产生的信号除以由基波测量表示的信号。在从不同时间或位置提供信号的情况下，可以在从平均值计算比率之前对信号的值进行平均，或者计算多个比率并对比率进行平均。替代地，将基波除以谐波。

[0032] 在一个实施例中，比率是患者的组织的二次谐波响应与基波频率响应的比率。可以使用其他比率和/或关系。所计算的关系指示接收信号的谐波和基波分量的相对强度。

[0033] 较大的谐波与基波比可能由较大的发射功率产生。对于谐波成像，期望最小比率，但不期望过度的发射功率。

[0034] 在动作40中，确定用于成像条件的发射功率。给定所配置的超声扫描仪，基于基波和谐波响应之间的关系来设置适当的发射功率。超声扫描仪被配置有用于扫描患者的视场、频率和/或线密度。针对该配置的基波与谐波比被用于设置发射功率。

[0035] 为了控制发射功率，变更发射波束赋形器生成的波形的振幅、脉冲重复频率、和/或在发射孔中使用的元件的数量。例如，发射孔和脉冲重复频率保持为所配置的那样。增大或减小发射振幅以提供更多或更少的发射功率。所得的声能在患者体内具有更多或更少的功率。

[0036] 在一个实施例中，发射功率被设置为针对谐波响应与基波响应的较高比率具有较小的功率。较高的比率指示过度的功率。较低的比率指示不足的功率。对于ALARA，目标是提供用于成像的足够功率，而无需过度的功率。通过基于相对强度的比率或其他关系设置发射功率，可以提供恰好足够的谐波成像。用户可以配置或设置映射，使得使用用户的恰好足够的感知。替代地，使用恰好足够的预定映射。

[0037] 基于基波和谐波响应的比率或其他关系来设置发射功率。在一个实施例中，使用将关系的值与发射功率相关的曲线或映射。关系值（诸如比率）被用于查找发射功率。可以提供任何映射，诸如线性或非线性映射。对于不同类型的成像，映射是相同的或不同的，诸

如具有与用于心脏成像不同的用于胎儿成像的映射。

[0038] 在另一个实施例中,使用二元映射。将关系值与阈值进行比较。如果关系在阈值以上,则使用一个发射功率。替代地,发射功率增大或减小给定量。如果关系在阈值以下,则使用不同的发射功率和/或发射功率减小或增大给定量。可以使用多于一个阈值,诸如具有分离用于较高和较低功率的其他范围的发射功率中没有改变的范围。

[0039] 在动作42中,由超声扫描仪对患者进行成像。超声扫描仪以所设置的发射功率进行操作或被配置有所设置的发射功率。执行B模式、彩色流模式或对患者进行成像的其他模式。用于该成像的发射使用在动作40中确定的功率。

[0040] 由于当进行用于设置功率的测量时针对特定成像条件(例如,特定设置)来配置超声扫描仪,因此在适当时针对这些成像条件设置功率。由于功率设置响应于对患者的扫描,因此在设置功率时计及包括视场中的患者响应的成像条件。

[0041] 在一个实施例中,所执行的成像是胎儿成像。对于胎儿成像,组织的谐波响应至少部分地被隔离和检测。所得的图像(无论是平面还是体积(例如,三维扫描))是谐波响应的图像。由于功率的测量和设置,谐波响应在感兴趣的区域之上对于清晰的或用户足够的成像而言更有可能是足够的。

[0042] 根据声学输出功率来执行成像。声学发射以所设置的功率发生。响应回波以任何期望的方式被检测和图像处理。可以使用B模式、彩色多普勒、速度、方差、能量、M模式、强度、造影剂、谐波、组织谐波、流、频谱多普勒、三维呈现、其组合或其他现在已知或稍后开发的成像。

[0043] 在替代实施例中,针对不同扫描线单独地设置发射功率。针对不同扫描线或扫描线组执行不同测量、关系计算和功率设置。例如,比率是来自沿着在视场中居中的扫描线组的较深样本位置的范围的平均值。针对视场的边缘处的扫描线计算一个或多个单独的比率。对于不同区域,映射是不同的。与针对边缘区域相比,针对中心区域使用或设置更大的发射功率。

[0044] 示出了从动作42向动作30的配置的反馈。该反馈表示利用发射功率变更配置,且然后重复在动作32中的关系计算和动作40中的功率确定。该重复可以是设置发射功率的迭代过程的一部分。基于成像条件,找到最优的发射功率。功率利用增量改变而确定(例如,基于关系使功率增大或减小一定量)以找到提供期望关系的发射功率。在其他实施例中,不使用反馈。

[0045] 在另一个实施例中,反馈表示利用对除发射功率外的设置的改变和/或利用其他成像条件中的改变来变更配置。例如,用户变更视场或其他设置。作为另一示例,用户重新定位换能器,使得患者的不同区域被扫描。超声扫描仪检测改变或变更,并响应于该变更而重复基波和谐波响应的测量、计算以及发射功率的设置。用户可以触发重复,诸如通过按下按钮。

[0046] 图2示出了用于设置发射功率的医学诊断成像系统10的一个实施例。系统10实现图1的方法或其他方法。系统10包括发射波束赋形器12、换能器14、接收波束赋形器16、滤波器17、图像处理器18、显示器20、处理器22和存储器24。可以提供附加的、不同的或更少的组件。例如,提供用户输入以用于手动或半自动指示感兴趣的区域和/或触发功率的设置。作为另一示例,处理器22是其他组件(诸如波束赋形器控制器或图像处理器18)之一的一部

分。

[0047] 发射波束赋形器12是超声发射器、存储器、脉冲器、模拟电路、数字电路或其组合。发射波束赋形器12包括波形发生器,且可操作以生成具有不同或相对振幅、延迟和/或定相的多个通道的波形。发射波束赋形器12包括用于设置波形的振幅的一个或多个放大器。替代地,波形发生器设置振幅。发射波束赋形器12包括用于设置波形的相位的一个或多个移相器或延迟器。替代地,波形发生器建立相位。

[0048] 在响应于所生成的波而从换能器14发射声波时,赋形一个或多个波束。生成发射波束序列以扫描二维或三维区域。可以使用Sector、Vector®、线性或其他扫描格式。相同的区域被扫描一次或多次。对于流或多普勒成像以及对于应变成像,使用对相同区域的扫描序列。在多普勒成像和剪切速度估计中,该序列可以在扫描相邻扫描线之前包括沿着相同扫描线的多个波束。对于应变或弹性成像,可以使用扫描或帧交织(即,在再次扫描之前扫描整个区域)。在替代实施例中,发射波束赋形器12生成用于更快速扫描的平面波或发散波。

[0049] 发射波束以不同能量或振幅水平赋形。用于每个通道的放大器和/或孔尺寸控制发射波束的振幅。发射波束以给定的相位赋形。用于通道或元件的波形具有相位。发射波束赋形器12可以使相位移以用于不同发射,诸如依次生成沿着相同扫描线的两个波束,其中一个波束与另一个波束180度异相。用于生成一个波束的波形与用于生成另一个波束的波形相对于相应发射的发起而异相。可以调整其他特性,诸如脉冲重复频率或波形的频率。

[0050] 换能器14是压电或电容性膜元件的1维、1.25维、1.5维、1.75维或2维阵列。换能器14包括用于在声能和电能之间换能的多个元件。元件与发射和接收波束赋形器12、16的通道连接。

[0051] 在处理器22的控制下,发射波束赋形器12使换能器14发射声能。发射沿着一个或多个扫描线。声能具有由发射波束赋形器12诸如通过设置被施加到换能器14的波形的振幅和/或孔尺寸而控制的功率。响应于发射的声学回波由换能器14接收。换能器14在元件处接收这些响应,并将声学响应换能为电能。响应于撞击在换能器14的元件上的超声能量(回波)而生成接收信号。

[0052] 接收波束赋形器16包括具有放大器、延迟器和/或相位旋转器的多个通道以及一个或多个求和器。每个通道与一个或多个换能器元件连接。接收波束赋形器16响应于发射而施加相对延迟、相位和/或变迹(apodization)以赋形一个或多个接收波束。在替代实施例中,接收波束赋形器16是用于使用傅里叶变换或其他变换生成样本的处理器。

[0053] 接收波束赋形器16可以包括滤波器17,诸如用于相对于发射频带隔离二次谐波、基波或其他频带处的信息的滤波器。可以使用用于在不同频带处隔离的多个滤波器,或者可编程滤波器顺序地隔离。在替代实施例中,滤波器17未被提供,与接收波束赋形器16分离,和/或是图像处理18或处理器22的一部分。

[0054] 在另一实施例中,接收波束赋形器16包括存储器或缓冲器以及滤波器或加法器。组合两个或更多个接收波束以隔离期望频带(诸如二次谐波、三次基波或其他频带)处的信息。例如,接收波束赋形器16对响应于发射而彼此异相180度波束赋形的信号进行求和以提供谐波信号,并减去相同信号以提供基波信号。

[0055] 接收波束赋形器16输出表示空间位置的波束求和数据。输出用于单个位置的数

据、沿着线的位置、针对面积的位置或针对体积的位置。可以提供动态聚焦。数据可以用于不同目的。例如，针对B模式或组织数据执行与用于测量以设置发射功率的扫描不同的扫描。接收波束赋形器16可以包括用于变更接收信号的增益的一个或多个放大器。

[0056] 图像处理器18是B模式检测器、多普勒检测器、脉冲波多普勒检测器、相关处理器、傅里叶变换处理器、或者用于从波束赋形的超声样本进行检测且处理信息以用于显示的其他处理器或电路。在一个实施例中，处理器18包括一个或多个检测器和单独的处理器。图像处理器18检测来自波束赋形的样本的数据并生成医学诊断超声图像。图像处理器18或其他设备可以实现滤波、扫描转换、呈现或其他过程。

[0057] 处理器22是专用集成电路、波束赋形器控制器、通用处理器、控制处理器、图像处理器、现场可编程门阵列、数字信号处理器、模拟电路、数字电路、网络、服务器、处理器组、其组合、或者用于确定发射功率值且基于发射功率值控制发射波束赋形器12的其他现在已知或稍后开发的设备。处理器22可以是单个设备或设备的组合。处理器22可以是图像处理器18，或者是单独的一个或多个设备。处理器22由软件、硬件和/或固件配置为确定谐波和基波信号之间的关系并基于该关系来设置发射功率。

[0058] 处理器22使用来自图像处理器18和/或接收波束赋形器16的接收信号来确定谐波和基波信号之间的关系。信号是所检测的数据、非检测的接收波束赋形数据、或非接收的波束赋形通道数据。在其他实施例中，处理器22接收来自诸如被配置为计算关系的其他系统之类的其他源的输入。

[0059] 处理器22被配置为使用任何函数来确定关系。函数的两个变量是谐波信号和基波信号。可以使用其他变量。可以使用来自变量的值的任何组合。在一个实施例中，处理器22计算谐波信号与基波信号的比率。将谐波信号的值除以基波信号的值。这些值可以是来自一个位置中的组织的响应或来自多个样本位置中的组织的平均响应。可以针对多个位置计算比率，并对该比率进行平均、求和或组合。

[0060] 处理器22被配置为根据关系来设置随后的声能发射的功率。使用查找（例如，查找表）或通过函数计算来将关系映射到发射功率。关系（诸如比率）的不同值导致不同发射功率。关系的不同值可以映射到相同发射功率。可以使用任何线性或非线性映射。在其他实施例中，该过程是迭代的。关系被用于基于与一个或多个阈值的比较来使发射功率增大或减小给定量。如果没有足够相对力度的谐波，则增大功率。如果在谐波信号中存在过度的相对力度，则减小功率。利用变更的功率再次执行测量。一旦关系在期望的范围内，所得的发射功率就被用于成像。在其他实施例中，将关系与阈值进行比较。如果在阈值的一侧上（例如，大于），则一个发射功率设置被用于成像。如果在阈值的另一侧上（例如，小于），则不同的发射功率设置被用于成像。可以使用基于关系的发射功率的其他设置。

[0061] 发射功率被设置为提供足够的谐波或其他成像模式，但同时避免使用过度的功率。阈值或映射可以实现诸如用于胎儿成像的ALARA原则，而没有由基于SNR的功率设置引起的谐波成像中的错误。在其他实施例中，不实现ALARA，但是使用不同原则来映射功率。在又其他实施例中，使用附加信息来设置功率，诸如也测量SNR并使用SNR来部分地确定发射功率。

[0062] 发射功率的设置被应用于发射波束赋形器12。对于在确定设置的值之后由发射波束赋形器12进行的发射，使用所设置的发射功率。发射功率设置被用于对患者进行成像，诸

如在谐波成像模式中扫描和生成表示所扫描的区域的图像。

[0063] 处理器22根据存储在存储器24或另一存储器中的指令进行操作。处理器22被编程用于在医学诊断超声成像中设置发射功率。存储器24是非暂时计算机可读存储介质。用于实现本文讨论的过程、方法和/或技术的指令被提供在计算机可读存储介质或存储器(诸如高速缓存、缓冲器、RAM、可移除介质、硬盘驱动器或其他计算机可读存储介质)上。计算机可读存储介质包括各种类型的易失性和非易失性存储介质。响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一组或多组指令来执行图中图示或本文描述的功能、动作或任务。功能、动作或任务独立于特定类型的指令集、存储介质、处理器或处理策略,且可以由单独或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等执行。同样,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。在一个实施例中,指令被存储在可移除介质设备上以供本地或远程系统读取。在其他实施例中,指令被存储在远程位置中以用于通过计算机网络或在电话线之上传送。在又其他实施例中,指令被存储在给定的计算机、CPU、GPU或系统内。

[0064] 显示设备20是用于显示超声图像、图形和/或用户界面的CRT、LCD、投影仪、等离子体、打印机或其他显示器。超声图像是二维图像。替代地或此外,提供对二维显示器20的三维呈现。图像表示患者对使用所设置的发射功率的超声扫描的声学响应。在一个实施例中,示出了谐波图像,但是可以使用其他成像模式。显示设备20输出患者的区域的图像,诸如二维弹性、多普勒组织、彩色多普勒、流、频谱多普勒、M模式、谐波、造影剂、声力辐射、弹性、应变、剪切或B模式图像。

[0065] 前面的详细描述已经意图作为说明而不是限制。意图限定本发明的范围的仅是所附权利要求,包括所有等同物。

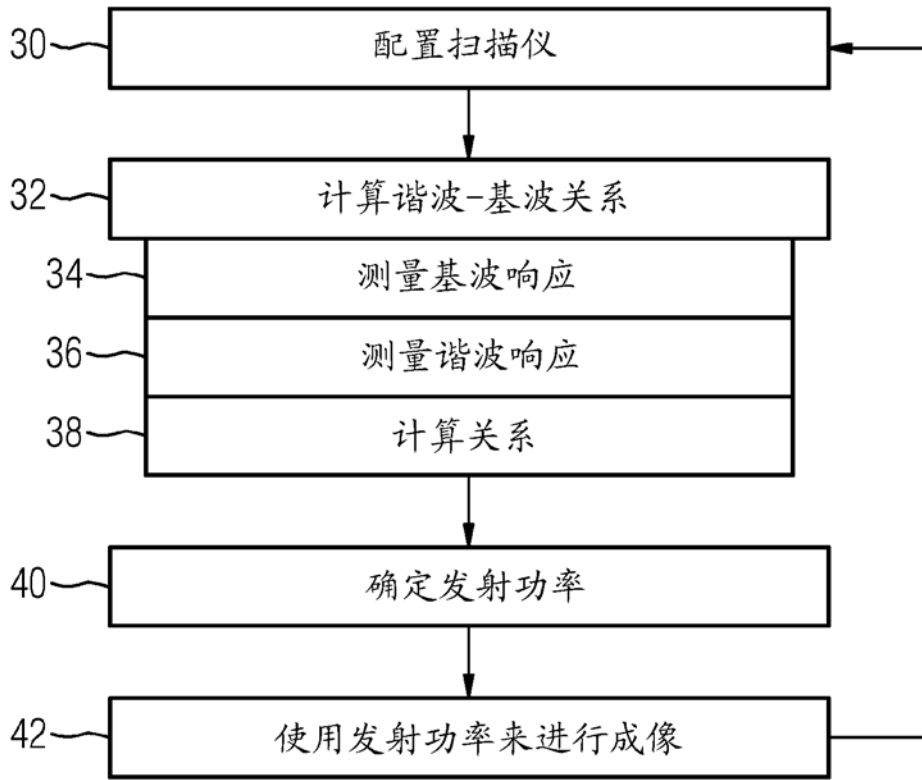


图 1

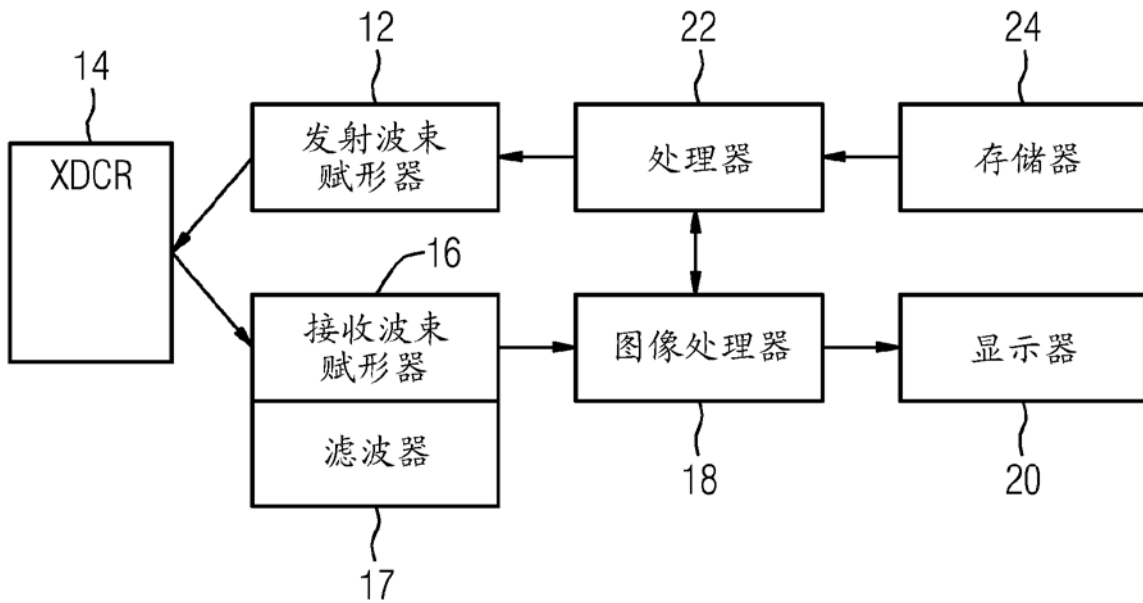


图 2

专利名称(译)	医学超声成像中的基于谐波与基波关系的发射功率		
公开(公告)号	<a href="#">CN107205662A</a>	公开(公告)日	2017-09-26
申请号	CN201680010962.2	申请日	2016-02-15
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
当前申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
[标]发明人	S 马沙尔 B 劳		
发明人	S.马沙尔 B.劳		
IPC分类号	A61B5/00 A61B8/00 A61N7/00 G01B17/00 G01H5/00		
CPC分类号	A61B6/56 A61B8/14 A61B8/52 A61B8/54		
代理人(译)	张健 刘春元		
优先权	14/627705 2015-02-20 US		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

在医学诊断超声成像中自适应地设置发射功率。计算谐波和基波响应的相对强度，诸如比率。该相对强度被用于设置发射功率。可以遵循ALARA设置发射功率，同时提供用于谐波成像的足够信息。

