



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104013419 A

(43) 申请公布日 2014. 09. 03

(21) 申请号 201410058929. X

(22) 申请日 2014. 02. 21

(30) 优先权数据

13/774, 885 2013. 02. 22 US

(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 W. G. 维尔克宁

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 马丽娜 刘春元

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

A61N 7/00(2006. 01)

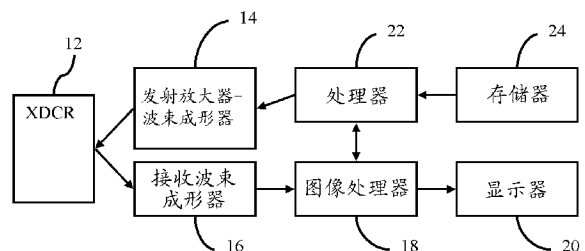
权利要求书2页 说明书9页 附图4页

(54) 发明名称

医疗超声波中的自适应声压估计

(57) 摘要

一种医疗超声波中提供的自适应声压估计(40)。测量(30)不同频率下的特定患者的组织的响应(例如,线性和非线性响应)。该响应被用来确定(38)声压。特定患者中的测量使估计适合于患者。确定(38)对于期望位置的声压以便将发射功率设置成期望水平,诸如用于具有高 SNR 但具有造影剂的有限毁坏的造影剂成像,或者提供期望的热剂量声学治疗。



1. 一种用于医疗超声波中的自适应声压估计的方法,所述方法包括:  
获取(32)用于多个位置的第一频率下的组织的第一响应;  
获取(32)用于所述多个位置的第二个频率下的组织的第二响应;  
由处理器(22)来估计(40)位置中的至少一个处的声压,所述声压是作为第一和第二响应的函数而估计的;以及  
将换能器(12)的声学输出设置(38)为声压的函数。
2. 权利要求1的方法,其中,获取(32)第一和第二响应包括分别地在基波和二次谐波频率下的获取(32)。
3. 权利要求1的方法,其中,获取(32)第一和第二响应包括沿着线的获取(32),所述位置包括沿着所述线的采样位置。
4. 权利要求1的方法,其中,获取(32)第一和第二响应每个包括用相同的发射焦点位置作为深度的函数来获取(32)振幅。
5. 权利要求1的方法,其中,获取(32)第一响应包括响应于不同发射功率的获取(32),并且其中,获取(32)第二响应包括响应于不同发射功率的获取(32)。
6. 权利要求1的方法,其中,估计(40)包括作为衰减的函数的估计(40)。
7. 权利要求6的方法,进一步包括:  
根据所述第一响应的斜率来确定(34)衰减。
8. 权利要求1的方法,其中,估计(40)包括作为用于各位置的组织的超声波非线性参数的函数的估计(40)。
9. 权利要求1的方法,其中,估计(40)包括将第一和第二响应输入到模型中并从模型输出声压。
10. 权利要求1的方法,其中,估计(40)包括基于第一响应、第二响应、从第一响应导出的第一参数值或从第二响应导出的第二参数值中的两个或更多的组合来查找声压。
11. 权利要求1的方法,其中,估计(40)包括估计(40)所述多个中的第一位置处的声压;  
进一步包括:  
确定除所述多个中的第一位置之外的其它位置处的声压,所述确定是第一位置处的声压的函数。
12. 权利要求1的方法,其中,设置(38)包括设置(38)声学输出以在具有基本上最大输出的同时避免造影剂的毁坏。
13. 权利要求1的方法,其中,设置(38)包括作为声压和热剂量的函数来设置(38)声学输出。
14. 权利要求1的方法,其中,设置(38)包括:  
测量噪声;以及  
将发射功率设置(38)为声压和噪声的函数。
15. 在具有存储在其中的数据的非临时计算机可读存储介质中,所述数据表示可由已编程处理器(22)执行以用于医疗超声波中的自适应声压估计的指令,所述存储介质包括用于以下各项的指令:  
确定(30)对声能的第一和第二频带中的组织响应;

将发射功率设置(38)为第一和第二频带中的组织响应的函数;以及使用发射功率来执行(42)造影剂成像或声学治疗。

16. 权利要求 15 的非临时计算机可读存储介质,其中,确定(30)组织响应包括针对第一和第二频带中的每一个响应于不同的发射水平而确定(30)不同深度处的组织响应。

17. 权利要求 15 的非临时计算机可读存储介质,其中,设置(38)包括:作为组织响应、衰减以及超声波非线性参数的函数来估计(40)声压;以及将发射功率设置(38)为声压的函数。

18. 一种用于医疗超声波中的自适应声压估计的超声波系统,所述系统包括:换能器(12);

发射放大器(14),其与所述换能器(12)相连;以及

处理器(22),其被配置成作为第一频率下的作为深度的函数的第一振幅轮廓和不同于第一频率的第二频率下的作为深度的函数的第二振幅轮廓的函数来确立发射放大器(14)的发射功率。

19. 权利要求 18 的系统,进一步包括存储器(24),存储器(24)存储发射功率,所述发射功率包括可选择作为第一和第二振幅轮廓的函数或作为从第一和第二振幅轮廓导出的参数值的函数的已确立发射功率。

20. 权利要求 18 的系统,其中,所述处理器(22)被配置成根据声压来确立发射功率,所述声压是根据第一和第二振幅轮廓而估计的。

## 医疗超声波中的自适应声压估计

### 技术领域

[0001] 本实施例涉及超声波的医疗使用。特别地，超声波的声压适合于诊断或治疗需要。

### 背景技术

[0002] 超声波造影剂是稳定化微泡。造影剂是压力敏感的。高声压破坏了微泡。为了不破坏微泡，发射功率与典型 B 模式成像条件相比通常减小 10 dB—30 dB。此外，微泡的非线性响应可弱于组织中的散射体的线性响应。因此，强反差图像的信噪比 (SNR) 是低的，因此期望使用不损坏微泡的最大功率。

[0003] 为改善 SNR 或使泡毁坏最小化来调整发射功率与数据获取相干扰，因为只能在微泡已进入成像平面之后执行调整。在可重复较高质量获取之前，微泡已清除血流 (例如，约 15 分钟)。此外，从患者安全角度和从成本角度出发，造影剂的多次注射是不期望的。

[0004] 为了尝试在造影剂的注射之前设置发射功率，临床医生使用机械指数 (MI) 值作为声压的指示符。虽然 MI 与声压有关，但 MI 并未考虑患者的解剖体且并不提供关于成像平面中的声压分布的信息。有经验的临床医生可基于 B 模式图像的 SNR 来进行调整，但是这是臆测。

[0005] 对于超声波治疗而言，对患者施加期望的热剂量。过多的热剂量可损害健康组织，并且过少的热剂量可能不会充分地治疗患者。然而，各种中间结构可导致意外的热剂量。类似于造影剂成像，预测实际压力的能力是有限的。

[0006] 其它治疗应用可能需要某些声压水平，例如以通过破坏外壳来从微泡释放药物或确立稳态空化 (stable cavitation)。

### 发明内容

[0007] 通过介绍，下面描述的优选实施例包括用于医疗超声波中的自适应声压估计的方法、系统、计算机可读介质以及指令。测量不同频率下的特定患者的组织的响应。该响应被用来确定声压。特定患者中的测量使估计适于患者。确定用于期望位置的声压以便将发射功率设置成期望水平，诸如用于具有高 SNR 但具有造影剂的有限毁坏的造影剂成像，或者提供期望的热剂量或声压用于治疗。

[0008] 在第一方面中，提供了一种用于医疗超声波中的自适应声压估计的方法。针对多个位置在第一频率下获取第一响应。针对所述多个位置在第二频率下获取第二响应。估计位置中的一个或多个处的声压。作为第一和第二响应的函数来估计声压。将声学输出设置为声压的函数。

[0009] 在第二方面中，非临时计算机可读存储介质具有存储在其中的数据，其表示可由已编程处理器执行用于医疗超声波中的自适应声压估计的指令。该存储介质包括用于确定对声能的第一和第二频带中的组织响应、作为第一和第二频带中的组织响应的函数来设置发射功率并使用发射功率来执行造影剂成像或声学治疗的指令。

[0010] 在第三方面中，提供了一种用于医疗超声波中的自适应声压估计的超声波系统。

发射放大器与换能器相连。处理器被配置成作为第一频率下的作为深度的函数的第一振幅轮廓(amplitude profile)和不同于第一频率的第二频率下的作为深度的函数的第二振幅轮廓的函数来确立发射放大器的发射功率。

[0011] 下面结合优选实施例来讨论本发明的更多方面和优点。本发明由下面的权利要求限定,并且不应将本部分中的任何东西理解为对那些权利要求的限制。

### 附图说明

[0012] 部件和图不一定按比例,而是将重点放在说明实施例的原理上。此外,在图中,遍及不同的视图,相似的参考数字指示对应的部分。

[0013] 图 1 是用于医疗超声波中的自适应声压估计的方法的一个实施例的流程图;

图 2 是处于不同接收频率和发射功率水平的示例性振幅轮廓的图形表示;

图 3 是处于不同接收频率和发射功率水平但具有与图 2 不同的发射焦点深度的其它示例性振幅轮廓的图形表示;以及

图 4 是用于医疗超声波中的自适应声压估计的系统的一个实施例的框图。

### 具体实施方式

[0014] 超声波对比成像需要声学输出功率的谨慎调整以避免毁坏试剂并使灵敏度最大化。低于最佳的声压可导致降低的灵敏度和 / 或穿透度。高于最佳的声压可导致造影剂的过多毁坏。类似地,超声波治疗受益于声能的精确设置以提供期望的剂量或压力。

[0015] 生物组织中的超声波传播是非线性的,导致接收回波信号中的多个谱分量。通过分析对发射声压具有不同相关性(诸如线性的和二次的)的谱分量的振幅,可估计和调整目标器官中的声压以优化对比成像或声学治疗。

[0016] 例如,可通过测量对于接收回波的基波和谐波(例如,二次)分量的强度轮廓(强度对比深度)来估计身体内部的声压。在成像平面或体积中的多个位置处确定基波和谐波响应。此确定可在造影剂到达所关心区域处之前小于一分钟或几分钟内发生,因此几乎不增加超声波检验的时间。根据响应来估计用于至少一个位置的绝对声压。响应于该压力估计而调整或者另外设置声学输出以实现最佳的强反差图像质量。

[0017] 组织可以是‘暗的’,因为不存在到达那里的太多声音,或者因为组织并未散射太多。非线性传播并未过多地受到散射的影响。这就是为什么可从‘暗的’组织得到与基波相比强大的二次谐波的原因,表明声压实际上是高的。通过准确地预测压力,确定了关于组织的回声反射性的更多东西。

[0018] 图 1 图示出用于医疗超声波中的自适应声压估计的方法的一个实施例。使用不同频率下的对组织的超声波的响应来估计声压。基于此声压来设置用于后续发射的发射功率。对声压的适应可在没有声压的直接估计的情况下基于不同频率下的响应来设置发射功率。

[0019] 针对任何超声波发射来设置发射功率。例如,针对治疗来设置发射功率以更可能地提供期望的剂量。作为另一示例,针对造影剂成像来设置发射功率以在最小化或避免期望区域中的造影剂的毁坏的同时改善 SNR。

[0020] 用图 4 的系统来实施图 1 的方法,但可使用其它系统。医疗诊断成像系统执行该

方法。替换地,超声波治疗系统执行该方法。在又一实施例中,与有或没有额外波束成形器电子装置的换能器相连的计算机执行该方法。

[0021] 以所示的顺序或不同顺序执行该方法。例如,以任何顺序或同时地执行动作 30、34 和 36。可以提供附加、不同或较少动作。例如,不执行动作 34 和 36 中的一者或两者。作为另一示例,不执行动作 42。可不直接地执行动作 40,诸如其中在没有实际声压的特定估计的情况下指示声压的信息被用来设置发射功率水平。在又一示例中,执行用于收集更多测量或值以估计声压的一个或多个动作和 / 或配置动作。

[0022] 自动地或手动地发起发射功率设置特征。例如,用户按下按钮,按下脚踏板,选择菜单项或说话(例如通过语音激活的控制)。作为另一示例,用户选择造影剂成像软件或造影剂成像应用所特定的软件。作为又一示例,由连续活动软件来生成该请求。在该请求之前或之后将造影剂注射到患者中。响应于该请求,任何当前成像被中断或被交错有数据的获取用以设置发射功率水平。

[0023] 在动作 30 中,确定组织对声能的响应。针对不同的频率确定响应。不同的频率是不同的中心频率和 / 或不同的频带。该频带可重叠或者可不重叠。例如二次谐波回波振幅与基波回波振幅之间的比提供组织内部的绝对基波声压的指示。

[0024] 通过在动作 32 中获取处于不同频率的响应来执行动作 30。在动作 32 中,获取超声波回波数据。例如,针对一个或多个位置执行用以满足检测技术的发射和接收(例如用于每个基波数据的多个脉冲、用于每个谐波数据的多个脉冲或用于 B 模式的单个脉冲)。在一个实施例中,使用四个或更多脉冲来从给四个或更多回波导出不包括二次谐波的基波和不包括一次谐波的二次谐波。

[0025] 位置可沿着扫描或波束线和 / 或分布在平面或体积中的不同扫描线之中。针对相同的扫描线,可使用相同的发射和对应的接收操作来获得不同位置处的响应。针对沿着分离的扫描线的位置,使用对不同扫描线的连续发射和接收操作。可替换地,执行宽波束或多波束发射和对应的多波束接收操作。

[0026] 该位置可处于用于成像的采样密度或此类位置的子集。较少的位置可能需要较少的处理和 / 或扫描时间,因此在一个实施例中,线密度是用于 B 模式组织成像的线密度的 1/4 至 1 倍。可以使用其它线或样本密度,诸如沿着用于平面或体积的一个扫描线执行测量。针对每个给定线,可使用任何采样密度。例如,使用与被用于 B 模式成像的相同的采样密度。获取沿着扫描线的来自各种深度的回波信号。

[0027] 被用于采样的一个或多个扫描线和沿着该线的样本位置被选作具有已知反向散射特性、诸如充分发展斑点的区域。在肝脏中,大部分器官是软组织,因此具有已知的反向散射特性。该位置被选则作为软组织位置而不是大的血管或静脉位置。在替换实施例中,该位置与其它类型的组织或结构相关联。

[0028] 也可考虑传播路径。使用仅传播通过显示出充分发展斑点的组织的波束或扫描线。不使用横断或通过血管、骨、硬组织或流体组织而到达采样位置处的波束。替换地,使用通过其它类型的组织的波束。在许多情况下,近场中的组织无关紧要,只要近场不包括骨即可且只要大体上或平均起来与正在测量的组织相同即可。沿着‘均匀的’一定范围的波束取得样本。

[0029] 手动地或自动地选择该位置和 / 或扫描线。例如,用户指示将在 B 模式或 B 模式

和流模式组合图像上使用的波束和 / 或样本位置。作为另一示例,针对遍及平面和 / 或体积的位置确定信噪比(SNR)。斑点与 SNR 中的(空间)方差相关联。在平均方差与标准偏差的比为约 1.9 的情况下,指示与软组织相关联的斑点区域。

[0030] 在两个或更多不同频率下获取用于各位置的响应。在本文中所使用的一个示例中,使用基波或发射频率(例如,2 MHz)和基波频率的二次谐波(例如,4 MHz)。基波响应充当回声反射性的度量。

[0031] 替代基波(一次谐波)和二次谐波响应,可使用两个或更多谐波的其它组合来估计绝对声压。可使用与非线性波方程式中的不同项有关的信号分量的任何组合,诸如二次谐波和三次基波。

[0032] 为了将处于不同频率的响应隔离,处理表示声学回波的接收信号。使用相同的数据来确定不同频率下的响应。例如,用滤波器来将回波信号分解以便确定反射谐波的振幅。未滤波信号被用于基波,但可使用滤波。作为另一示例,采用已编码发射脉冲序列(例如,脉冲反相)。针对脉冲反相,两个另外相同的发射脉冲的振幅是 [1, -1]。通过减去接收信号,可抵消来自偶次谐波的贡献,在基波频率下提供信息。其它奇次谐波下的信息是相对小的,因此可保留,但是在其它实施例中可被滤出。通过加上接收信号,抵消了来自奇次谐波的贡献。类似地,除二次谐波之外的其它偶次谐波下的信息是小的,因此可保留,但是可被滤出。任何附加滤波可改善谐波分量之间的分离并拒绝噪声。可使用具有不同相位、振幅或相位和振幅后面是在接收时的组合(例如,加权和滤波)的三个或更多发射脉冲的序列来将处于期望波段的信息隔离。

[0033] 在替换实施例中,使用不同的发射和接收事件来获取不同的响应。例如,执行发射脉冲和对应的接收操作以便获得用于基波频率的各位置处的响应。执行分离或连续的发射和接收操作以便获得用于不同基波或谐波频率的各位置处的响应。

[0034] 该响应是作为位置的函数的振幅。例如,该响应是作为深度的函数的振幅。使用检测之前或之后的波束成形样本。例如,使用强度或 B 模式检测之后的波束成形样本。可去除由波束成形器施加的任何深度增益修正或补偿。替换地,并未首先提供深度增益修正。在又一实施例中,一致地施加深度增益修正,并且在不去除增益的情况下使用所得到的信号。

[0035] 用相同的发射焦点位置来获取作为深度的函数的振幅。使用动态接收聚焦,但可提供单个接收焦点。图 2 示出了在 20mm 处具有发射焦点的示例性响应。可使用其它发射焦点深度,诸如图 3 中所示的 40 mm 焦点。

[0036] 针对两个或更多频带提供作为深度的函数的振幅。图 2 和 3 示出了用于基波和二次谐波频率的响应。

[0037] 为了改善估计或设置的准确度,可在连续发射和接收事件中获取不同发射焦点处的响应。例如,获取图 2 和 3 两者的响应。改变发射焦点深度以收集不同深度处的测量以确认关于不同深度处的 B/A(非线性参数,其中 B 和 A 是描述声音速度对局部压力的相关性的泰勒级数的前两个系数)、衰减以及绝对声压的假设。

[0038] 响应是针对处于给定发射功率的发射。在替换实施例中,针对不同发射功率中的每一个获取不同频率下的响应。针对其中每个不同发射水平确定作为位置(例如,深度)的函数的振幅。图 2 和 3 示出了用于每个频率的两个响应的示例,其中,所述两个响应对应于

两个发射功率。一个发射功率从另一个向下 -3 dB,但是可使用更小或更大的差。可使用超过两个不同的发射功率水平。连续地获取用于不同发射功率水平的响应,诸如响应于不同发射事件。

[0039] 图 2 和 3 图示出用于估计声压的某些现象。当将发射功率减小 3 dB 时,二次谐波的信号水平对于与二次谐波相比处于基波的很好地分离的响应而言下降 6 dB。在没有脉冲反相和窄脉冲的情况下,当发射信号水平由于基波漏泄而减小 3 dB 时,二次谐波可仅下降 4 dB。在一定深度处,平方的行为可能不再适用,因为二次谐波下降接近于本底噪声。通过在两个功率水平分析两个曲线,系统可识别 SNR 极限。

[0040] 第二谐波水平快速地增加接近于焦点深度。二次谐波与基波之间的比(以 dB 为单位的差)随着发射功率的增加而增加。用于焦点深度之外的基波信号和二次谐波信号的斜率由于波束样式和衰减方面的差异而不同。图 2 和 3 的示例具有作为深度的函数的组织模拟材料的回波强度,但是在其它实施例中使用实际患者的响应。

[0041] 在动作 34 中,确定衰减。可使用衰减来更准确地确定不同频率下的响应的比。可将该衰减用于估计声压。

[0042] 该衰减可以是假设或预定值。例如,衰减可以是基于组织类型的值。用户指示组织的类型,诸如选择肝脏成像应用。可根据超声波信号来确定组织的类型并被用来选择预定衰减值。可使用用于通过各种类型的组织的波束路径的衰减。替换地,衰减是与一般软组织而不非特定类型的组织相关联的预定值。

[0043] 在其它实施例中,根据获取的响应或其它超声波测量来确定衰减。例如,根据不同频率下的响应的斜率来确定衰减。确定最大值之前和之后的基波和谐波信号的斜率。振幅的最大值处于或接近于发射焦点。可忽略任何近场最大值。

[0044] 在组织中,衰减与频率近似地成比例。谐波遭受较高衰减。超声波成像通常使用聚焦的波束。如果  $f$  数是低的,基波的压力朝着焦点增加并达到接近于焦点或在焦点处的最大值。随着基波振幅的增加,谐波的振幅由于该现象的非线性和累积性质而快速地增加。在已达到最大值之后,谐波的振幅快速地减小,因为来自基波的转换减弱,并且因为谐波经受较高的衰减。在沿着超声波波束的给定位置处,基波的振幅与发射波成比例,忽略了基波耗尽,并且二次谐波的振幅与求平方的发射信号的振幅近似地成比例。

[0045] 给定高斯发射脉冲,响应的斜率的比指示衰减。该斜率来自远场区,诸如到最大值之后的响应的拟合线。可使用相对浅的发射焦点,诸如 20mm 焦点。在其它实施例中可使用处于最大值或其它离散深度的近场或比。可计算不同深度处的衰减。可使用衰减的其它计算,诸如观察中心频率对比深度的降档(downshift)。可使用两个或多个不同发射频率下的测量。

[0046] 在动作 36 中,确定用于非线性参数的值。生物组织或流体中的波传播是非线性的。非线性传播引起波形随着波形传播通过介质而失真。该失真随着波行进的距离而增加。由于失真是非线性效应,失真也随着振幅而增加。

[0047] 还可将失真描述为具有作为未失真波的频率(即,基波频率)的整数倍的频率的谐波的生成。谐波的能量由于能量守恒而来自基波。然而,诊断超声波中的条件使得谐波比基波弱得多,并且使得基波的振幅中的损耗(即,基波耗尽)可能是不可测量的。

[0048] 基波和谐波被介质之间的界面反射或者被散射体散射并返回朝着换能器传播,形

成回波信号。这些回波一般地足够弱,使得非线性传播是可忽略的。散射是频率相关的。然而,散射并不取决于振幅(即,散射是线性的),并且可由超声波测量(例如用具有不同频率的两个发射信号进行的脉冲回波测量)来确定对于某个类型的组织的频率相关性。

[0049] 可将非线性性表示为作为局部压力的函数的声音速度。该非线性性常常以比  $B/A$  来表征,其中,  $B$  和  $A$  是描述声音速度对局部压力的相关性的泰勒级数的前两个系数。 $B/A$  取决于组织类型,并且谐波的振幅取决于  $B/A$ 。使用脉冲回波技术来测量  $B/A$ 。使用了响应或其它超声波数据。替换地,在文献中找到用于某些器官的值。由用户来选择或基于所检测的组织类型来使用预定非线性参数值。该值可基于正在被扫描的组织类型。

[0050] 在动作 38 中,将发射功率设置为不同频带中的组织响应的函数。也可基于处于不同功率和 / 或发射焦点的响应来设置发射功率。还可将衰减和 / 或非线性参数值用于设置发射功率。可使用附加、不同或较少的输入。

[0051] 基于声压来设置发射功率。可使用指示声学功率的输入(诸如不同频率下的响应)来设置发射功率。替换地且如动作 40 所反映的,可估计声压,并且使用压力的估计来设置发射功率。作为不同频率下的组织响应、衰减以及超声波非线性参数的函数来估计声压。

[0052] 采取另一示例,替代响应或除响应之外,可使用响应的特性。可计算作为位置的函数的振幅的斜率、平均值、差或其它特性。可针对每个响应来计算特性,或者特性可以是相对的(例如,表示响应之间的类似性或差异)。作为另一示例,使用发射波束成形参数。可使焦点深度、切趾特性、孔径尺寸、发射和接收时的元件接受角、发射和 / 或接收波束对阵列的角度和 / 或表示波束成形的其它参数与压力的量相关联。

[0053] 针对对于其而言响应被采样的位置中的至少一个来估计声压。例如,针对发射焦点来估计声压,但是可使用较浅或较深的位置。可针对多个位置估计声压。

[0054] 输入被提供给模型。该模型响应于输入而输出声压。该模型是正向模型,但是可使用机器学习模型。例如,通过使模拟结果与测量响应匹配而使用实时模拟来搜索声压  $B/A$  和衰减值。

[0055] 在另一实施例中,由查找表或数据库来表示模型。基于不同频率下的响应、从响应导出的参数值、衰减值和 / 或非线性参数值来查找声压。与不同频率相关联的两个或更多输入(例如,不同频率下的响应)被用于查找输出估计。通过将振幅轮廓或从此类轮廓导出的参数与查找表或数据库相比较,可将绝对声压确定为深度或其它位置分布的函数。

[0056] 数据库或查找表中的值是实验地确定和 / 或模拟的。例如,通过使用 KZK 方程式或具有非线性传播附加的阵列模拟器(例如,Field II) 的模拟来生成查找表。

[0057] 模拟或实验地确定的查找表可包括用于非线性参数和 / 或衰减的输入。替换地,为不同的非线性参数和 / 或衰减值提供分离的表格。可使用表格的组合或组合表格的任何组合。

[0058] 在又一实施例中,模型表示用于给定发射配置和组织的不同频率下的预期响应。该响应是在不同发射功率下获取的。改变发射功率直至响应最佳地或充分地 & 预期响应匹配为止。与该匹配相关联的发射功率提供声压与发射水平之间的预期关系。

[0059] 该模型输出声压和 / 或发射功率。基于不同位置和 / 或相同位置处的响应来估计一位置处的声压。

[0060] 由于衰减,不同位置处的声压是不同的。可由模型来估计不同位置处的声压。例

如,将用于该位置的输入提供给模型。替换地,基于另一估计声压来确定其它位置处的声压。给定衰减值,可使用一个位置处的声压来确定对于其它位置的压力。该衰减为估计由相同的发射事件引起的压力提供比例因子。

[0061] 在动作 38 中,基于声压来设置发射功率。一旦确定了声压,就设置用于造影剂医疗诊断成像、治疗或其它使用的发射功率。查找表、函数或其它模型使声压与发射功率水平相关。该设置可以是绝对值或变化量。该设置可发生一次,或者可以是其中使用不同的发射水平直至得到期望压力为止的迭代过程。

[0062] 在一个示例中,设置用于发射操作的声学输出以在尝试具有基本上最大输出的同时避免造影剂的毁坏。基本上解决了偏差或公差以为误差提供裕度,诸如 10%。由于造影剂的变化和 / 或压力估计中的不准确,提供公差以避免毁坏所关心区域中的大多数造影剂。通过估计所关心区域处的声压,可提供导致非毁坏性且良好的 SNR 压力的发射功率。该估计适于患者、系统和 / 或波束路径变化。

[0063] 在另一示例中,设置用于发射操作的声学输出以提供期望的剂量。该热剂量对应于在所关心区域处施加的声压。通过估计所关心区域处的声压,该发射功率导致不太可能损害健康组织但仍能够充分地治疗不健康组织的期望热剂量。该估计适于患者、系统和 / 或波束路径变化。

[0064] 在一个实施例中,除被估计的压力之外,还基于输入来设置发射功率。为了在不分离地估计压力的情况下直接设置发射功率,可在模型中包括附加输入以输出发射水平。否则,执行进一步计算或查找功能。该设置解决了用来生成压力和发射水平与压力的关系的发射水平。可使用任何附加输入。

[0065] 一个输入是噪声。可测量该噪声。例如,在没有任何发射事件的情况下测量接收信号。可使用任何噪声测量。

[0066] 另一输入是造影剂的类型、给定时间内的期望剂量或为其设置了水平的发射的其它使用。例如,可以声能或压力的不同阈值量来破坏不同的造影剂。与毁坏相关联的水平是相对的,因为微泡的变化可导致至多任何水平的某些毁坏。在其处 10%、1/3 或其它量的造影剂被破坏的压力和对应的发射水平对不同类型的造影剂而言可以是不同的。通过指示造影剂的类型,指示了对应的期望压力水平。作为另一示例,被施加的热剂量可取决于治疗的类型、要治疗的区域的尺寸以及任何散热器(例如,血管)的接近性。所得到的压力和对应的发射水平对于不同的治疗状况而言可以是不同的。

[0067] 基于成像平面中的声压分布的分析、造影剂的类型或特性以及本底噪声测量,选择发射功率设置。可以由临床医生来设置和 / 或基于应用而预定附加优化标准。例如,可基于压力来设置功率水平以满足特定标准,诸如最佳 SNR、最小毁坏或最大穿透度。

[0068] 另外,该算法可优化发射脉冲的其它参数,诸如中心频率和 / 或带宽。可优化接收处理参数,诸如接收带宽和 / 或增益,因为可基于测量的参数来预测接收频谱和 SNR 或对其进行建模。知道声压和衰减,还可修改发射聚焦。

[0069] 在动作 42 中,执行成像或治疗。成像或治疗包括发射声能。该声能是以在动作 38 中设置的功率水平发射的。例如,为成像肝脏中造影剂执行一次或多次发射。使用动脉相和门静脉相中的增强样式来诊断病变。基于对处于设置功率水平的发射的响应来检测或观察该样式。向用户显示造影剂的一个或多个图像。在一个实施例中,在显示器上向用户指

示机械指数或功率水平。

[0070] 所使用的发射功率水平被设置成针对给定情况来提供期望的压力水平。发射事件的信号振幅、孔径、 $f$  数、切趾法或其它特性被配置成提供发射功率水平。

[0071] 图 4 示出了用于医疗超声波中的自适应声压估计的超声波系统。该系统实施了图 1 的方法或另一方法。该系统包括换能器 12、发射放大器 14、接收波束成形器 16、图像处理器 18、处理器 22、显示器 20 以及存储器 22。可提供附加、不同或较少的部件,诸如与 B 模式和流成像相关联的多个检测器。在一个实施例中,该系统是医疗诊断超声波系统。在另一实施例中,该系统是治疗超声波系统。在其它实施例中,该系统是计算机或服务器。

[0072] 换能器 12 是压电材料的单个元件或多个元件。在替换实施例中,换能器 12 包括电容性薄膜结构。对于多个元件而言,换能器 12 是线性、弯曲线性或多维阵列。可以使用用于在电能与声能之间进行转换的其它换能器。换能器 12 响应于电波形而生成声能。在由发射放大器 14 设置的功率下输出声学波形。换能器 12 响应于声学回波而生成接收信号,诸如用于测量对发射声能的响应。

[0073] 发射放大器 14 与换能器 12 相连,并且是可变放大器、数模转换器或用于改变或增加发射波形的功率、峰值电压或其它功率特性的其它模拟或数字器件。在替换实施例中,发射放大器 14 包括分压器或用于减少与发射波形相关联的功率的其它器件。为每个系统通道或换能器元件提供了分离的发射放大器 14,但是可将一个发射放大器 14 用于多个通道或元件。在一个实施例中,发射放大器 14 应用切趾法以便沿着波束进行发射,并被包括作为发射波束成形器的一部分。

[0074] 从发射放大器 14 输出的发射波形被换能器 12 转换成声能。响应于声能和任何造影剂的回波信号被换能器 12 接收到。换能器 12 将回波信号转换成电信号或数据。

[0075] 该回波信号由接收波束成形器 16 进行波束成形。相对延迟或相位和切趾法被应用于用于接收孔径的信号。随时间推移或者针对不同的深度,相对延迟和 / 或定相改变,提供动态接收聚焦。将信号组合,诸如求和以进行波束成形。所得到的样本或数据表示沿着线的不同深度处的位置。数据包括一个或多个数字样本或模拟信息。

[0076] 为了隔离或辨别不同频率下的信息,接收波束成形器 16 包括滤波器。使用存储器,可将相同的数据滤波多次。在其它实施例中提供了并行滤波。滤波器可以是可编程滤波器或固定滤波器。例如,提供高通和低通滤波器以便将基波和谐波信息分离。作为另一示例,使用一个或多个带通滤波器或串联低通和高通滤波器。替换地,滤波器包括有或没有乘法器的存储器或缓冲器以便对与发射时的不同相位、振幅和 / 或极性相关联的接收数据求和或求差。执行脉冲反相、振幅编码或其它频率隔离组合。可使用用于识别处于基波发射频带( $f$ )的包括分谐波(例如  $1/2f$ )、分数谐波( $3/2f$ )和 / 或整次谐波(例如  $2f$ )的谐波的信息的其它技术和对应的滤波器。

[0077] 在接收波束成形或其它接收技术之后,数据被提供给图像处理器 18 或处理器 22。在用于估计声压的响应使用强度值的情况下,在估计之前检测数据。替换地,处理器 22 在检测之前基于波束成形数据来估计压力。

[0078] 图像处理器 18 是造影剂检测器、B 模式检测器、多普勒检测器、流检测器或用于检测返回信号的一个或多个特性的其它检测器。图像处理器 18 可以是用于成像造影剂的相同的检测器。替换地,将图像处理器 18 与处理器 22 组合并用于设置发射功率,并且其与

检测器分离以用于成像。

[0079] 处理器 22 是专用集成电路、通用处理器、数字信号处理器、控制处理器、模拟电路、数字电路、现场可编程门阵列、图形处理单元、其组合或可操作用于设置发射放大器 14 的发射功率的其它器件中的一个或多个。处理器 22 控制发射波束成形器 14、接收波束成形器 16 和 / 或图像处理器 18 的操作以获得不同频率下的响应和用来估计压力和 / 或设置发射水平的其它信息。处理器 22 由软件、硬件、设计或其组合配置。

[0080] 处理器 22 被配置成作为两个或更多频率下的振幅轮廓的函数来确立发射放大器 14 的发射功率,所述振幅轮廓为深度的函数。在其它实施例中,也可使用与不同发射焦点和 / 或不同发射功率水平相关联的轮廓。使用存储衰减、测量衰减、存储非线性参数值、和 / 或测量非线性参数值,处理器 22 通过模型的应用而用振幅轮廓来估计声压。针对一个或多个位置估计声压。可对其它位置处的压力进行估计、外推、内插和 / 或计算。

[0081] 使用优化程序或函数,基于声压来设置供在更多发射中使用的发射功率水平。处理器 22 被配置成设置发射功率水平。可将其它信息用于设置该水平,诸如噪声和应用信息。

[0082] 存储器 24 存储查找表、数据库或其它模型信息。存储了输出压力、发射水平、发射特性(例如,孔径、切趾法、焦点区、延迟轮廓和 / 或 f 数)或其它输出。基于存储在存储器 24 中的输入值来查找输出值。发射功率水平和 / 或压力估计可在有或没有其它信息的情况下基于输入振幅轮廓来选择。替换地,存储器 24 存储用于基于输入来计算压力或发射水平的算法或其它函数。

[0083] 在非临时计算机可读存储介质或存储器 24 (诸如缓存器、缓冲器、RAM、可移动介质、硬盘驱动器或其它计算机可读存储介质)上提供用于实施上面所讨论的过程、方法和 / 或技术的指令。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。在图中示出或在本文中描述的功能、动作或任务是响应于存储在计算机可读存储介质中或上的一个或多个指令集而执行的。该功能、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,并且可由单独地或组合地操作的软件、硬件、集成电路、固件、微代码等来执行。同样地,处理策略可以包括多处理、多任务、并行处理等。

[0084] 在一个实施例中,指令被存储在可移动介质器件上以供本地或远程系统读取。在其它实施例中,指令被存储在远程位置中以便通过计算机网络或通过电话线传输。在又一实施例中,指令被存储在给定计算机、CPU、GPU 或系统内。

[0085] 显示器 20 是监视器、液晶显示器、等离子体屏幕、投影仪、触摸屏、平板屏幕、打印机或用于向用户输出信息的其它装置。显示器 20 可生成图像,诸如对超声波的造影剂响应的图像。该图像可包括估计压力或设置发射水平。

[0086] 虽然上面已通过参考各种实施例描述了本发明,但应理解的是在不脱离本发明的范围的情况下可以作出许多改变和修改。因此本文旨在应将前述详细描述理解为本发明的当前优选实施例的说明并且不作为对本发明的限定。本文旨在限定本发明的范围的仅仅是包括所有等同物的以下权利要求。

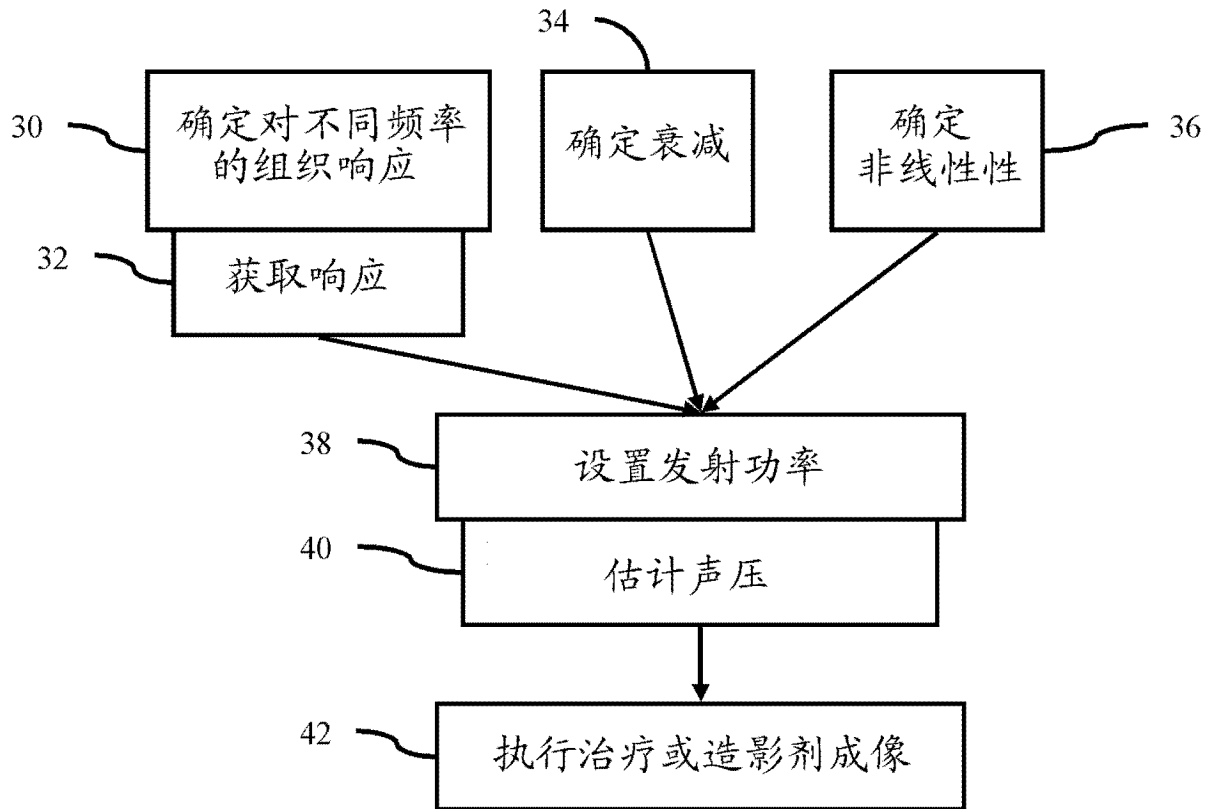


图 1

20mm处的发射焦点

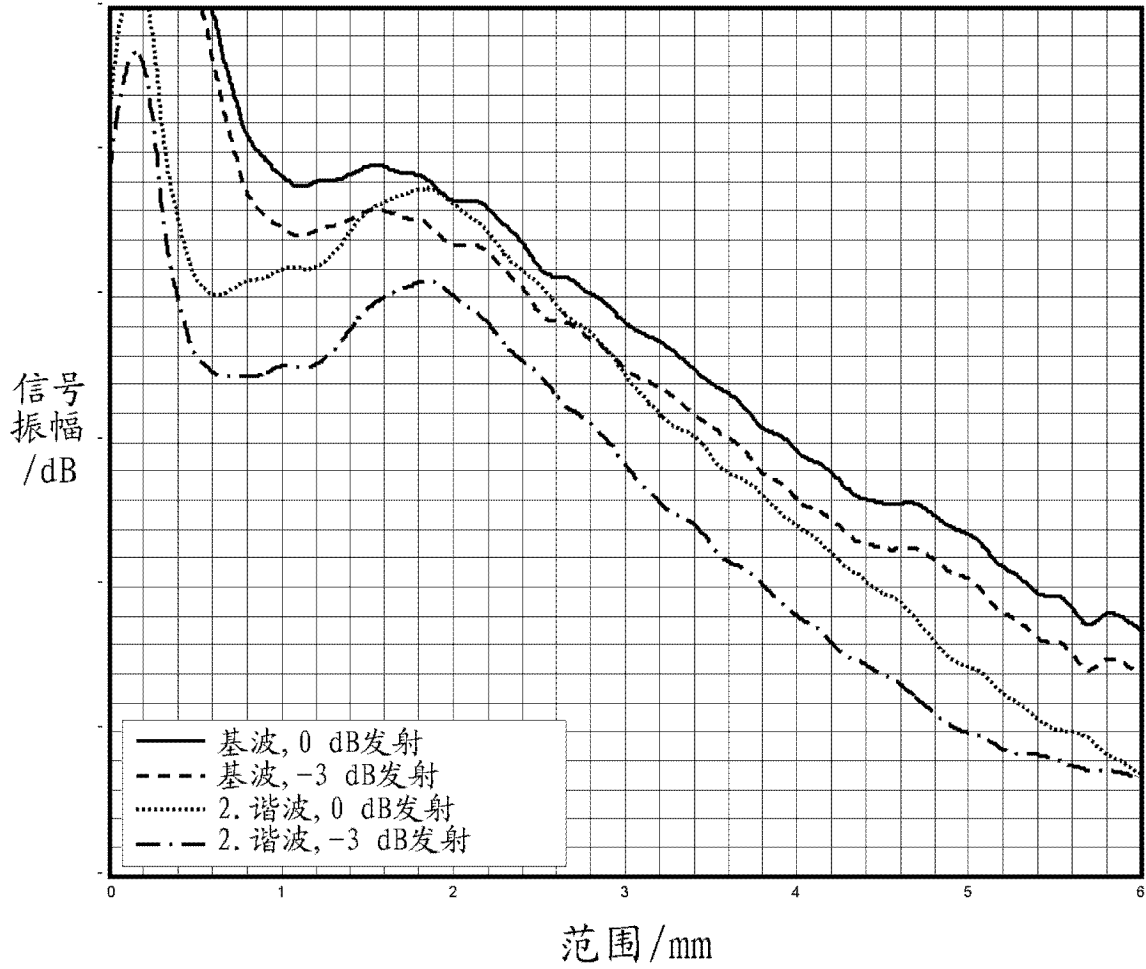


图 2

40mm处的发射焦点

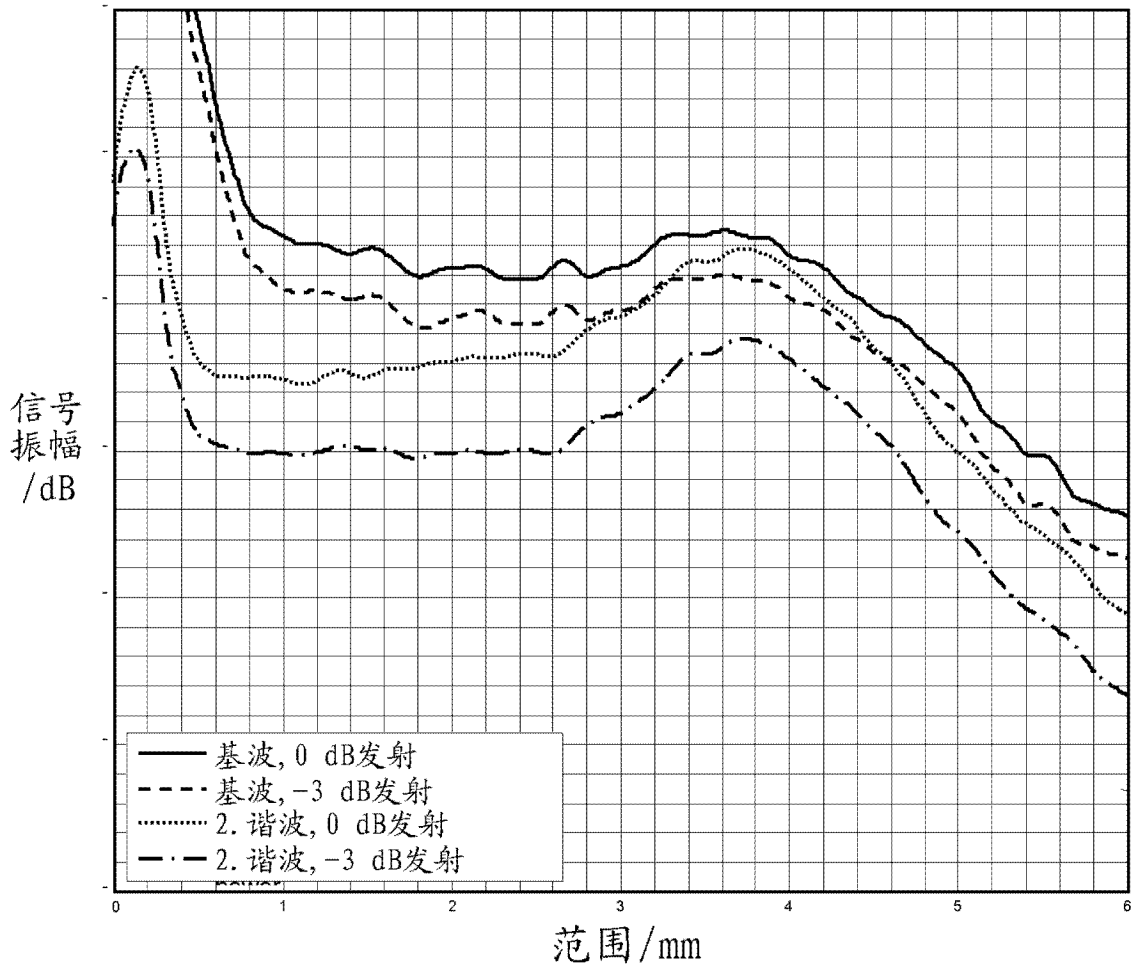


图 3

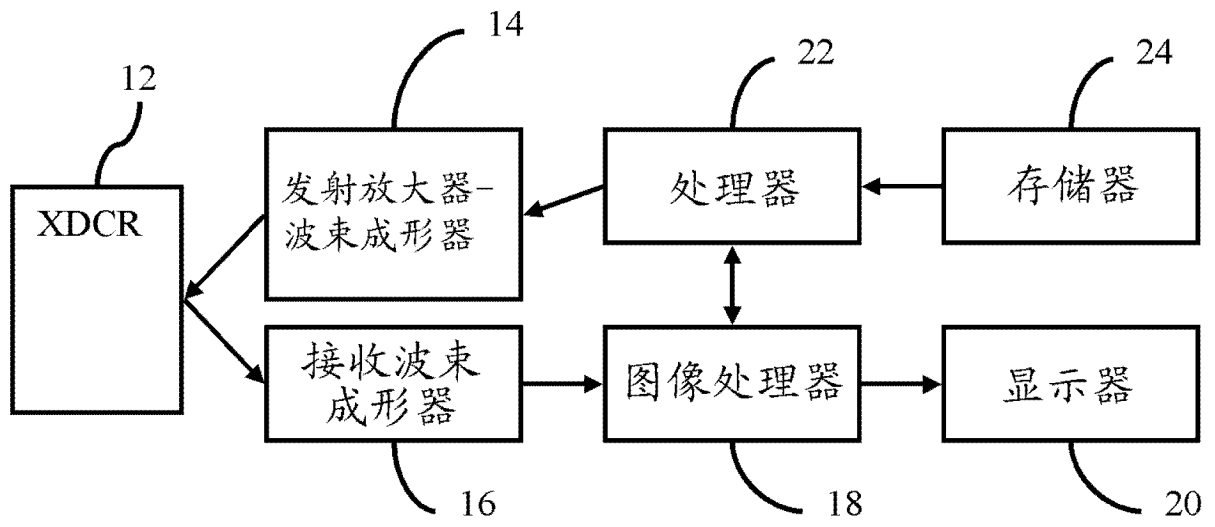


图 4

专利名称(译)	医疗超声波中的自适应声压估计		
公开(公告)号	<a href="#">CN104013419A</a>	公开(公告)日	2014-09-03
申请号	CN201410058929.X	申请日	2014-02-21
[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	W G 维尔克宁		
发明人	W.G.维尔克宁		
IPC分类号	A61B8/00 A61N7/00		
CPC分类号	A61N7/00 A61B8/58 A61B8/481		
代理人(译)	马丽娜 刘春元		
优先权	13/774885 2013-02-22 US		
其他公开文献	CN104013419B		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

一种医疗超声波中提供的自适应声压估计 (40)。测量 (30) 不同频率下的特定患者的组织的响应 (例如, 线性和非线性响应)。该响应被用来确定 (38) 声压。特定患者中的测量使估计适合于患者。确定 (38) 对于期望位置的声压以便将发射功率设置成期望水平, 诸如用于具有高 SNR 但具有造影剂的有限毁坏的造影剂成像, 或者提供期望的热剂量声学治疗。

