



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106163412 B

(45)授权公告日 2019.10.11

(21)申请号 201580011243.8

(22)申请日 2015.04.03

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 106163412 A

(43)申请公布日 2016.11.23

(30)优先权数据
14163716.5 2014.04.07 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2016.08.30

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/EP2015/097020 2015.04.03

(87)PCT国际申请的公布数据
WO2015/155380 EN 2015.10.15

(73)专利权人 博莱科瑞士股份有限公司
地址 瑞士曼诺

(72)发明人 G·卡斯奎里奥 E·高德
M·阿尔迪蒂 P·弗林京

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038
代理人 刘凤香

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01) (续)

(56)对比文件
CN 1977186 A,2007.06.06, (续)
审查员 张梅梅

权利要求书3页 说明书18页 附图11页

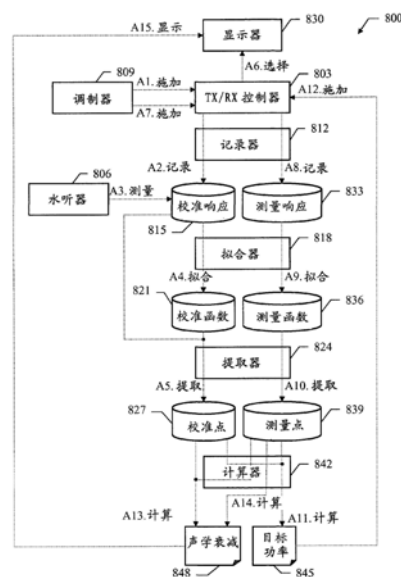
(54)发明名称

利用非基频分析对声级进行原位估计

(57)摘要

本发明提出了一种用于超声扫描仪的解决方案。一种相应的方法(A1-A15)包括:利用超声扫描仪的换能器向患者的一身体部位施加(A7)测量激发信号,所述测量激发信号包括通过在一测量范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波,所述身体部位包括在实施所述方法之前向患者预先施予的对比剂;记录(A8)测量响应,所述测量响应包括响应于测量激发信号而接收到的测量回波信号的非基频分量的电平;以及根据基于测量响应的测量数据与基于参考响应的参考数据之间的比较来确定(A9-A14)估计值;所述确定估计值包括:a)当参考响应是表达作为包括对比剂的体外校准结构中的声压电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的校准响应时,估计(A11)对于向所述身体部位施加所选择的目标声压电平所需要的目标功率电平,以及/或者在设定了所选择的另一目标功率电平时估计施加到所述身体部位的另一目标声压电平;以及/或者b)当参考响应是表达作为所述体外校准结构中的功率电平的函数的校准回

波信号的所述非基频分量的电平的另一校准响应时,估计(A13)在换能器与所述身体部位之间发生在患者体内的总的声学衰减;以及/或者c)当参考响应是表达作为另一身体部位中的功率电平的函数的另一测量回波信号的所述非基频分量的电平的另一测量响应时,估计(A14)在患者的所述身体部位与所述另一身体部位之间发生在患者体内的部分声学衰减。



[接上页]

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

(56)对比文件

CN 102483847 A,2012.05.30,

CN 102223841 A,2011.10.19,

WO 0101865 A1,2001.01.11,

US 2013006106 A1,2013.01.03,

1. 一种用于超声扫描仪的方法,所述方法包括:

利用超声扫描仪的换能器向患者的一身体部位施加测量激发信号,所述测量激发信号包括通过在一测量范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波,所述身体部位包括在实施所述方法之前向患者预先施予的对比剂;

记录测量响应,所述测量响应包括响应于测量激发信号而接收到的测量回波信号的非基频分量的电平;以及

根据基于测量响应的测量数据与基于参考响应的参考数据之间的比较来确定估计值,所述确定估计值包括:

a) 当参考响应是表达作为包括对比剂的体外校准结构中的声压电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的校准响应时,还根据超声扫描仪的功率电平与声压电平之间的预定义关系来估计对于向所述身体部位施加所选择的目标声压电平所需要的目标功率电平,以及/或者在设定了所选择的另一目标功率电平时估计施加到所述身体部位的另一目标声压电平;以及/或者

b) 当参考响应是表达作为所述体外校准结构中的功率电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的另一校准响应时,估计在换能器与所述身体部位之间发生在患者体内的总的声学衰减;以及/或者

c) 当参考响应是表达作为另一身体部位中的功率电平的函数的另一测量回波信号的所述非基频分量的电平的另一测量响应时,估计在患者的所述身体部位与所述另一身体部位之间发生在患者体内的部分声学衰减。

2. 根据权利要求1的方法,还包括:

利用换能器向校准结构施加校准激发信号,所述校准激发信号包括通过在一校准范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波;以及

记录响应于校准激发信号而接收到的校准回波信号的所述非基频分量的电平。

3. 根据权利要求2的方法,还包括:

测量通过校准激发信号施加到校准结构中的对比剂的声压电平。

4. 根据权利要求2的方法,其中,校准结构中的对比剂的浓度低于提供校准激发信号和校准回波信号的基本上零衰减的阈值。

5. 根据权利要求1的方法,还包括:

利用换能器向另一身体部位施加另一测量激发信号;以及

记录响应于另一测量激发信号而接收到的另一测量回波信号的所述非基频分量的电平。

6. 根据权利要求1的方法,其中,所述确定估计值包括:

通过测量函数来拟合测量响应;以及

根据测量函数与拟合参考响应的参考函数之间的比较来确定估计值。

7. 根据权利要求6的方法,其中,所述测量函数和参考函数是总体上呈S形的模型函数的实例,所述模型函数包括具有基本上恒定的最终值的最终恒定节段、具有基本上恒定的另一值的另一恒定节段以及处于所述另一恒定节段与最终恒定节段之间的递增节段,其中所述模型函数从所述基本上恒定的另一值到基本上恒定的最终值基本上单调地增大。

8. 根据权利要求7的方法,其中,所述模型函数还包括具有基本上恒定的初始值的初始

恒定节段以及处于初始恒定节段与所述另一恒定节段之间的另一递增节段,其中所述模型函数从基本上恒定的初始值到所述基本上恒定的另一值基本上单调地增大。

9. 根据权利要求7的方法,其中,所述确定估计值包括:

确定表征测量函数的递增节段的测量点;以及

根据测量点与表征参考函数的递增节段的参考点之间的比较来确定估计值。

10. 根据权利要求9的方法,其中,所述确定估计值包括:

确定对应于所述另一恒定节段与测量函数的递增节段之间的交点的所述测量点;以及

根据所述测量点与对应于所述另一恒定节段与参考函数的递增节段之间的交点的所述参考点之间的比较来确定估计值。

11. 根据权利要求9的方法,其中,所述确定估计值包括:

确定对应于所述另一恒定节段的递增水平渐近线和测量函数的递增节段的递减垂直渐近线之间的交点的所述测量点;以及

根据所述测量点与对应于所述另一恒定节段的递增水平渐近线和参考函数的递增节段的递减垂直渐近线之间的交点的所述参考点之间的比较来确定估计值。

12. 当权利要求9的方法,其中,所述参考点是表征拟合校准响应的校准函数的递增节段的校准点,所述估计目标功率电平和/或另一目标声压电平包括:

通过把超声扫描仪的功率电平与声压电平之间的预定义关系应用到由测量点标识的测量功率电平以及由校准点标识的校准声压电平来估计目标功率电平和/或另一目标声压电平。

13. 根据权利要求9的方法,其中,所述参考点是表征拟合所述另一校准响应的另一校准函数的递增节段的另一校准点,所述估计总的声学衰减包括:

根据由测量点标识的测量功率电平与由所述另一校准点标识的校准功率电平之间的比较来估计总的声学衰减。

14. 根据权利要求9的方法,其中,所述参考点是表征拟合所述另一测量响应的另一测量函数的递增节段的另一测量点,所述估计部分声学衰减包括:

根据由所述测量点标识的测量功率电平与由所述另一测量点标识的另一测量功率电平之间的比较来估计部分声学衰减。

15. 根据权利要求1的方法,其中,所述身体部位和所述另一身体部位处于患者体内的距离其皮肤的不同深度处。

16. 根据权利要求1的方法,其中,所述非基频分量是回波信号的次谐波分量。

17. 根据权利要求16的方法,其中,所述次谐波分量等于回波信号的1/2基频。

18. 根据权利要求1的方法,其中,所述施加测量激发信号包括:

施加第一测量激发信号以及与第一测量激发信号相反的第二测量激发信号,其中所述记录测量响应包括:

记录响应于第一测量激发信号的第一测量响应以及响应于第二测量激发信号的第二测量响应,以及获得根据第一测量响应和第二测量响应的组合的测量响应。

19. 根据权利要求1的方法,还包括:

根据目标功率电平来控制超声扫描仪。

20. 根据权利要求1的方法,还包括:

显示总的声学衰减的指示。

21. 根据权利要求1的方法,还包括:

显示部分声学衰减的指示。

22. 一种包括具体实现计算机程序的计算机可读存储介质,所述计算机程序可被加载到计算系统的工作存储器中,从而配置所述计算系统实施根据权利要求1-21中任一项权利要求的方法。

23. 一种包括被配置成实施根据权利要求1到21中的任一项权利要求的方法的各个步骤的装置的系统。

利用非基频分析对声级进行原位估计

技术领域

[0001] 根据本公开内容的解决方案涉及医疗应用的领域。更具体来说,本解决方案涉及超声扫描仪的使用。

背景技术

[0002] 超声扫描仪被例行地使用在许多医疗应用中。一个典型的实例是诊断应用。在这种情况下,把超声波施加到将要分析的患者身体部位;作为响应记录到的相应的回波信号可以被用来产生解剖图像(提供身体部位的形态表示)或参数图像(提供身体部位的特性参数的空间分布)。近来,在治疗应用中也已引入了超声扫描仪。在这种情况下,把超声波施加到身体部位以便刻意在其上引发生物效应;特别是有可能获得可逆细胞效应(例如通过声学(微)流送)或细胞死亡(例如通过(惯性)声学腔化(acoustic cavitation)的间接效应)。这些治疗应用的典型实例有声孔效应(sonoporation)、超声溶栓(sonothrombolysis)以及高强度聚焦超声(HIFU)疗法。

[0003] 超声扫描仪还可以涉及使用(超声)对比剂(UCA),其例如由磷脂稳定的充气微泡的悬浮物制成。特别在诊断应用中,对比剂的颗粒(例如微泡)的反射特性便于对其进行跟踪(例如,由于对比剂以与患者体内的血红细胞相同的速度流动,获得血液灌流信息)。此外,在治疗应用中,对比剂颗粒可以充当微流送启动子(promoter)或腔化核(cavitation nuclei)。

[0004] 由超声波施加到对比剂颗粒的声压电平在很大程度上根据不同的医疗应用而有所不同。举例来说,在诊断应用中声压应当相对较低,以避免可能由热机制或非热机制在身体部位上引发的任何不合期望的生物效应。相反,在治疗应用中需要相对较高的声压以实现所期望的效果。举例来说,已经知道当对比剂颗粒按照稳定并且可逆的方式振荡时存在声学流送,而在声学腔化的条件下对比剂颗粒则更加剧烈地振荡,并且最终导致其破坏。

[0005] 确定在原位实际施加到对比剂的声压在体外条件下是相对简单的(其中可以直接测量声压)。但是这在体内条件下则是非常困难的(或者甚至是不可能的)。实际上在这种情况下,可能无法在身体部位中测量声压,并且通常只能从由超声扫描仪提供的超声波的声压来对其进行估计。但是处于超声扫描仪的换能器与身体部位之间的患者的解剖结构会与超声波的传送产生强烈的干扰。其结果是超声波会受到衰减,其声压(并且从而还有能量)在经过解剖结构的传播期间逐渐减小。超声波的衰减的主要来源(除了其微小的反射/散射之外)是解剖结构对其的吸收,其中超声波的能量被转化成热量(并且于是被损失)。此外,对比剂的存在还可能对超声波的衰减造成巨大影响。具体来说(除了根据其浓度线性地衰减超声波的能量之外),对比剂具有非线性特性,其涉及超声波的衰减对于其能量和频率的强相关性。

[0006] 其结果是,不可能准确地控制在原位实际施加到对比剂或者施加到其周围环境的声压。这可能会妨碍超声扫描仪在实践中的几种医疗应用。具体来说,控制声压的困难对于几种治疗应用是有害的(例如当需要对比剂颗粒的稳定并且可逆的振荡时,比如在超声溶

栓中);实际上,由于施加到对比剂颗粒的声压决定其振荡,因此关于这方面的准确知识的缺乏可能会降低医疗应用的效率(当其过低时),或者可能由于过度暴露于超声波而导致不合期望的副作用(当其过高时)。

发明内容

[0007] 在这里给出了本公开内容的简化概要以便提供关于本公开内容的基本理解;但是本概要的唯一目的是以简化形式介绍本公开内容的某些概念以作为其后面的更加详细的描述的前导,本概要既不应被解释成标识出其关键元素也不应被解释成界定其范围。

[0008] 一般来说,本公开内容是基于利用非基频回波响应的概念。

[0009] 更具体来说,一个方面提供了一种用于超声扫描仪的方法,其中根据测量数据(基于包括响应于测量激发信号接收到的测量回波信号的非基频分量的测量响应)与相应的参考数据之间的比较来确定估计值(特别是对于向身体部位施加所期望的声压电平所需要的超声扫描仪的功率电平,在设定了特定功率电平时被实际施加到身体部位的声压电平,在超声扫描仪的换能器与身体部位之间发生在患者体内的声学衰减,以及/或者在不同的身体部位之间发生在患者体内的声学衰减)。

[0010] 另一方面提供了相应的计算机程序。

[0011] 另一方面提供了相应的计算机程序产品。

[0012] 另一方面提供了相应的系统。

[0013] 另一方面提供了相应的治疗方法。

[0014] 另一方面提供了相应的诊断方法。

[0015] 更具体来说,在独立权利要求中阐述了本公开内容的一个或多个方面并且在从属权利要求中阐述了其有利特征,其中所有权利要求的措辞被一字不差地合并在此以作参考(参考特定方面所提供的任何有利特征经过适当修正之后适用于每一个其他方面)。

附图说明

[0016] 通过参照将结合附图(其中为了简单起见利用相同的或类似的附图标记来标示相应的单元并且不对其进行重复解释,并且每一个实体的名称通常被用来同时标示其类型及其属性——比如值、内容和表示)阅读的纯粹通过非限制性指示的方式给出的后面的详细描述,将会最佳地理解本公开内容的解决方案以及其另外的特征和优点。具体来说:

[0017] 图1示出了可以被用来实践根据本公开内容的一个实施例的解决方案的超声扫描仪的图形表示;

[0018] 图2示出了来自对比剂颗粒的对于超声波的次谐波(sub-harmonic)响应的不同实例;

[0019] 图3-图6示出了根据本公开内容的一个实施例的解决方案的一个应用实例;

[0020] 图7示出了根据本公开内容的另一实施例的解决方案的一个应用实例;

[0021] 图8示出了表示可以被用来实施根据本公开内容的一个实施例的解决方案的主要组件的角色的协作图;以及

[0022] 图9-图13示出了与根据本公开内容的一个实施例的解决方案的体外应用有关的实验结果的不同实例。

具体实施方式

[0023] 特别参照图1,其中示出了可以被用来实践根据本公开内容的一个实施例的解决方案的超声扫描仪100的图形表示。

[0024] 超声扫描仪100包括中央单元105以及与之连接的阵列类型的手持式传送-接收成像探头或换能器110。换能器110包括用于传送用来生成解剖图像帧(例如以4-20Hz的速率)的一连串超声波的传送器,以及用于从所选扫描平面内的超声波反射得到的(射频RF)回波信号的接收器;为此目的,换能器110提供有传送/接收多路复用器,其允许在前面描述的脉冲-回波模式下使用换能器110。

[0025] 中央单元105容纳主板115,其上安装控制超声扫描仪100的操作的电子电路(例如微处理器、工作存储器以及硬盘驱动器)。此外,一块或多块子板(其作为一个整体由附图标记120表示)被插入在主板115中;子板120提供用于驱动换能器110以及用于处理回波信号的另外的电子电路。中央单元105还装配有驱动器125以用于对可移除盘130(例如CD或DVD)进行读取/写入。监视器135连接到中央单元105以用于显示与正在进行中的治疗/诊断过程有关的信息。

[0026] 通过键盘140(其通过传统方式连接到中央单元105)来控制超声扫描仪100的操作;优选的是,键盘140提供有轨迹球145,其被用来操纵监视器135上的指针(图中未示出)的位置。具体来说,键盘140允许在所允许的频率范围内(例如从1到50MHz)设定超声波的所期望的(中心)频率,以及在所允许的范围内(例如对应于由从1mV到10V的传送电压所定义的幅度)设定生成超声波的超声系统的传送功率。在大多数超声扫描仪中,不可能按照绝对方式来设定传送功率,而只有可能按照相对方式设定为其无量纲功率电平;举例来说,所述功率电平关于参考值通过dB来表达,所述参考值比如是最大值(例如从-40dB到0dB)。

[0027] 超声扫描仪100可以被使用在治疗应用和诊断应用中,以便分别对患者155的身体部位150进行治疗和分析。为此目的,通常向患者155施予(超声)对比剂。

[0028] 对比剂包括充当超声反射体的颗粒。举例来说,对比剂是液体载体中的充气泡的悬浮物;通常来说,所述充气泡具有近似0.1-5 μ m的直径,以便允许其保留在患者155的脉管系统内,但是与此同时允许其经过毛细管。通常通过把气体或其前驱物包裹或封装到多种系统中而使得所述充气泡稳定化,所述系统包括磷脂、乳化剂、油类、增稠剂、糖类、蛋白质或聚合物;稳定化的充气泡通常被称作微泡(microvesicle)。具体来说,分散在水介质中并且在气体/液体界面处通过涉及表面活性剂(即两亲性材料)的非常薄的包膜(envelope)结合的微泡也被称作微气泡(microbubble)。或者,由通过脂类或(天然或合成)聚合物形成的固体材料包膜围绕的微泡也被称作微气球(microballoon)或微胶囊(microcapsule)。另一类对比剂包括聚合物或其他固体的多孔微颗粒的悬浮物,其携带被夹带在所述微颗粒的孔隙内或者被吸收在其表面上的气体的气泡。在EP-A-0458745、WO-A-91/15244、EP-A-0554213、WO-A-94/09829和WO-A-95/16467(通过参考的方式将其全部公开内容合并在此)中描述了微泡(特别是微气泡和微气球)的适当的水悬浮液及其准备的实例。包括微泡的商用对比剂的一个实例是Bracco International BV(商标)的SonoVue。

[0029] 举例来说,把对比剂作为推注通过静脉注射施予患者155,也就是在短时间内(大约2-20秒)用手通过注射器提供的单次剂量。对比剂在患者155的脉管系统内循环,从而灌注身体部位150。与此同时,换能器110被放置成在身体部位150的区域内与患者155的皮肤

接触,并且对其施加超声波的序列。在治疗应用中,超声波刻意在身体部位150上引发生物效应(例如声学流送或声学腔化)。替换地在诊断应用中,响应于超声波记录到的回波信号提供身体部位150的表示。

[0030] 在根据本公开内容的一个实施例的解决方案中(正如后面详细描述的那样),确定估计值;所述估计值表明向对于向身体部位150施加所期望的声压电平所需要的功率电平,在设定了特定目标功率电平时被实际施加到身体部位150的声压,在换能器110与身体部位150之间发生在患者155体内的声学衰减,以及/或者在(例如不同深度处的)不同身体部位150之间发生在患者体内的声学衰减。为此目的,利用对比剂颗粒对于超声波的非基频(例如次谐波)响应;实际上,存在于该非基频响应中的典型式样提供用于前面提到的估计的有价值的信息。

[0031] 现在参照图2,其中示出了来自对比剂颗粒的对于超声波的次谐波响应的不同实例。

[0032] 通常来说,所述次谐波响应由作为超声波施加到对比剂颗粒的声压的函数的回波信号的次谐波分量的电平定义(例如其频率等于超声波的基频/传送频率的一半(1/2)的分量的功率)。次谐波响应可以通过相应的点序列被表示在图示中,所述图示在纵轴上绘制出次谐波电平(关于参考值以dB计)并且在横轴上绘制出声压(在对数标度上以kPa计),其中每一个点表明在向对比剂施加相应的声压时所记录到的次谐波电平。

[0033] 具体来说,该图示出了三个次谐波响应205a、205b和205c。次谐波响应205a-205c的每一个点表示已经对于相应的声压记录到的次谐波电平的平均值(误差条线表明其标准偏差);具体来说,次谐波响应205a、205b和205c涉及在不同的(周围环境)静水压下实施的测量,特别是分别涉及3mmHg、60mmHg和120mmHg下的测量。

[0034] 次谐波响应205a-205c包括被称作噪声部分207n(例如低于50kPa)的初始部分,由于测量噪声的主导效果,该初始部分并不重要。替换地考虑更高的声压,这是因为已经知道次谐波电平与静水压有强相关性;这一点通过次谐波响应205a-205c的中心部分之间的差异得到证实,所述中心部分也被称作敏感部分207s(例如从50kPa到350kPa)。举例来说,对于人体内的心脏腔室或者大的脉管中的非侵入性静水压测量可以利用次谐波电平与静水压的相关性,正如在Frinking PJA等人的“Subharmonic scattering of phospholipid-shell microbubbles at low acoustic pressure amplitude(低声压幅度下的磷脂壳微气泡的次谐波散射)”(IEEE Trans.Ultrason.Ferroelectr.Freq.Control, Vol.57, No 8, 2010年8月)中所提到的那样,通过引用的方式将其全部公开内容合并在此。然而令人吃惊的是已经发现,对于高于一定过渡声压(例如大约300-400kPa)的声压,次谐波电平对静水压基本上是不敏感的;这在图中通过次谐波响应205a-205c的最终部分的良好重叠示出,所述最终部分被称作破坏性部分207d(高于该过渡声压,比如350kPa)。

[0035] 此外,根据所述理论,在超声波的传送和相应的回波信号的接收中,次谐波响应都与声学衰减(例如以dB计)具有相关性。实际上,在传送路径中,声学衰减(从超声扫描仪的换能器到感兴趣的深度)减小施加到对比剂的声压;相反,在接收路径上,声学衰减(从感兴趣的深度到超声扫描仪的换能器)降低所记录的次谐波电平。同样地,当沿着传播(也就是传送和/或接收)路径存在时,对比剂还可以充当导致与其浓度成比例的声学衰减的声学衰减器。

[0036] 当在横轴上的对数标度上表达声压时,任何次谐波响应的破坏性部分具有恒定的式样(不管静水压、声学衰减和对比剂浓度如何),其中声学衰减和对比剂浓度仅仅导致其偏移:水平偏移反映传送路径上的衰减,垂直偏移反映接收路径上的衰减。

[0037] 当通过作为超声扫描仪的功率电平函数的次谐波电平来表达次谐波响应时,类似的考虑因素也适用。在这种情况下,次谐波响应可以通过相应的点序列被表示在图示中(图中未示出),所述图示在纵轴上绘制出次谐波电平并且在横轴上绘制出功率电平(二者都以dB计),其中每一个点表明在把超声扫描仪设定到相应的功率电平时所记录到的次谐波电平。与前面一样,针对不同静水压的次谐波响应包括不重要的噪声部分、与静水压具有强相关性的中心部分以及对静水压基本上不敏感的破坏性部分;任何次谐波响应的破坏性部分具有恒定的式样(不管静水压、声学衰减和对比剂浓度如何),其中声学衰减和对比剂浓度仅仅导致其(水平和垂直)偏移。

[0038] 其结果是,可以在测量(次谐波)响应与参考(次谐波)响应之间进行比较。具体来说,正如在后面更加详细地描述的那样,测量响应表达作为被用来向身体部位(体内)施加超声波的超声扫描仪的功率电平的函数而测量的(测量)回波信号的次谐波电平,参考响应则表达作为声压或功率电平的函数而提供的(参考)回波信号的次谐波电平;举例来说,参考响应可以是表达作为包括对比剂的体外校准结构中的声压和/或功率电平的函数而测量的(校准)回波信号的次谐波电平的校准响应,或者可以是表达(例如在不同的深度测量的)另一(测量)回波信号的次谐波电平的另一测量响应。

[0039] 现在参照图3-6,其中示出了根据本公开内容的一个实施例的解决方案的一个应用实例。

[0040] 从图3开始,可以被用来记录校准/测量响应的超声波由校准/测量激发信号405定义,其在图中通过在纵轴上绘制幅度(以mV计)并且在横轴上绘制时间(以 μ s计)来表示。校准/测量激发信号405包括具有相对较窄的频带(其例如具有1-10MHz的频率,并且优选的是2-6MHz)的音调突发脉冲的序列;通过在一定校准/测量范围内(例如在20dB内,并且优选的是在30dB内)随着时间改变超声扫描仪的功率电平对所得到的超声脉冲的幅度进行调制。

[0041] 为了确定校准响应,在体外把校准激发信号405施加到校准结构(图中未示出)。所述校准结构是对比剂(例如在水中)的悬浮物;对比剂具有相对较低的浓度,从而避免任何显著的声学衰减(例如低于5dB/cm,并且优选的是低于2dB/cm)。对于(由超声扫描仪的相应功率电平定义的)校准激发信号405的每一个超声脉冲,记录作为响应接收到的校准回波信号的次谐波电平以及(例如通过水听器测量的)施加到对比剂的实际声压。另一方面,为了确定测量响应,在体内把测量激发信号405施加到(利用对比剂灌流的)身体部位;对于(由超声扫描仪的相应功率电平定义的)测量激发信号405的每一个超声脉冲,记录作为响应接收到的测量回波信号的次谐波电平。

[0042] 移动到图4,在本公开内容的一个实施例中,测量数据与参考数据的比较是基于对测量响应和参考响应进行拟合的相同模型函数的相应实例(其分别被称作测量函数和参考函数,其中参考函数在对校准响应进行拟合时可以是校准函数,或者在对另一测量响应进行拟合时可以是另一测量函数)。通常来说,所述模型函数在对数标度上表达作为功率电平或声压的函数的次谐波电平(例如以dB计)。特别参照功率电平,利用相应的曲线410来表示所述模型函数(在把次谐波电平绘制在纵轴上并且把功率电平绘制在横轴上的图示中,二

者都以dB来表达)。所述模型函数(也就是其曲线410)包括代表相应的次谐波响应的噪声部分的噪声节段410n、代表敏感部分的敏感节段410s以及代表破坏性部分的破坏性节段410d。所述模型函数可以总体上呈S形。具体来说,所述模型函数包括具有基本上恒定的第一值的(初始)第一恒定节段(其定义噪声节段410n)。所述模型函数随后包括具有高于第一值的基本上恒定的第二值的第二恒定节段,以及处于第一恒定节段与第二恒定节段之间的呈凹形的基本上单调递增的第一递增节段(其定义敏感节段410s)。最后,所述模型函数包括具有高于第二值的基本上恒定的第三值的(最终)第三恒定节段,以及处于第二恒定节段与第三恒定节段之间的呈凹形的基本上单调递增的第二递增节段(其定义破坏性节段410d)。更加正式地说,所述模型函数在第一/第二/第三恒定节段内具有基本上等于零的一阶导数,并且在第一/第二递增节段内具有显著高于(或等于)零的一阶导数(其中所述模型函数还可以在第二递增节段内具有负的二阶导数)。

[0043] 举例来说,可以通过下面的表达式来定义所述模型函数:

$$[0044] \quad SH(PL) = 10 \cdot \log \left(10^{\left(\frac{\Gamma SH}{10}\right)} \cdot e^{\left(\frac{-10^{\left(\frac{Kd}{10}\right)} \cdot 10^{\left(\frac{\Gamma PL}{20}\right)}}{PL - 10^{\left(\frac{\Gamma PL}{20}\right)}}\right)} + \frac{e^{10^{\left(\frac{Ks}{20}\right)}} \cdot 10^{\left(\frac{\Gamma SH - \Delta SH}{10}\right)}}{e^{10^{\left(\frac{Ks}{20}\right)}} + e^{\left(\frac{10^{\left(\frac{Ks}{20}\right)} \cdot 10^{\left(\frac{\Gamma PL - \Delta PL}{20}\right)}}{PL}\right)}} + 10^{\left(\frac{Kn}{10}\right)} \right)$$

[0045] 具体来说,模型函数SH(PL)具有表示功率电平自变量PL以及表示次谐波电平的因变量SH(二者都以dB计)。模型函数SH(PL)由定义其噪声节段410n、敏感节段410s和破坏性节段410d的三项之和构成。在(表示破坏性节段410d的)第一项中,参数Kd是波形因数(以dB计),参数 ΓPL 是破坏性节段410d的(递减)垂直渐近线415的功率电平,并且参数 ΓSH 是破坏性节段410d的(递增)水平渐近线420的次谐波电平(也就是说分别有 $\lim_{PL \rightarrow \Gamma PL} SH(PL) = -\infty$

和 $\lim_{PL \rightarrow +\infty} SH(PL) = \Gamma SH$)。在(表示敏感节段410s的)第二项中,参数Ks是波形因数(以dB计),参数 ΔPL 是参数 ΓPL 与使得次谐波电平比敏感节段410s的(递增)水平渐近线425低3dB的功率电平之间的差(也就是说有 $\lim_{PL \rightarrow +\infty} SH(PL) = SH_0$),并且参数 ΔSH 是水平渐近线

420的功率电平(即参数 ΓSH)与水平渐近线425的功率电平(即 SH_0)之间的差。在(表示噪声节段410n的)第三项中,参数Kn表明测量噪声(以dB计)。随后通过使得最佳地拟合测量/参考响应的模型函数SH(PL)的参数Kd、 ΓPL 、 ΓSH 、Ks、 ΔPL 、 ΔSH 和Kn的相应值来定义每一个测量/参考函数。

[0046] 类似的考虑适用于表达作为声压的函数的次谐波电平的模型函数;在这种情况下,可以像前面一样定义模型函数SH(AP),其具有表示声压的自变量AP,针对破坏性节段的垂直渐近线的声压的参数 ΓAP ,以及针对参数 ΓAP 与使得次谐波电平比敏感节段的水平渐近线低3dB的声压之间的差的参数 ΔAP 。

[0047] 根据前述内容,任何测量/参考函数的破坏性节段(其对应于模型函数的破坏性节段410d)都具有恒定的形状(而不管静水压、声学衰减和对比剂浓度如何);破坏性节段仅根据相应的声学衰减和对比剂浓度(基本上严格地)发生偏移。因此,在本公开内容的一个实

施例中,测量函数与参考函数的比较简单地是基于其破坏性节段的特性点(其对于测量函数和参考函数分别被称作测量点和参考点,其中参考点可以是针对校准函数的校准点或者针对另一测量函数的另一测量点)。每一个测量/参考点明确地标识相应的测量/参考函数的破坏性节段的位置。举例来说,总体上参照模型函数SH(PL)的曲线410,可以对应于敏感节段410s与破坏性节段410d之间的交点来定义特性点。具体来说,可以通过破坏性节段410d的垂直渐近线415与水平渐近线420的交点来定义特性点(在图中由十字形430标示);所述特性点于是具有坐标 $(\Gamma_{PL}, \Gamma_{SH})$,其中参数 Γ_{PL} 定义特性功率电平(类似的考虑在特性点具有坐标 $(\Gamma_{AP}, \Gamma_{SH})$ 时适用,其中参数 Γ_{AP} 定义特性声压)。

[0048] 移动到图5,通过由(校准)曲线510c表示的校准函数(通过SHc(PL)标示)来拟合示例性校准响应(在图中未示出)。替换地通过由(测量)曲线510m表示的测量函数(通过SHm(PL)标示)来拟合示例性测量响应(在图中未示出)。通常来说,测量响应关于校准响应被衰减(这是由于处在超声扫描仪的换能器与身体部位之间的解剖结构所导致的患者体内的衰减以及/或者由于对比剂的可能相对较高的浓度)。因此,曲线510m关于曲线510c被向右偏移(由于传送路径中的声学衰减,现在需要更高的功率电平来获得相同的次谐波电平)并且被向下偏移(由于接收路径中的声学衰减,从相同的功率电平获得更低的次谐波电平)。

[0049] 校准函数SHc(PL)具有由(校准)十字形530c表示的校准点 $(\Gamma_{PLc}, \Gamma_{SHc})$ 。校准点 $(\Gamma_{PLc}, \Gamma_{SHc})$ 标识特性功率电平 Γ_{PLc} (其被称作校准功率电平),其导致向在校准结构中测量的对比剂施加相应的特性声压 Γ_{APc} (其被称作校准声压)。测量函数SHm(PL)具有由(测量)十字形530m表示的测量点 $(\Gamma_{PLm}, \Gamma_{SHm})$ 。测量点 $(\Gamma_{PLm}, \Gamma_{SHm})$ 标识对于向身体部位施加相同的校准声压 Γ_{PAC} 所需要的特性功率电平 Γ_{PLm} (其被称作测量功率电平),并且其由于发生在患者体内的声学衰减(当以dB表达时等于 $Att = \Gamma_{PLm} - \Gamma_{PLc}$)而高于校准功率电平 Γ_{PLc} 。

[0050] 通过由(测量)曲线510m'表示的测量函数(通过SHm'(PL)标示)来拟合另一示例性测量响应(图中未示出)。该测量响应关于先前的测量响应被衰减更多(这例如是因为中间有更多解剖结构以及/或者对比剂具有更高浓度),因此曲线510m'与510m相比(关于曲线510c)被进一步向右和向下偏移。测量函数SHm'(PL)具有由(测量)十字形530m'表示的测量点 $(\Gamma_{PLm'}, \Gamma_{SHm'})$,其标识测量功率电平 $\Gamma_{PLm'}$ 。在这种情况下,由于患者体内的更高声学衰减(当以dB表达时等于 $Att' = \Gamma_{PLm'} - \Gamma_{PLc}$,关于衰减 Att 增加了 $\Delta Att = \Gamma_{PLm'} - \Gamma_{PLm}$),对于向身体部位施加相同的校准声压 Γ_{PAC} 需要更高的测量功率电平 $\Gamma_{PLm'}$ 。

[0051] 移动到图6,在超声扫描仪的初始化阶段期间,可以确定相关的校准功率电平 Γ_{PLc} 和校准声压 Γ_{APc} (例如 $\Gamma_{PLc} = 23\text{dB}$ 并且 $\Gamma_{APc} = 200\text{kPa}$);对于特定的环境条件(例如超声扫描仪的设定和对比剂的类型)只需要一次该操作。

[0052] 从(利用对比剂灌流的)身体部位记录测量响应605。通过由相应的(测量)曲线610m表示的测量函数来拟合测量响应605。测量函数具有由(测量)十字形630m表示的测量点,其标识相应的测量功率电平 Γ_{PLm} (例如 $\Gamma_{PLm} = 25\text{dB}$)。

[0053] 测量功率电平 Γ_{PLm} 和校准声压 Γ_{APc} (与声压和被施加到对比剂的超声波的功率之间的已知二次关系相组合,并且与超声扫描仪的传送功率和功率电平(在所讨论的实例中以dB计)之间的已知关系相组合)可以被用来对于超声扫描仪的任何功率电平估计被实际施加到身体部位的声压,或者反之被用来估计对于向身体部位实际施加任何声压所需要

的超声扫描仪的功率电平。具体来说,当将要向身体部位施加目标声压 AP_t 时,超声扫描仪被设定到通过下式给出的目标功率电平 PL_t :

$$[0054] \quad PL_t = \Gamma PL_m + 20 \cdot \log \left(\frac{AP_t}{\Gamma AP_c} \right)$$

[0055] 举例来说,在这种情况下,可以通过把超声扫描仪设定到以下目标功率电平来向身体部位施加目标声压 $AP_t = 250 \text{ kPa}$:

$$[0056] \quad PL_t = 25 + 20 \cdot \log \left(\frac{250}{200} \right) = 26.94 \text{ dB}$$

[0057] 根据本公开内容的一个实施例的前面描述的技术允许以高准确度在原位确定所施加的实际声压;按照非侵入性的远程方式,即使在体内条件下也可以实现这一结果。

[0058] 如此获得的关于施加到身体部位的声压的估计可以被使用在治疗应用中,以便控制超声扫描仪向对比剂颗粒施加任何所期望的声压。具体来说,当需要对比剂颗粒的稳定并且可逆的振荡时(例如在超声溶栓中),这样会显著提高治疗应用(例如细胞溶解)的效率,并且与此同时避免或者至少大大限制由于过度暴露于超声波而导致的任何不合期望的副作用。

[0059] 测量功率电平 ΓPL_m 和校准功率电平 ΓPL_c 可以替换地被用来估计从换能器到身体部位发生在患者体内的声学衰减(后文中称作总声学衰减)。具体来说,简单地通过测量功率电平 ΓPL_m 与校准功率电平 ΓPL_c 之间的差给出总声学衰减 Att (也就是说 $Att = \Gamma PL_m - \Gamma PL_c$)。举例来说,在本例中,总声学衰减等于 $Att = 25 - 23 = 2 \text{ dB}$ 。

[0060] 附加地或替换地,还有可能记录来自仍然利用对比剂灌流的另一身体部位的另一测量响应(例如处于相同器官的不同深度),并且通过具有标识另一测量功率电平 $\Gamma PL_m'$ (例如在患者体内更深 1 cm 的一点处, $\Gamma PL_m' = 25.3 \text{ dB}$)的另一测量点(图中未示出)的另一测量函数对其进行拟合。

[0061] 这两个测量功率电平 ΓPL_m 和 $\Gamma PL_m'$ 可以如前所述地被用来估计在相应的身体部位之间发生在患者体内的声学衰减(后文中称作部分声学衰减)。具体来说,简单地通过测量功率电平 ΓPL_m 与 $\Gamma PL_m'$ 之间的差给出部分声学衰减 ΔAtt (也就是说 $\Delta Att = \Gamma PL_m - \Gamma PL_m'$)。举例来说,在本例中,所讨论的器官的 1 cm 的部分声学衰减等于 $\Delta Att = 25.3 - 25 = 0.3 \text{ dB}$ 。

[0062] 根据本公开内容的一个实施例的前面描述的技术允许以高准确度在原位确定所发生的实际(总的/部分)声学衰减;按照非侵入性的远程方式,即使在体内条件下也可以实现这一结果。

[0063] 如此获得的关于发生在患者体内的声学衰减的估计可以被使用在诊断应用中(例如根据其声学衰减来对身体部位进行表征)。

[0064] 现在参照图7,其中示出了根据本公开内容的另一实施例的解决方案的一个应用实例。

[0065] 在本例中,通过在基本上对应于测量响应的破坏性部分的有限测量范围内随着时间改变超声扫描仪的功率电平而生成(被用来记录测量响应的)测量激发信号;为此目的,仅仅在相应的阈值以上(例如 20 dB 以上并且优选地是 23 dB 以上)随着时间改变超声扫描仪

的功率电平。响应于该测量激发信号记录测量响应705 (基本上被限制到其破坏性部分)。通过由相应的 (测量) 曲线710m表示的测量函数 (基本上被限制到其破坏性节段) 对测量响应705进行拟合, 所述曲线710m具有由 (测量) 十字形730m表示的测量点。但是在本例中, 测量函数是简化的模型函数的一个实例。举例来说, 所述模型函数可以包括仅定义噪声节段和破坏性节段的项, 正如下面的表达式所定义的那样:

$$[0066] \quad SH(PL) = 10 \cdot \log \left(10^{\left(\frac{\Gamma SH}{10}\right)} \cdot e^{\left(\frac{-10^{\left(\frac{Kd}{10}\right)} \cdot 10^{\left(\frac{\Gamma PL}{20}\right)}}{PL - 10^{\left(\frac{\Gamma PL}{20}\right)}}\right)} + 10^{\left(\frac{Kn}{10}\right)} \right)$$

[0067] 这样就降低了拟合的计算复杂度; 此外即使对于超声扫描仪的有限动态范围也允许应用相同的技术。在任何情况下, 通过简化的模型函数所涉及的准确度损失都不重要, 这是因为对于测量响应与参考响应的比较总是考虑到测量响应的最重要的部分 (也就是破坏性部分)。

[0068] 现在参照图8, 其中示出了表示可以被用来实施根据本公开内容的一个实施例的解决方案的主要组件的角色的协作图。这些 (软件和/或硬件) 组件作为一个整体由附图标记800标示。具体来说, 软件组件 (程序和数据) 通常被存储在大容量存储器中, 并且在程序运行时连同操作系统和其他应用程序 (图中未示出) 一起 (至少部分地) 被加载到超声扫描仪的工作存储器中。所述程序最初例如从可移除存储单元或者从网络被安装到大容量存储器中。在这方面, 每一个软件组件可以代表代码模块、节段或部分, 其包括用于实施所规定的逻辑功能的一条或多条可执行指令。具体来说, 该图同时描述了组件800的静态结构及其动态行为 (通过一系列所交换的消息, 每一条消息代表相应的动作并且通过前面带有符号“A”的序列号标示)。

[0069] TX/RX控制器803控制换能器。举例来说, TX/RX控制器803包括具有传送波束成形器和脉冲器的TX控制器, 以用于在每一个采集时刻生成超声波。TX/RX控制器803还包括用于在每一个采集时刻 (对于所选扫描平面内的相应位置) 接收相应的 (模拟RF) 回波信号的RX处理器。RX处理器预先放大模拟RF回波信号并且应用初步时间-增益补偿 (TGC); 随后通过模拟到数字转换器 (ADC) 把模拟RF回波信号转换成数字值, 并且通过接收波束成形器将其组合成聚焦波束信号。优选地通过另外的数字算法以及其他线性或非线性信号调节器 (例如后波束成形TGC) 处理如此获得的数字RF回波信号。TX/RX控制器803还包括视频转换器, 其把数字RF回波信号解调、对数压缩以及扫描转换成视频格式, 从而生成针对每一个采集时刻的解剖图像 (包括基于相应位置的回波信号的像素值的矩阵)。

[0070] 每当必须使用新的对比剂、改变超声扫描仪的设定 (例如其频率) 或者替换影响其操作的超声扫描仪的任何部件 (例如换能器) 时, 对超声扫描仪进行初始化 (在使用校准响应的情况下)。在此阶段中, 超声扫描仪的操作员准备用于对比剂的校准结构, 并且把水听器806 (其与校准结构相关联) 连接到超声扫描仪。操作员随后把换能器放置成与校准结构接触, 并且输入初始化命令。作为响应, 调制器809驱动TX/RX控制器803向校准结构的每一个位置施加校准激发信号 (动作“A1、施加”)。对于每一个位置响应于校准激发信号而接收到的 (数字RF) 校准回波信号被传递到记录器812, 所述记录器812围绕 (校准激发信号的) 超

声波的基频的一半对其进行带通滤波,从而获得相应的次谐波分量。在一个实施例中,校准激发信号包括具有相反符号的两个超声脉冲突发,所述两个突发的每一对脉冲被快速地相继传送;在这种情况下,两个相应的校准回波信号被接收并且求和(在带通滤波之前)。因此,在从两个突发的每一对脉冲得到的两个校准回波信号的求和中,(由于组织所导致的)其线性分量抵消,(由于对相等幅度的正、负声压作出不同响应的对比剂所导致的)其非线性分量则增大。这样就大大减少了可能会污染次谐波响应(并且无法通过简单的带通滤波被抑制)的任何线性分量,从而改进了响应噪声比并且从而改进了技术的灵敏度。对于每一个采集时刻,记录器812计算所有位置的次谐波分量的功率的平均值(从而定义用于超声扫描仪的相应功率电平的回波信号的次谐波电平)。记录器812随后保存针对每一个采集时刻的记录,从而把相应的功率电平和次谐波电平存储到校准响应表815中(动作“A2、记录”)。与此同时,水听器806测量在每一个采集时刻施加到对比剂的声压,所述声压被添加到校准响应表815的相应记录(动作“A3、测量”)。通过这种方式,校准响应表815的每一条记录代表校准响应的一点,其由相应的成对声压/次谐波电平(用于估计声压)和/或功率电平/次谐波电平(用于估计声学衰减)定义。拟合器818访问校准响应表815。拟合器818通过模型函数的一个实例对其校准响应的各点进行拟合(例如通过应用众所周知的误差最小化算法),从而获得相应的校准函数。拟合器818把定义校准函数的参数(即 K_d 、 Γ_{AP}/Γ_{PL} 、 Γ_{SH} 、 K_n 并且可能还有 K_s 、 Δ_{AP}/Δ_{PL} 、 Δ_{SH})的值保存到校准函数表821中(动作“A4、拟合”)。提取器824访问校准函数表821和校准响应表815以便提取校准声压 Γ_{APc} 和/或校准功率电平 Γ_{PLc} (分别由来自校准函数表821或者来自校准响应表815的相应记录中的校准函数的参数 Γ_{PL} 或 Γ_{AP} 的值定义);提取器824把定义校准点的这两个值的其中之一或全部二者保存到校准点变量827中(动作“A5、提取”)。应当提到的是,可以在任何地方(例如在实验室中)实施前面描述的操作,并且在扫描仪的实际操作期间不需要相应的组件。

[0071] 在任何治疗/分析处理的开头,操作员致动换能器并且围绕将被治疗/分析的身体部位移动换能器(在施予任何对比剂之前),并且输入选择命令。作为响应,TX/RX控制器803(以相对较低的功率电平)向身体部位施加超声波,并且实时生成相应的解剖图像序列;解剖图像被提供到显示器830,其控制超声扫描仪的监视器以导致其显示;操作员选择代表身体部位(并且可能是在任意选择的解剖图像中选择的感兴趣区段)的特定切片的扫描平面,其中包括将被治疗的已知病变或者将被分析的怀疑病变(动作“A6、选择”)。操作员现在向患者施予对比剂,并且随后输入治疗命令或分析命令。在治疗命令的情况下,操作员还输入将要施加到身体部位的目标声压 AP_t 。在分析命令的情况下,操作员还选择她/他希望估计总的声学衰减(从换能器到操作员在该扫描平面内选择的给定深度)还是部分声学衰减(同样是由操作员选择的该扫描平面内的两个深度之间)。作为响应,调制器809驱动TX/RX控制器803向身体部位的每一个位置施加测量激发信号,与前面一样,该测量激发信号可以包括具有相反符号的两个超声脉冲突发(动作“A7、施加”)。响应于测量激发信号而接收到的(数字RF)(测量)回波信号被传递到记录器812,所述记录器812如前生成相应的测量响应;记录器812随后把测量响应的表示保存到测量响应表833中,所述测量响应表833包括存储超声扫描仪的相应功率电平和回波信号的次谐波电平的针对每一个采集时刻的记录(动作“A8、记录”)。拟合器818访问测量响应表833,并且与前面一样计算相应的测量函数;拟合器818把定义测量函数的参数(即 K_d 、 Γ_{PL} 、 Γ_{SH} 、 K_n 并且可能还有 K_s 、 Δ_{PL} 、 Δ_{SH})的值保存到测量

函数表836中(动作“A9、拟合”)。提取器824访问测量函数表836以便提取测量功率电平 Γ PLm(由测量函数的参数 Γ PL的值定义),并且把定义测量点的该值保存到测量点变量839中(动作“A10、提取”)。在估计部分声学衰减的情况下,重复相同的操作(动作A8-A10)以把(针对不同深度的)另外的测量功率电平 Γ PLm' 保存到相同的测量点变量839中(除了测量功率电平 Γ PLm之外)。

[0072] 计算器842访问校准点变量827和测量点变量839(以便分别提取定义校准点和测量点的所需参数),并且其计算用于特定治疗/诊断应用的感兴趣信息。

[0073] 具体来说,在治疗命令的情况下,计算器842取回测量功率电平 Γ PLm(从测量点变量839)和校准声压APc(从校准点变量827),并且计算对应于目标声压APt(先前由操作员输入)的目标功率电平PLt。计算器842把目标功率电平PLt保存到目标功率变量845中(动作“A11、计算”)。随后把目标功率电平PLt从目标功率变量845传递到TX/RX控制器803,以使其在目标功率电平PLt下向身体部位施加超声波(“A12、施加”)。

[0074] 或者,在基于总声学衰减的分析命令的情况下,计算器842取回测量功率电平 Γ PLm(从测量点变量839)和校准功率电平 Γ PLc(从校准点变量827),并且计算相应的总声学衰减Att。计算器842把总声学衰减Att保存到衰减变量848中(动作“A13、计算”)。同样地,在基于部分声学衰减的分析命令的情况下,计算器842取回两个测量功率电平 Γ PLm和 Γ PLm'(从测量点变量839),并且计算相应的部分声学衰减 Δ Att。计算器842把部分声学衰减 Δ Att保存到相同的衰减变量848中(动作“A14、计算”)。

[0075] 随后把(总的/部分)声学衰减Att/ Δ Att从衰减变量848传递到控制超声扫描仪的监视器的显示器830以对其进行显示(动作“A15、显示”)。举例来说,该信息可以被用来表征身体部位(也就是检测病变及其类型)。

[0076] 现在参照图9-图13,其中示出了与根据本公开内容的一个实施例的解决方案的体外应用有关的实验结果的不同实例。

[0077] 为此目的,使用了尺寸为37cm x 57cm x 22cm的水箱;所述水箱填充有包括BR38磷脂微气泡的对比剂在水中的悬浮液。所述水箱在其内部提供有定制测量单元和换能器固定架(用于包括传送器和接收器的换能器)。测量单元的空腔具有80mm直径和20mm深度,并且具有130mL的体积。测量单元内部的小型搅拌器允许对比剂悬浮液的混合。传送器是Panametrics 5MHz换能器,其具有1英寸直径,聚焦在3英寸处,型号为V307,序列号为265437(Olympus NDT,Waltham,MA);接收器为Vermon M3W1001,其中心为3MHz,具有1英寸直径,聚焦在3英寸处(Vermon SA,Tours,France)。换能器被放置成关于其纵轴成90°,全部两个换能器在脉冲-回波模式下共焦对准在一个小珠(bead)上。超声波由波形生成器Lecroy ArbStudio(Teledyne LeCroy,Chestnut Ridge,纽约)提供,并且通过55dB的RF功率放大器ENI型号3200L(ENI,Rochester,纽约)被放大,其在输入处具有470 Ω 的串联电阻并且充当-15dB衰减器。相应的回波信号通过Accutron+40dB RF放大器被放大,并且利用Yokogawa示波器型号DL1740(日本东京的Yokogawa Electric Corporation)被记录。连接到压缩空气网络并且由来自波形生成器的电气设定点控制的比例阀(T2000,Marsh Bellofram,Newell,WV)被用来按照可编程的方式对测量单元加压。医用压力探头COBE 041-500-503(COBE,Lakewood,CO)和定制转换器/传送器设备被用来监测以及向示波器传送静水压信号。定制的Labview应用(National Instrument,Austin,TX)控制波形生成器和

示波器。

[0078] 在不同的实验条件下收集实验结果。每一项实验条件的实验结果是通过测量针对一实验参数的不同值的次谐波响应而获得的(其中对于相同实验参数的每一个值的次谐波响应的测量被重复5次);通过前面提到的模型函数的相应实例对次谐波响应进行拟合,以便获得相应的特性点的特性声压 Γ_{AP} 。在图示中示出了每一项实验条件的实验结果,所述图示在纵轴上绘制出特性声压 Γ_{AP} 并且在横轴上绘制出相应的实验参数的值(其中误差条线表明针对实验参数的每一个值的特性声压 Γ_{AP} 的标准偏差)。

[0079] 从图9开始,实验结果涉及来自5个不同小瓶的相同类型的对比剂(由于其固有的发散,对比剂的属性存在一些差异,比如其颗粒的尺寸分布)。

[0080] 移动到图10,实验结果涉及不同的静水压,即3mmHg和120mmHg(其涵盖在人体内观察到的系统性压力的典型范围)。

[0081] 可以看到,对于不同的对比剂属性和静水压,在特性声压 Γ_{AP} 方面没有显著的差异。这表明了根据本公开内容的技术关于对比剂属性的任何发散以及患者体内的实际静水压的良好独立性。因此,所述技术是高度可再现的、精确的并且是鲁棒的。

[0082] 移动到图11,实验结果涉及对比剂的不同浓度,也就是其标准值($0.3 \cdot 10^6 \mu\text{m}^3/\text{mL}$)、标准值的一半($0.15 \cdot 10^6 \mu\text{m}^3/\text{mL}$)以及标准值的两倍($0.6 \cdot 10^6 \mu\text{m}^3/\text{mL}$)。可以看到,特性声压 Γ_{AP} 随着对比剂的浓度增大(这是因为其充当声学衰减器,其效果随着对比剂的浓度增大)。

[0083] 移动到图12,现在图示中示出了相同的实验结果,所述图示在纵轴上绘制出(相对)声学衰减(关于对比剂的标准浓度的特性声压 Γ_{AP} 以dB计),并且在横轴上绘制出对比剂的浓度(误差条线表明针对对比剂浓度的每一个值的声学衰减的标准偏差)。可以看到,声学衰减(以dB计)与对比剂的浓度成比例;具体来说,这些实验结果的线性最佳拟合具有 $R^2=0.9996$ 的决定系数。这证实了根据本公开内容的技术与理论的非常良好的匹配。

[0084] 通过在传送路径中没有任何声学衰减器的情况下(如前面所表明的那样)以及随后在插入充当声学衰减器的两个衬垫(其被称作衬垫P1和衬垫P2)之后测量次谐波响应收集了另外的实验结果;具体来说,衬垫P1由PD442/1.6-二异氰酸己烷90.4/9.6%(质量)、50%己二酸二(2-乙基己)酯制成,其厚度为9.5mm并且直径为38mm,衬垫P2则由PD443/1.6-二异氰酸己烷90.5/9.5%(质量)、40%己二酸二(2-乙基己)酯制成,其厚度为16mm并且直径为38mm。通过前面提到的模型函数的相应实例对次谐波响应进行了拟合,以便获得相应特性点的特性声压 Γ_{AP} 。

[0085] 参照图13,在图示中示出了没有任何声学衰减器的次谐波响应(由附图标记1305标示)和具有衬垫P2的次谐波响应(由附图标记1305p标示),所述图示在纵轴上绘制出次谐波电平(以dB计)并且在横轴上绘制出声压(在对数标度上以kPa计)。可以看到,次谐波响应1305p的破坏性部分向右偏移(由于传送路径中的增加的声学衰减),但是关于次谐波响应1305的式样没有任何显著的失真(类似的考虑适用于具有衬垫P1的次谐波响应,图中未示出)。这证实了次谐波响应具有基本上恒定的式样而不管声学衰减如何。

[0086] 被计算成相应的特性声压 Γ_{AP} 与没有任何衰减器的特性声压 Γ_{AP} 之间的比值(以dB计)的每一个衬垫P1和P2的声学衰减分别是 $Att1=2.42\text{dB}$ 和 $Att2=5.69\text{dB}$ 。通过标准替代方法使用水听器测量的每一个衬垫P1和P2的实际声学衰减是 $Att1'=2.52\text{dB}$ 和 $Att2' =$

6.04dB。这证实了根据本公开内容的技术的准确度。

[0087] 很自然的是,为了满足局部的具体要求,本领域技术人员可以对本公开内容应用许多逻辑和/或物理修改和改动。更具体来说,虽然参照其一个或多个实施例以一定程度的特定性描述了本公开内容,但是应当理解的是,形式和细节方面的各种省略、替换和改变以及其他实施例都是可能的。具体来说,可以在没有为了提供对于本公开内容的更加透彻的理解而在前面的描述中阐述的具体细节(比如数字值)的情况下实践本公开内容的不同实施例;相反,为了避免以不必要的特定性模糊其描述,可能省略或简化了众所周知的特征。此外,作为一般性的设计选择,结合本公开内容的任何实施例描述的特定单元和/或方法步骤都明确意图可以被合并在任何其他实施例中。在任何情况下,序数或其他限定词仅仅被用作标签以便区分具有相同名称的单元,其本身并不表示任何优先级、先后次序或顺序。此外,术语“包括”、“具有”、“包含”和“涉及”(及其任何形式)应当意图具有开放性、非穷举性的含义(也就是说不限于所引述的项目),术语“基于”、“取决于”、“根据”、“…的函数”(及其任何形式)应当意图作为非排他性关系(也就是说可能涉及另外的变量),术语“一个/一项”应当意图作为一个或多个项目(除非明确地另有所指),并且术语“用于…的装置”(或者任何装置加功能表述)应当意图作为适合于实施相关功能的任何实体或结构。

[0088] 举例来说,一个实施例提供了一种用于超声扫描仪的方法。所述方法包括以下步骤。利用超声扫描仪的换能器向患者的某一身体部位(其包括在实施所述方法之前向患者预先施予的对比剂)施加测量激发信号(其包括通过在一定测量范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波)。记录测量响应(其包括响应于测量激发信号而接收到的测量回波信号的非基频分量的电平)。根据(基于测量响应的)测量数据与(基于参考响应的)参考数据之间的比较来确定估计值。所述确定估计值的步骤包括以下操作当中的一项或多项。当参考响应是表达作为包括对比剂的体外校准结构中的声压电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的校准响应时,估计(对于向所述身体部位施加所选择的目标声压电平所需要的)目标功率电平以及/或者(在设定了所选择的另一目标功率电平时施加到所述身体部位的)另一目标声压电平。附加地或替换地,当参考响应是表达作为所述体外校准结构中的功率电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的另一校准响应时,估计(在换能器与所述身体部位之间发生在患者体内的)总的声学衰减。附加地或替换地,当参考响应是表达作为另一身体部位中的功率电平的函数的另一测量回波信号的所述非基频分量的电平的另一测量响应时,估计(在患者的所述身体部位与所述另一身体部位之间发生在患者体内的)部分声学衰减。

[0089] 但是所述方法可以用于任何超声扫描仪(参见下文)。所述方法可以被应用于任何身体部位,其应用层级可以是整个身体部位、身体部位的某一感兴趣区段或者单独被应用于身体部位的任何位置或者(2D或3D)位置群组。所述身体部位可以包括任何对比剂(例如特定于目标的类型)。可以通过任何方式来施加测量激发信号(例如通过任何形状和长度的超声波,由任意数目的一个或多个突发构成,每一个突发具有恒定的或者递增/递减的任何频率或者具有不同频率的混合)。可以通过任何方式来定义超声扫描仪的功率电平(例如通过渐变标度的指数,通过传送功率或传送电压的实际值,或者甚至通过由超声扫描仪生成的超声波的声压的实际值)。此外,可以在任何非零范围内通过任何方式来改变测量激发信号的功率电平(例如通过递增/递减斜坡)。可以通过任何方式来记录测量响应(例如通过对

回波信号进行切趾 (apodizing) 并且特别是利用任何种类的函数进行加窗/锥化, 比如利用矩形、余弦或Hanning类型的函数)。可以通过任何方式来定义任何非基频分量 (参见下文) 的电平 (例如通过回波信号的功率或幅度)。参考响应可以是任何类型, 测量数据和参考数据可以通过任何方式分别基于测量响应和参考响应, 并且可以根据二者之间的任何比较来确定所述估计值 (参见下文)。具体来说, 参考响应可以被定义成仅作为声压电平的函数 (通过任何方式来定义, 例如通过其在任何非零范围内的能量来定义), 仅作为功率电平的函数 (在任何非零范围内定义, 甚至不同于测量范围, 并且通过任何方式对应于声压电平, 甚至是未知的方式), 或者作为全部二者的函数。所述校准结构和另一身体部位可以是任何类型 (参见下文)。

[0090] 在一个实施例中, 所述确定估计值的步骤包括: 还根据超声扫描仪的功率电平与声压电平之间的预定义关系来估计目标功率电平和/或另一目标声压电平。

[0091] 但是可以通过任何方式来估计目标功率电平和/或另一目标声压电平 (参见下文)。

[0092] 在一个实施例中, 所述方法还包括以下步骤。利用换能器向校准结构施加校准激发信号 (其包括通过在一定校准范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波)。记录 (响应于校准激发信号而接收到的) 校准回波信号的所述非基频分量的电平。

[0093] 但是可以使用任何 (体外) 校准结构 (例如具有已知的反射器)。正如对于测量响应是有效的, 类似的考虑对于校准激发信号的施加以及对于校准响应的记录 (并且可能对于校准函数和校准点的确定) 也是有效的。无论如何, 不排除通过其他方式提供校准数据的可能性; 例如有可能对于一系列不同的操作条件 (比如超声扫描仪的设定和/或对比剂的类型) 确定校准数据 (在实验室中确定或者甚至通过分析法确定), 并且随后将该信息加载到超声扫描仪中。在任何情况下, 当仅使用所述另一测量响应时还可以省略校准响应。

[0094] 在一个实施例中, 所述方法还包括: 测量通过校准激发信号施加到校准结构中的对比剂的声压电平。

[0095] 但是可以仅测量声压电平、仅测量功率电平或者测量全部二者。

[0096] 在一个实施例中, 校准结构中的对比剂的浓度低于提供校准激发信号和校准回波信号的基本上零衰减的阈值。

[0097] 但是当衰减低于最小值 (例如0.1-1%) 时, 可以将其视为零。在任何情况下, 还可以对于对比剂的不同浓度 (以及在衰减条件下) 记录校准响应。

[0098] 在一个实施例中, 所述方法还包括以下步骤。利用换能器向另一身体部位施加另一测量激发信号。记录 (响应于另一测量激发信号而接收到的) 另一测量回波信号的所述非基频分量的电平。

[0099] 但是正如对于测量响应是有效的, 类似的考虑对于另一测量激发信号的施加以及对于另一测量响应的记录 (并且可能对于另一测量函数和另一测量点的确定) 也是有效的。此外, 可以在任何时间 (与所述测量响应同时或分开) 从任何数目和类型的另外的身体部位 (例如在相同器官或者甚至不同器官中的任何深度处) 记录另一测量响应。在任何情况下, 当仅使用校准响应时还可以省略所述另一测量响应。

[0100] 在一个实施例中, 所述确定估计值的步骤包括: 通过测量函数来拟合测量响应, 以及根据测量函数与拟合参考响应的参考函数之间的比较来确定估计值。

[0101] 但是可以利用任何已知的曲线拟合算法(例如基于最小二乘法、力矩或者最大似然性技术)通过测量函数来拟合测量响应。测量函数可以是任何类型(例如S形或累积对数正态函数),甚至是事前未知的。可以通过任何方式来组合测量函数和参考函数(参见下文)。在任何情况下,原则上不排除把测量响应直接与参考函数或参考响应进行比较(甚至无需计算任何测量函数)的可能性(例如根据测量响应和参考响应的破坏性部分之间的差的平均值)。

[0102] 在一个实施例中,测量函数和参考函数是总体上呈S形的模型函数的实例;模型函数包括具有基本上恒定的最终值的最终恒定节段、具有基本上恒定的另一值的另一恒定节段以及处于所述另一恒定节段与最终恒定节段之间的递增节段,其中模型函数从所述另一恒定值到最终恒定值基本上单调地增大。

[0103] 但是模型函数的每一个节段可以具有任何非零长度。(最终/另一)恒定节段可以具有任何恒定值,当其改变低于预定义阈值(例如0.1-1%)时,所述值可以被认为是基本上恒定的;此外,递增节段可以是任何类型(例如严格递增或弱递增,其中具有任何数目和类型的凹处)。在任何情况下,不排除使用具有不同形状 of 模型函数。

[0104] 在一个实施例中,模型函数还包括具有基本上恒定的初始值的初始恒定节段以及处于初始恒定节段与所述另一恒定节段之间的另一递增节段,其中模型函数从初始恒定值到所述另一恒定值基本上单调地增大。

[0105] 但是与前面类似的考虑也适用于初始恒定节段和所述另一递增节段。在任何情况下,模型函数可以包括不同的、附加的或者替换的节段。

[0106] 更一般来说,模型函数可以涉及测量/参考响应的任何其他部分(至少包括其破坏性部分或者例如高于过渡功率电平的一大部分);举例来说,模型函数的范围可以从前面所表明的所有节段到仅有递增节段。

[0107] 在一个实施例中,所述确定估计值的步骤包括:确定表征测量函数的递增节段的测量点,以及根据测量点与表征参考函数的递增节段的参考点之间的比较来确定估计值。

[0108] 但是可以通过任何方式来确定测量点(参见下文);此外,可以仅通过参考声压电平、仅通过参考功率电平或者通过全部二者来定义参考点。可以通过任何方式来比较测量点与参考点(参见下文)。在任何情况下,原则上不排除把测量点与参考函数进行比较或者把测量函数直接与参考函数进行比较(甚至无需确定任何测量点)的可能性(例如根据测量函数和参考函数的递增节段之间的差的平均值)。

[0109] 在一个实施例中,所述确定估计值的步骤包括:确定对应于所述另一恒定节段与测量函数的递增节段之间的交点的测量点,以及根据测量点与参考点之间的比较来确定估计值,所述参考点对应于所述另一恒定节段与参考函数的递增节段之间的交点。

[0110] 但是可以通过任何其他方式来定义测量/参考点,甚至独立于所述另一恒定节段与递增节段之间的交点来定义(例如作为其中递增节段的一阶导数具有预定义值(比如1)的点)。

[0111] 在一个实施例中,所述确定估计值的步骤包括:确定对应于递增节段的递减垂直渐近线的测量点,以及根据测量点与对应于参考函数的递增节段的递减垂直渐近线的参考点之间的比较来确定估计值。

[0112] 但是可以通过任何其他方式根据所述另一恒定节段与递增节段之间的交点来确

定测量/参考点(例如所述两个节段在该处实际相交)。

[0113] 在一个实施例中,所述参考点是(表征拟合校准响应的校准函数的递增节段的)校准点;所述估计目标功率电平和/或另一目标声压电平的步骤包括:通过把超声扫描仪的功率电平与声压电平之间的预定义关系应用到(由测量点标识的)测量功率电平以及(由校准点标识的)校准声压电平来估计目标功率电平和/或另一目标声压电平。

[0114] 但是可以利用任何其他公式来计算目标功率电平和/或另一目标声压电平(根据超声扫描仪的任何关系,其或者是通过分析法获知的或者是通过实验确定的)。

[0115] 在一个实施例中,所述参考点是表征拟合所述另一校准响应的另一校准函数的递增节段的另一校准点;所述估计总的声学衰减的步骤包括:根据(由测量点标识的)测量功率电平与(由所述另一校准点标识的)校准功率电平之间的比较来估计总的声学衰减。

[0116] 但是可以根据测量功率电平与校准功率电平之间的任何比较(例如其差、比值,甚至不是是对数标度中)来计算总的声学衰减,并且可以通过任何方式来对其进行表达(例如通过绝对形式来表达以表明声压的实际损失)。

[0117] 在一个实施例中,所述参考点是表征拟合所述另一测量响应的另一测量函数的递增节段的另一测量点;所述估计部分声学衰减的步骤包括:根据(由所述测量点标识的)测量功率电平与(由所述另一测量点标识的)另一测量功率电平之间的比较来估计部分声学衰减。

[0118] 但是与前面一样,可以根据两个测量功率电平之间的任何比较来计算部分声学衰减,并且可以通过任何方式对其进行表达。

[0119] 在一个实施例中,所述身体部位和另一身体部位处于患者体内的距离其皮肤的不同深度。

[0120] 但是两个身体部位可以处于任何不同的深度;在任何情况下,不排除估计(设置处于相同深度的)不同器官之间的部分声学衰减。

[0121] 在一个实施例中,所述非基频分量是回波信号的次谐波分量。

[0122] 但是不排除使用不同的、替换的或附加的非基频分量(或者其任意组合);举例来说,不排除使用更高谐波分量(比如2阶或3阶谐波)或者超谐波分量(比如具有等于1.5或2.5倍基频的频率)。

[0123] 在一个实施例中,所述次谐波分量等于回波信号的1/2基频。

[0124] 但是不排除使用任何不同的、替换的或附加的次谐波分量(例如等于1/3或1/4基频)(或者其任意组合)。

[0125] 在一个实施例中,所述施加测量激发信号的步骤包括:施加第一测量激发信号以及与第一测量激发信号相反的第二测量激发信号;所述记录测量响应的步骤包括:记录响应于第一测量激发信号的第一测量响应以及响应于第二测量激发信号的第二测量响应,以及获得根据第一测量响应和第二测量响应的组合的测量响应。

[0126] 但是可以利用任何多脉冲激发技术来获得测量响应。具体来说,测量激发信号可以是任何类型(例如具有不同的幅度),并且可以通过任何方式来施加(例如相继或交织施加);此外,可以通过任何方式来组合相应的测量响应(例如通过将其直接或者利用相应的权重相加或相减)。在任何情况下,不排除基于单脉冲激发技术(也就是利用由单个超声脉冲突发构成的测量激发信号)的基本实现方式。

[0127] 在一个实施例中,所述方法还包括:根据目标功率电平来控制超声扫描仪。

[0128] 但是在一种简化的实现方式中,可以简单地向操作员显示目标功率电平,操作员通过人工方式相应地设定超声扫描仪。

[0129] 通常来说,如果利用等效方法实施相同的解决方案(通过使用具有其更多步骤或部分的功能相同的类似步骤,去除一些非必要的步骤,或者添加另外的可选步骤),则类似的考虑是适用的;此外,可以(至少部分地)按照不同顺序、同时地或者按照交织方式来实施各个步骤。

[0130] 在任何情况下,应当强调的是,前面描述的方法是一种数据处理(或计算)方法,其可以独立于与患者(并且特别是与在实施所述方法之前预先施予患者的对比剂)的任何交互来实施。此外,还可以通过非侵入方式向患者施予对比剂(例如口服以便对肠胃道进行成像,或者通过喷雾器施予到气道中),或者在任何情况下没有将需要专业医学专门知识或者对于患者导致任何健康风险的任何实质物理干预(例如在肌肉内发生)。在任何情况下,虽然所提出的方法可以促进医师的工作,但是其通常仅提供可以帮助他/她在治疗应用中控制对于身体部位的治疗以及/或者在诊断应用中分析身体部位的中间结果(尽管针对出于治疗目的的治疗和/或出于治愈目的的诊断的决定在严格意义上总是由医师自己作出的)。

[0131] 另一实施例提供一种计算机程序,当所述计算机程序在计算系统上执行时被配置成使得所述计算系统实施前面提到的方法。

[0132] 另一实施例提供一种包括具体实现计算机程序的计算机可读存储介质的计算机程序产品;所述计算机程序可以被加载到计算系统的工作存储器中,从而配置所述计算系统实施所述方法。

[0133] 但是所述解决方案可以被实施成独立模块,实施成用于超声扫描仪的控制程序的插件,或者甚至直接实施在控制程序本身中;很容易认识到,可能把所述解决方案部署成通过网络访问的服务(比如在因特网中)。在任何情况下,如果软件程序(其可以被用来实施本公开内容的每一个实施例)通过不同的方式被结构化,或者如果提供附加的模块或功能,类似的考虑同样适用;同样地,存储器结构可以是其他类型,或者可以用等效实体来替换(不一定由物理存储介质构成)。所述程序可以采取适合于由任何数据处理或计算系统使用或者与之相结合来使用(例如在虚拟机内)的任何形式,从而配置所述系统实施所期望的操作;具体来说,所述程序可以具有外部或驻留软件、固件或微代码的形式(其具有对象代码或源代码的形式——以供例如编辑或解译)。此外,有可能在任何计算机可用介质上提供所述程序(并且特别是作为非瞬时性介质上的制品);所述介质可以是适合于包含、存储、传送、传播或者传输程序的任何元件。举例来说,所述介质可以是电子、磁性、光学、电磁、红外或半导体类型;此类介质的实例有固定盘(其中程序可以被预先加载)、可移除盘、磁带、卡、连线、光纤、无线连接、网络、广播波等等。在任何情况下,即使利用硬件结构(例如集成在半导体材料的芯片中)或者利用软件与适当编程或通过其他方式配置的硬件的组合也可以实施根据本发明的一个实施例的解决方案。

[0134] 另一实施例提供一种系统,其包括被配置成实施前面描述的方法的各个步骤的装置。

[0135] 但是超声扫描仪可以是任何类型(例如具有线性、凸形或相控类型的换能器)。此外,所述解决方案可以被应用在包括超声扫描仪和分立计算机的系统中(或者任何等效系

统)；在这种情况下，所记录的信息被从超声扫描仪传输到计算机以进行处理（例如通过数字、模拟或网络连接）。

[0136] 通常来说，如果所述系统具有不同的结构或者包括等效组件，或者如果其具有其他操作特性，类似的考虑同样适用。在任何情况下，其每一个组件可以被划分成更多元件，或者两个或更多组件可以被一起组合到单个元件中；此外，每一个组件可以被复制以支持并行执行相应的操作。此外，除非另行表明，否则不同组件之间的任何交互通常不需要是连续的，并且其可以是直接进行或者通过一个或多个中介间接进行。

[0137] 另一实施例提供一种治疗方法，其包括以下步骤。向患者施予对比剂以使得对比剂灌流患者的一身体部位。利用超声扫描仪的换能器向所述身体部位施加测量激发信号，所述测量激发信号包括通过在一定测量范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波。记录包括响应于测量激发信号而接收到的测量回波信号的非基频分量的电平的测量响应（根据前面提到的方法对测量响应进行处理，以便估计对于向所述身体部位施加所选择的目标声压电平所需要的所述目标功率电平）。向所述身体部位施加通过根据所述目标功率电平设定超声扫描仪的功率电平而生成的另外的超声波。

[0138] 但是可以通过任何方式来使用所获得的信息。举例来说，有可能把对比剂用作热沉积的目标以便对身体部位进行加热；此外，有可能使用利用药物功能化的对比剂并且破坏其颗粒，从而导致药物的原位递送（其中利用非功能化的相同对比剂来记录测量响应）。所述方法可以被应用在任何种类的治疗应用中（所述术语具有最广泛的含义——其例如旨在治愈病理状况，避免其进展，防止病理状况的发生，或者简单地改善患者的舒适性），以及用于治疗任何（人类或动物）患者的任何种类的身体部位（例如器官（比如肝脏、前列腺或心脏）、区段或组织）。

[0139] 另一实施例提供一种诊断方法，其包括以下步骤。向患者施予对比剂以使得对比剂灌流患者的某一身体部位。利用超声扫描仪的换能器向所述身体部位施加测量激发信号，所述测量激发信号包括通过在一定测量范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波。记录包括响应于测量激发信号而接收到的测量回波信号的非基频分量的电平的测量响应（其中根据前面提到的方法对测量响应进行处理，以便估计在换能器与所述身体部位之间发生在患者体内的所述总的声学衰减，以及/或者在患者的所述身体部位与另一身体部位之间发生在患者体内的所述部分声学衰减）。根据总的声学衰减和/或部分声学衰减来评估所述身体部位的健康状况。

[0140] 但是可以通过任何方式来使用所获得的信息（例如通过估计身体部位的每一个位置或邻近位置群组的（总的/部分）声学衰减并且随后生成参数化图像，所述参数化图像的每一个像素值表示相应位置的声学衰减）。所述方法可以被应用在任何种类的诊断应用中（所述术语具有最广泛的含义——其例如旨在发现新的病变或者监测已知的病变），以及用于分析任何患者的任何种类的身体部位（参见前文）。

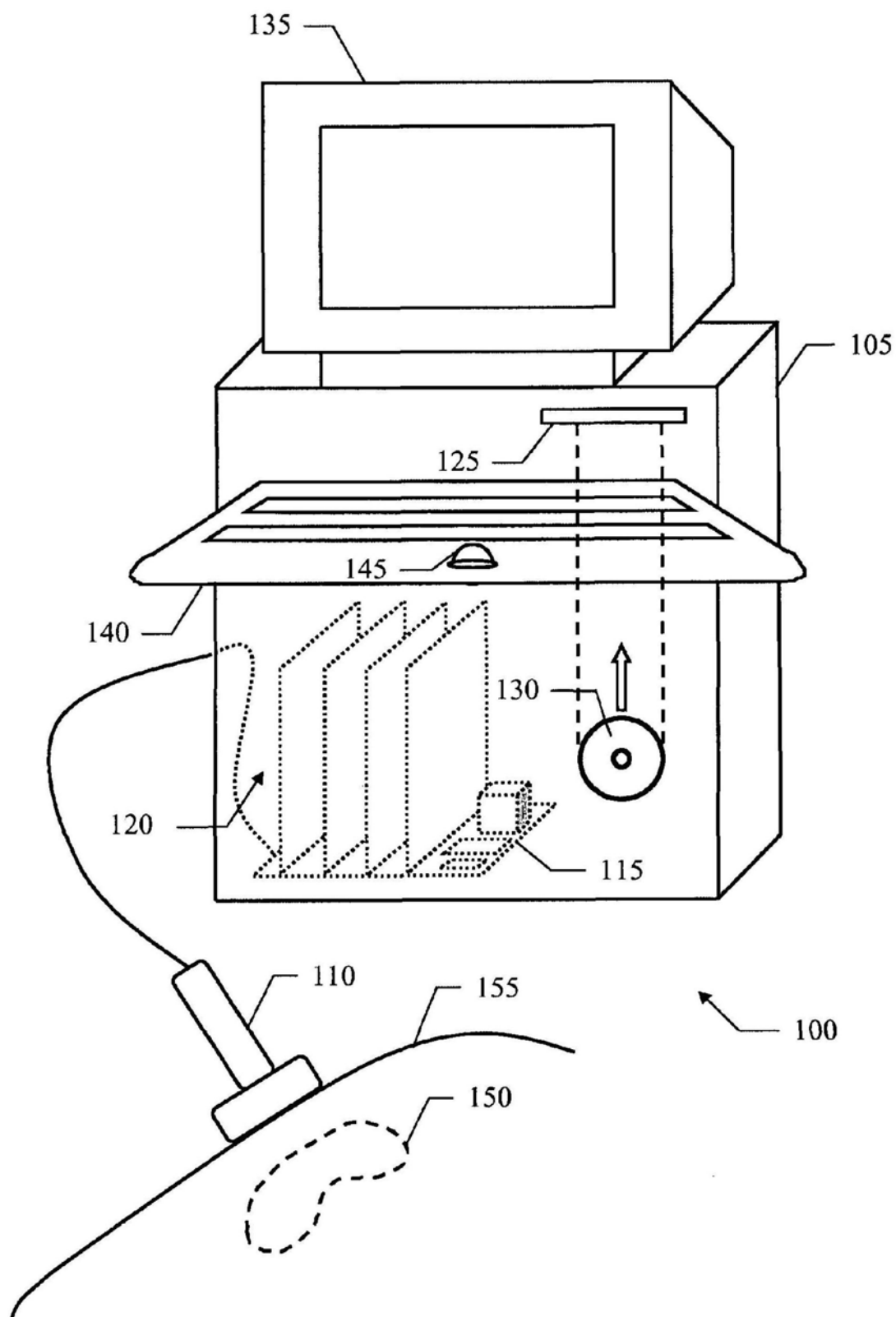


图1

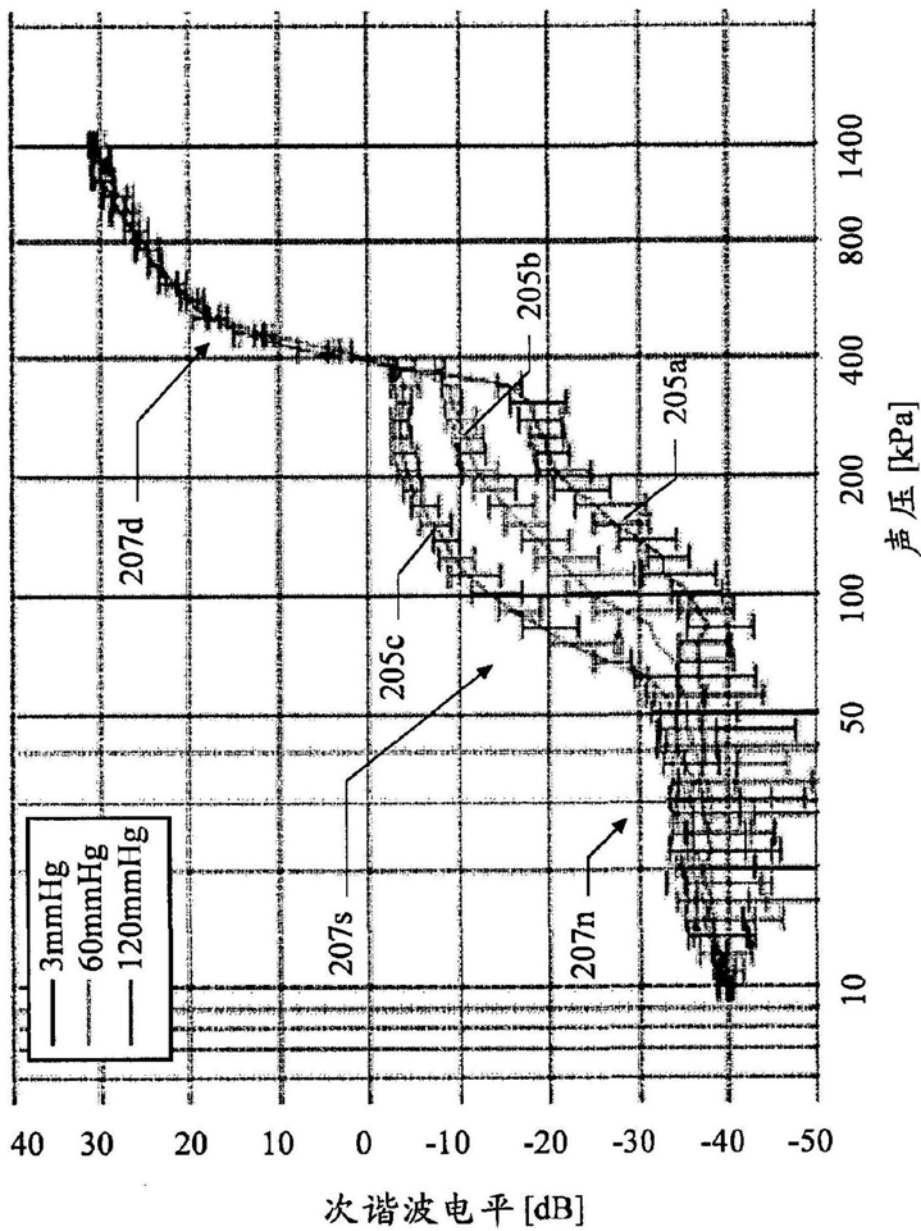


图2

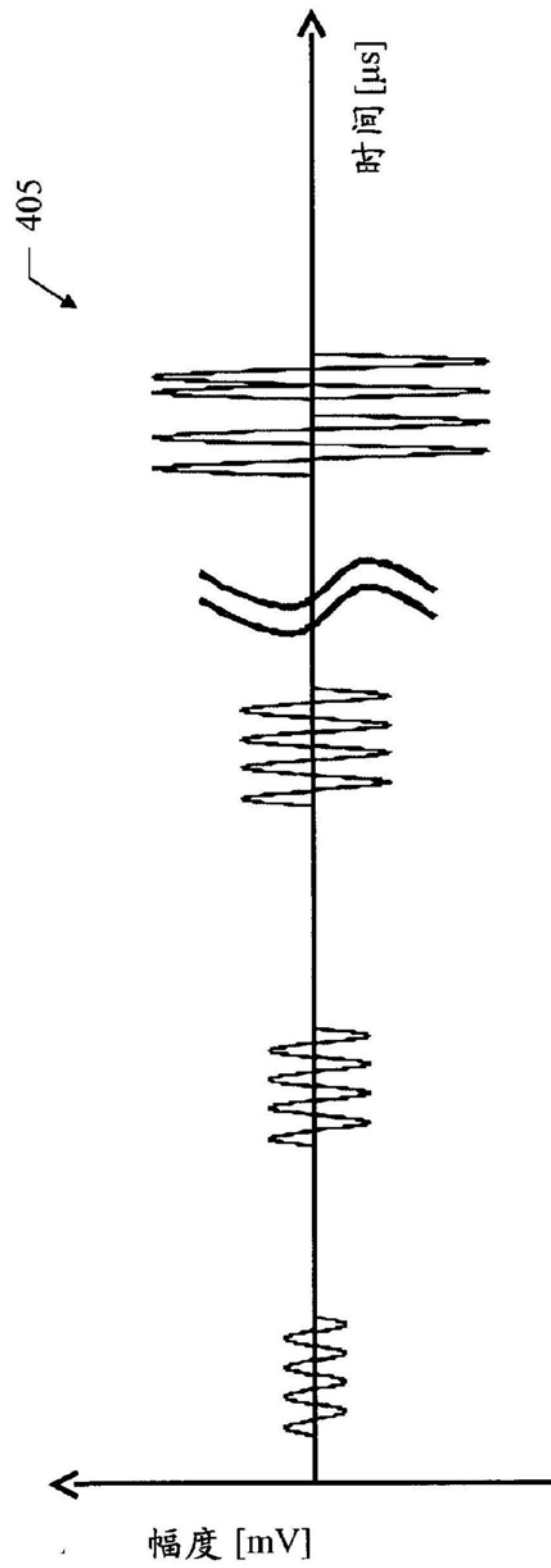


图3

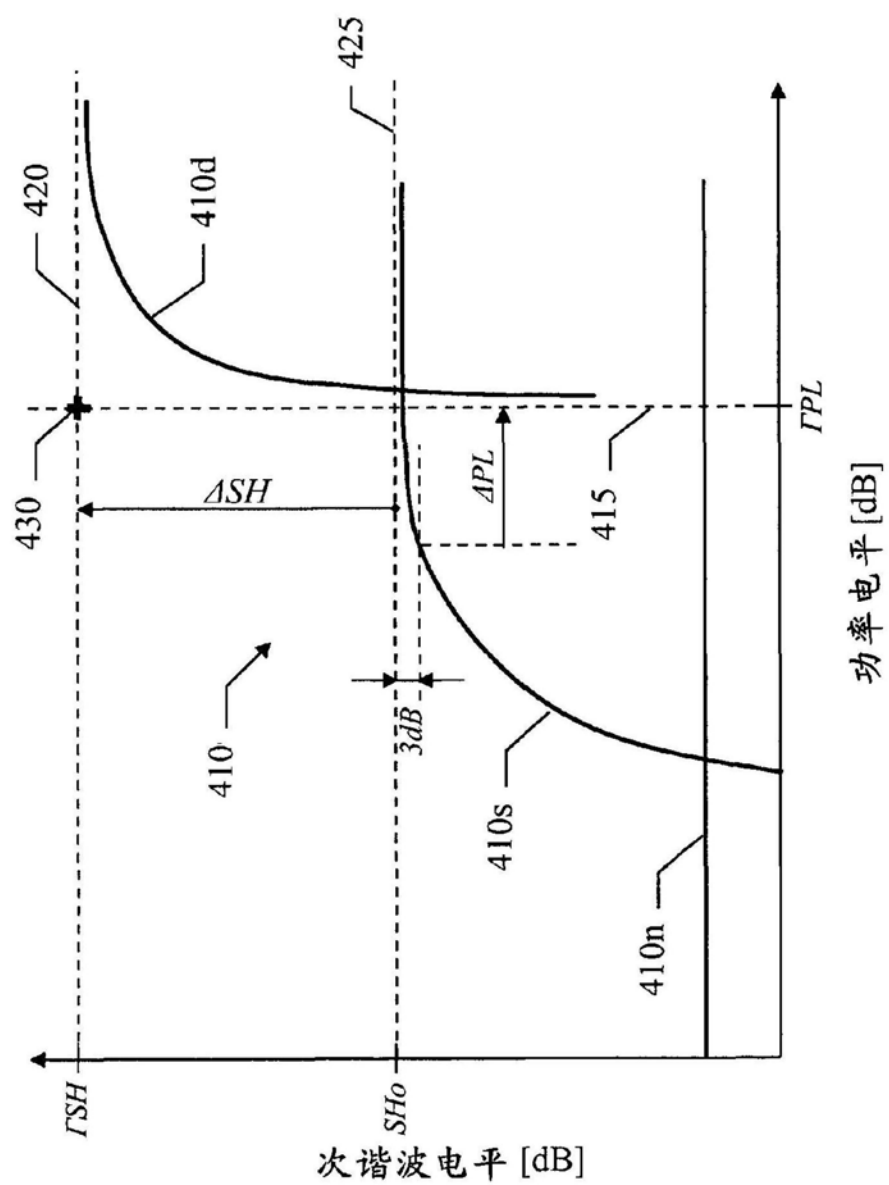


图4

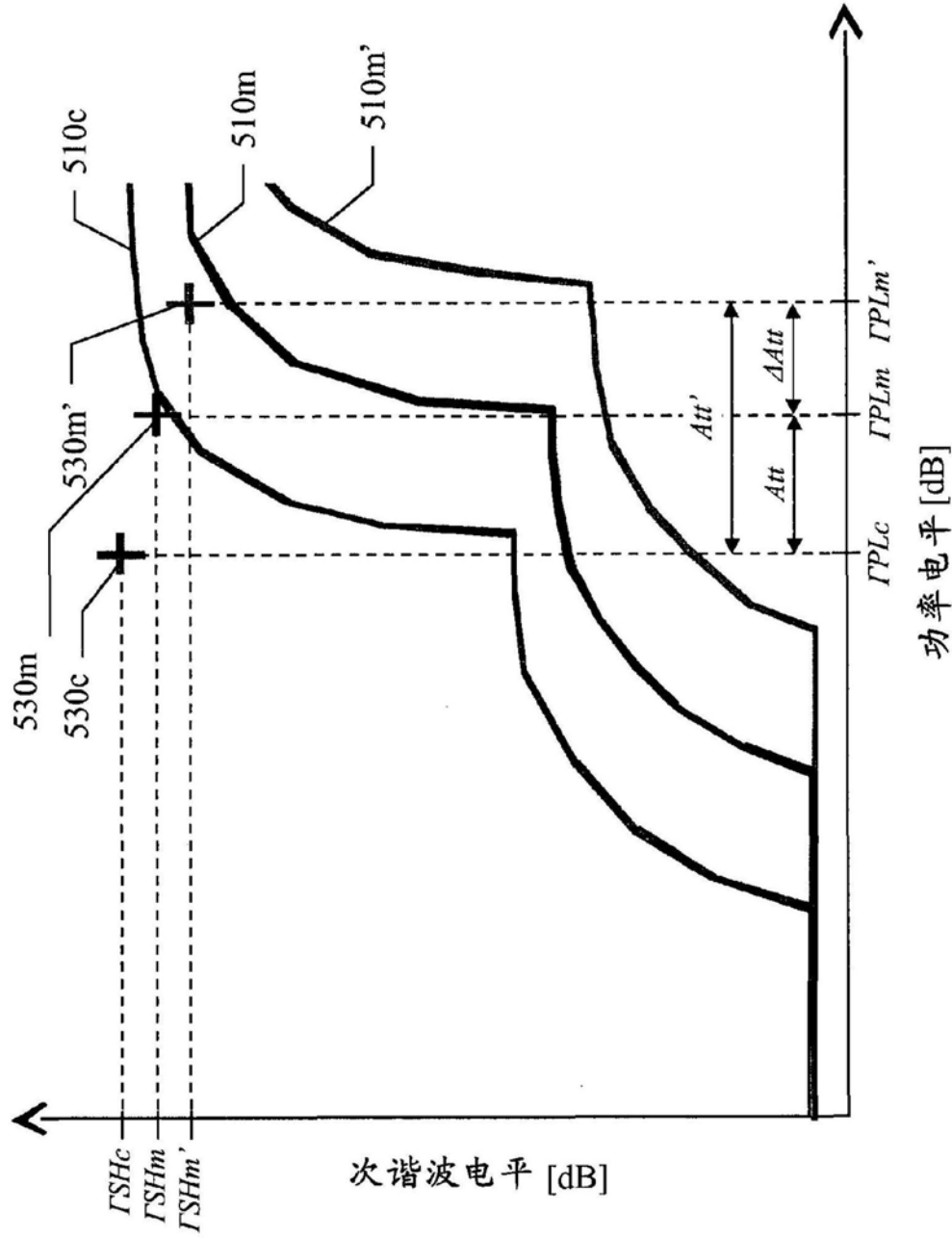


图5

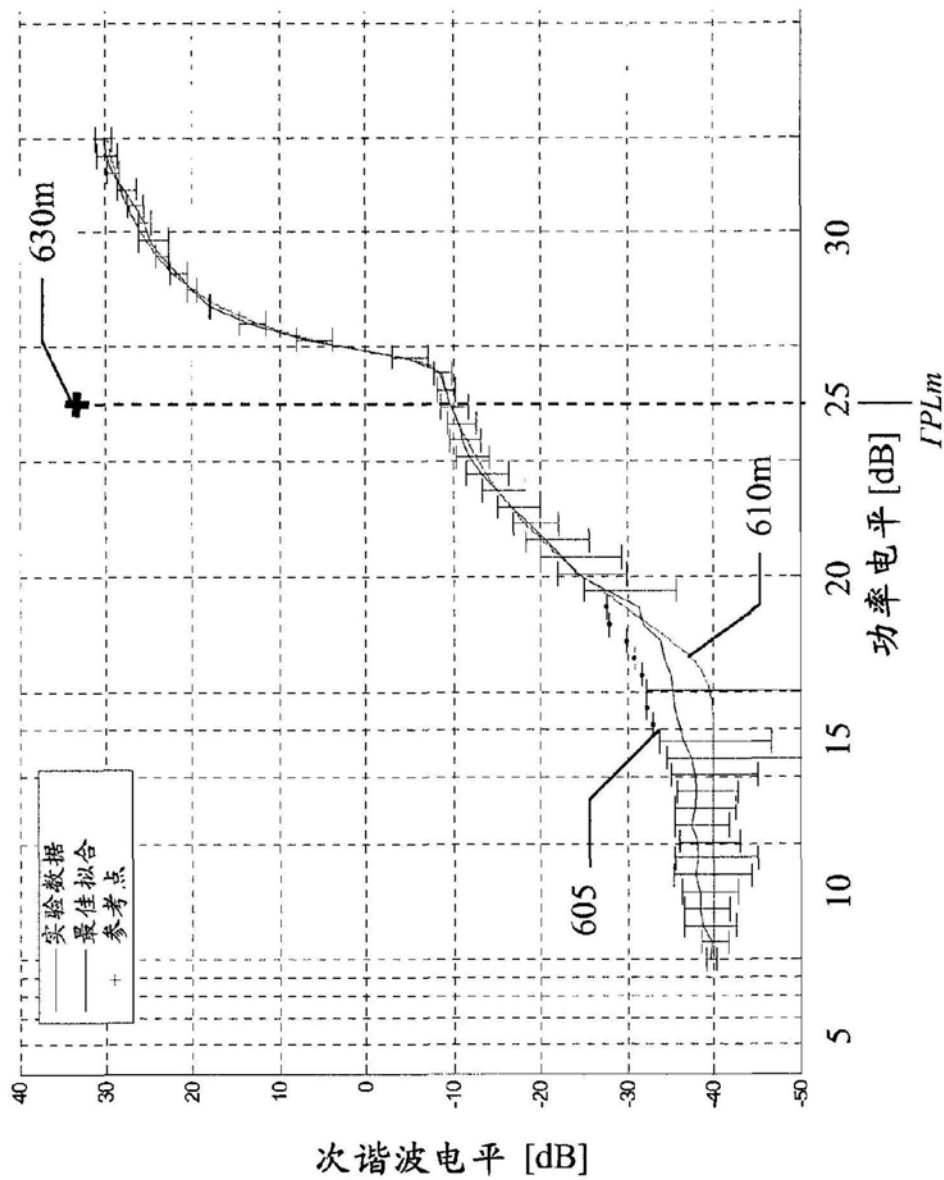


图6

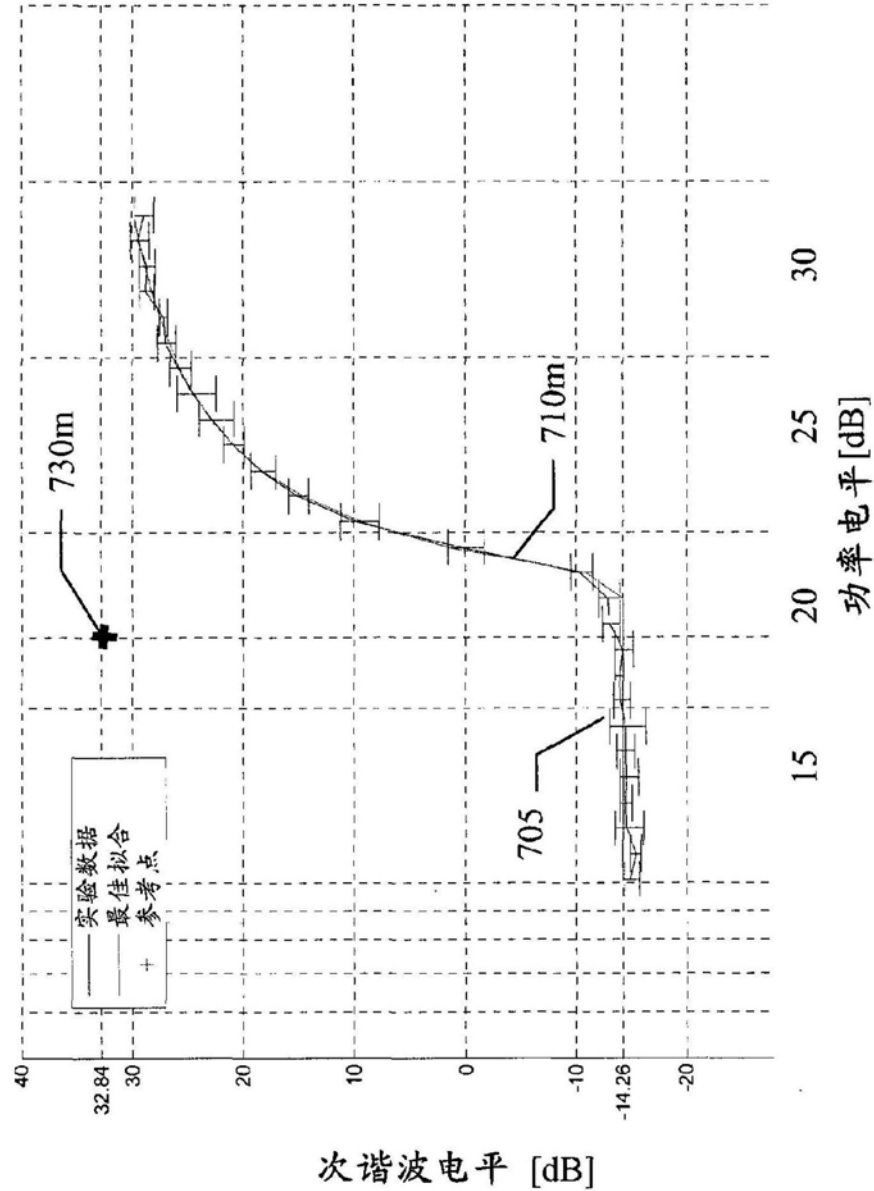


图7

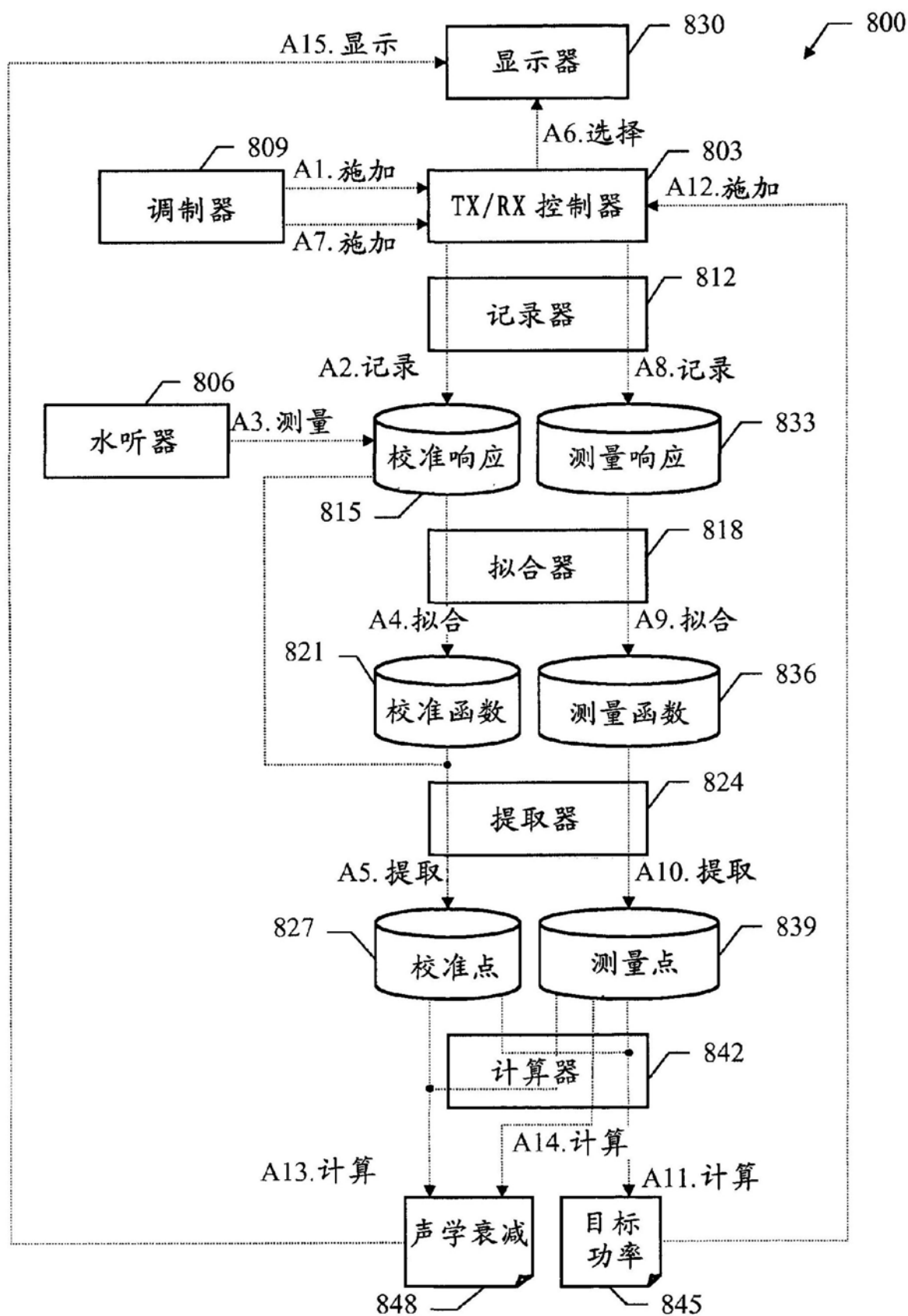


图8

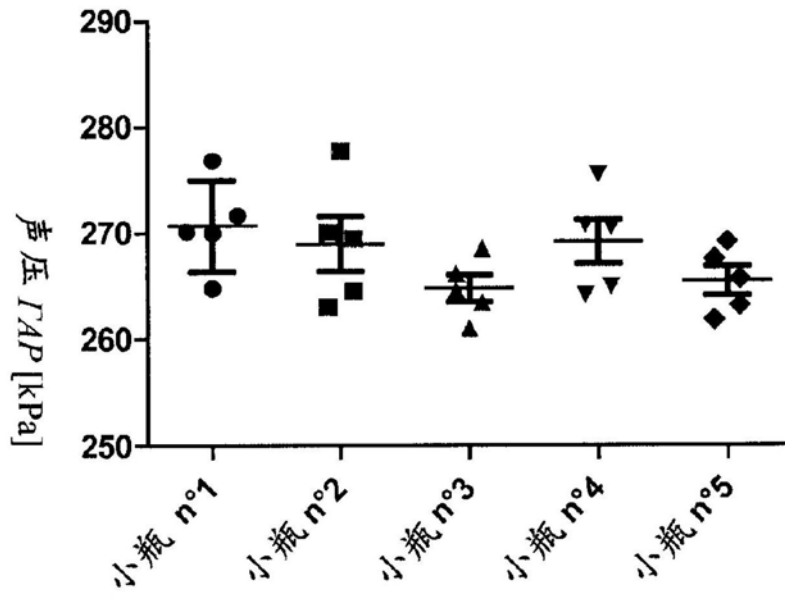


图9

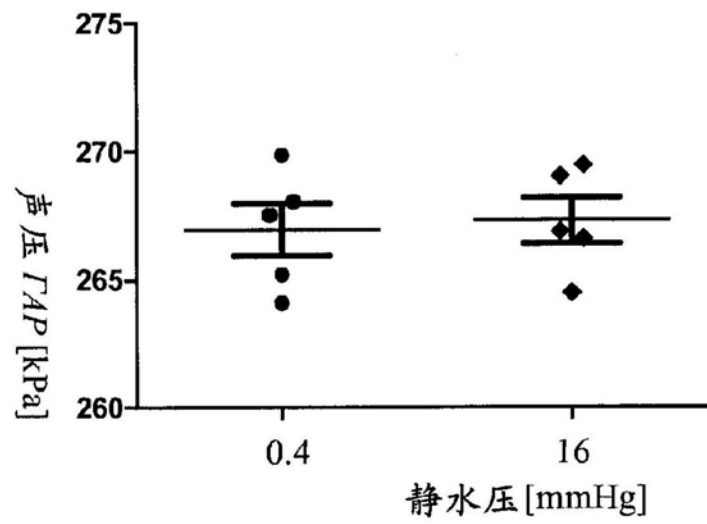


图10

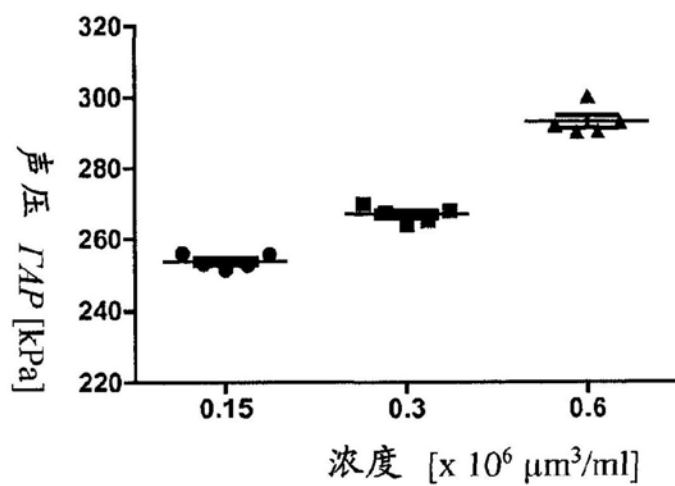


图11

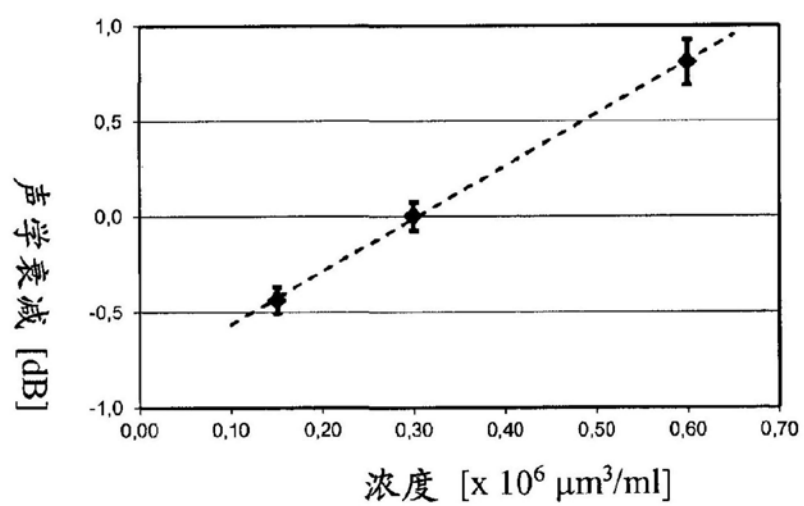


图12

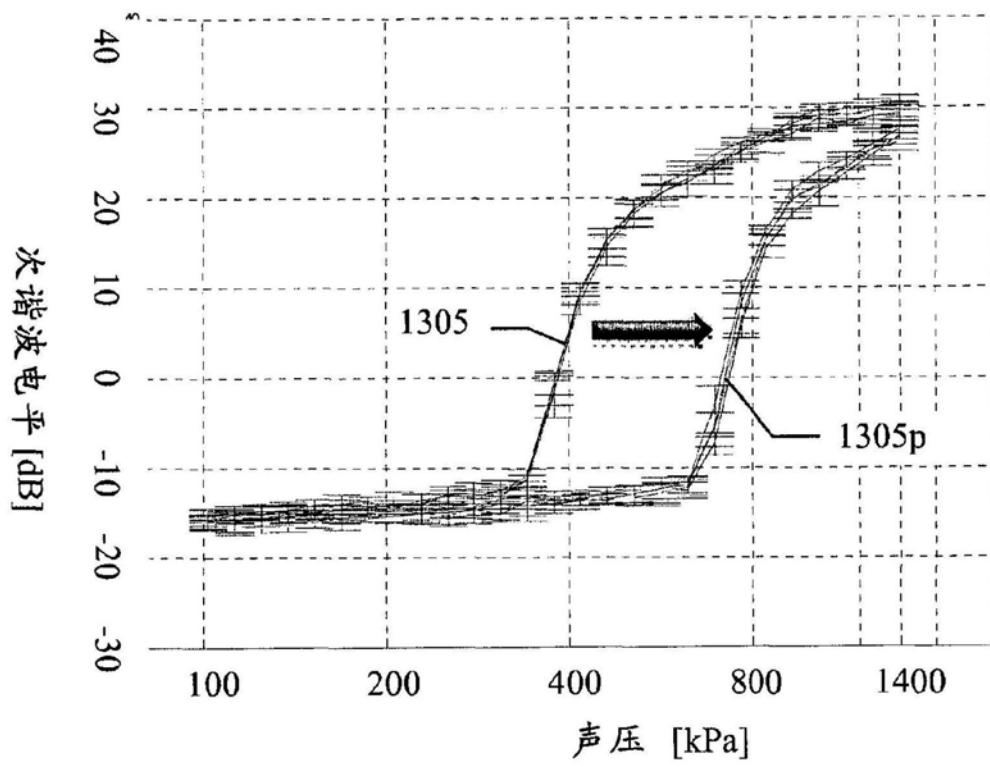


图13

专利名称(译)	利用非基频分析对声级进行原位估计		
公开(公告)号	CN106163412B	公开(公告)日	2019-10-11
申请号	CN201580011243.8	申请日	2015-04-03
[标]申请(专利权)人(译)	博莱科瑞士股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	博莱科瑞士股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	博莱科瑞士股份有限公司		
[标]发明人	G卡斯奎里奥 E高德 M阿尔迪蒂 P弗林京		
发明人	G·卡斯奎里奥 E·高德 M·阿尔迪蒂 P·弗林京		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61N7/02		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61N7/02 A61N2007/0039 A61N2007/0052 A61B8/5269 A61B8/58		
代理人(译)	刘凤香		
审查员(译)	张梅梅		
优先权	2014163716 2014-04-07 EP		
其他公开文献	CN106163412A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提出了一种用于超声扫描仪的解决方案。一种相应的方法(A1-A15)包括：利用超声扫描仪的换能器向患者的一身体部位施加(A7)测量激发信号，所述测量激发信号包括通过在一测量范围内改变超声扫描仪的功率电平而生成的超声波，所述身体部位包括在实施所述方法之前向患者预先施予的对比剂；记录(A8)测量响应，所述测量响应包括响应于测量激发信号而接收到的测量回波信号的非基频分量的电平；以及根据基于测量响应的测量数据与基于参考响应的参考数据之间的比较来确定(A9-A14)估计值；所述确定估计值包括：a)当参考响应是表达作为包括对比剂的体外校准结构中的声压电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的校准响应时，估计(A11)对于向所述身体部位施加所选择的目标声压电平所需要的目标功率电平，以及/或者在设定了所选择的另一目标功率电平时估计施加到所述身体部位的另一目标声压电平；以及/或者b)当参考响应是表达作为所述体外校准结构中的功率电平的函数的校准回波信号的所述非基频分量的电平的另一校准响应时，估计(A13)在换能器与所述身体部位之间发生在患者体内的总的声学衰减；以及平的另一测量回波信号的所述非基频分量的电平的另一测量响应时之间发生在患者体内的部分声学衰减。

