



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103238047 B

(45)授权公告日 2016.11.09

(21)申请号 201180057733.3

G01H 3/10(2006.01)

(22)申请日 2011.09.28

A61B 8/00(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

申请公布号 CN 103238047 A

(43)申请公布日 2013.08.07

(30)优先权数据

10186359.5 2010.10.04 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2013.05.30

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2011/054266 2011.09.28

(87)PCT国际申请的公布数据

W02012/046164 EN 2012.04.12

(73)专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 M·O·林德斯特伦

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 王英 刘炳胜

(51)Int.Cl.

G01H 3/00(2006.01)

(56)对比文件

US 2007204671 A1, 2007.09.06, 摘要, 说明书第80-88段、图3.

Tsuneo KIKUCHI等.Ultrasonic Power Measurements by Radiation Force Balance Method -Characteristics of a Conical Absorbing Target-.《Jpn.J.Appl.Phys.》.2000,第39卷3158-3159.

ADAM SHAW.A Buoyancy Method for the Measurement of Total Ultrasound Power Generated by HIFU Transducers.《Ultrasound in Medicine and Biology》.2008,第34卷(第8期),1327-1342.

Ming Li等.MRI Compatible Robot Systems for Medical Intervention.《Advances in Robot Manipulators》.2010, 443-458.

审查员 刘云丽

权利要求书3页 说明书11页 附图8页

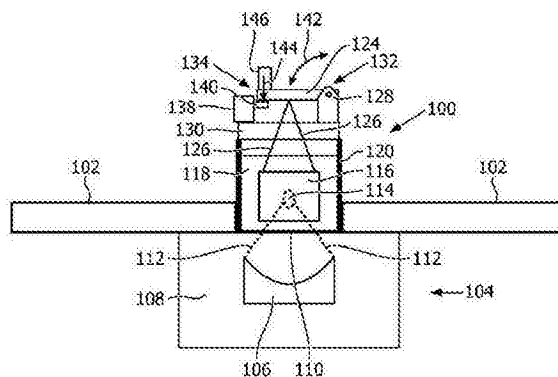
(54)发明名称

辐射力平衡校准器

(57)摘要

一种用于校准高强度聚焦超声换能器(106)的辐射力平衡校准器(100),所述辐射力平衡校准器包括:平衡框(130);用于测量力的力传感器(138),其中,所述力传感器附接至所述平衡框;具有第一(132)和第二端(134)的天平(124),其中,所述第一端附接至枢轴(128),用于使所述天平能够相对于平衡框进行枢轴转动,其中,所述第二端适于向所述力传感器上施加力;油目标体模(116),连接到所述天平,用于吸收来自所述高强度聚焦超声换能器的超声辐射(112、114),其中,所述超声辐射的吸收导致所述天平在所述力

传感器上施加的力减小;并且其中,所述辐射力平衡校准器由非磁性材料构造。



1. 一种用于校准高强度聚焦超声换能器(106)的辐射力平衡校准器(100),所述辐射力平衡校准器包括:

- 平衡框(130);
- 用于测量力的力传感器(138),其中,所述力传感器被附接至所述平衡框;
- 具有第一端(132)和第二端(134)的天平(124),其中,所述第一端被附接至枢轴(128),用于使所述天平能够相对于所述平衡框进行枢轴转动,其中,所述第二端适于向所述力传感器上施加力;
- 校准配重支架(146),其被附接至所述第二端;
- 油目标体模(116),其被连接到所述天平,用于吸收来自所述高强度聚焦超声换能器的超声辐射(112、114),其中,所述超声辐射的吸收导致所述天平在所述力传感器上施加的所述力减小;并且

其中,所述辐射力平衡校准器由非磁性材料构造,其中,所述辐射力平衡校准器(100)还包括处理器(422),其被配置为:

i. 基于用以激活所述高强度聚焦超声换能器(106)以发射超声辐射的激活信号和模型参数计算由于吸收来自所述高强度聚焦超声换能器的超声辐射(112、114)造成的在所述体模上的估计力,所述模型参数描述所述激活信号与所述换能器的输出功率之间的关系以及所述输出功率向所述天平在所述力传感器上施加的所述力的传输,

ii. 激活所述高强度聚焦超声换能器并测量所述天平在所述力传感器上施加的所述力,

iii. 计算所测量的力与所估计的力之间的差异,

iv. 基于所计算的差异更新所述模型参数并迭代步骤i到iv,直到所述差异小于预定阈值。

2. 根据权利要求1所述的辐射力平衡校准器,其中,所述处理器(422)还被配置为:

-利用所述力传感器测量第一数据集(200、300),其中,所述第一数据集的至少一部分是利用所述校准配重支架中的校准配重采集的;

-利用所述力传感器以及校准配重支架中的校准配重测量表示所述天平在所述力传感器上施加的力的第二数据集(202、302),其中,所述第二数据集是在所述第一数据集之后测量的,其中,所述第二数据集的至少一些是在所述油目标体模正在吸收超声辐射时测量的;

-利用所述力传感器测量第三数据集(204、304),其中,所述第三数据集的至少一部分是利用所述校准配重支架中的校准配重采集的,其中,所述第三数据集是在所述第二数据集之后测量的;以及

-根据所述第一数据集、所述第二数据集和所述第三数据集计算用于所述高强度聚焦超声换能器的校准(206、306、308、310、312、314)。

3. 根据权利要求2所述的辐射力平衡校准器,其中,所述第二数据集的至少一些是在所述油目标体模正在吸收至少两种不同强度的超声辐射时测量的,其中,所述处理器(422)还被配置为:在所述第二数据集的测量期间,接收所述激活信号,所述激活信号的形式(306)是描述所述高强度聚焦超声换能器发射的超声辐射的超声脉冲定时数据,其中,根据所述超声脉冲定时数据计算所述校准。

4. 根据权利要求3所述的辐射力平衡校准器,其中,计算所述校准包括:

-根据所述超声脉冲定时数据,对应于在所述体模上的所述估计力,对预期的第二数据集建模(308、702),其中,所述超声脉冲定时数据描述超声辐射的期望强度;以及

-计算所测量的力与所估计的力之间的差异作为所述预期的第二数据集与所述第二数据集之间的残差(310、704);

其中,迭代地重复所述建模和所述残差的所述计算,直到所述模型收敛到所述校准。

5.根据权利要求4所述的辐射力平衡校准器,其中,利用有限差分模型(450)执行所述建模,用于模拟超声辐射在所述油目标体模上的辐射力。

6.根据权利要求5所述的辐射力平衡校准器,其中,所述有限差分模型适于通过计算由于所述油目标体模之内超声辐射的吸收以及所述油目标体模与其周围的热交换造成的热传递来模拟所述油目标体模的浮力。

7.根据前述权利要求中的任一项所述的辐射力平衡校准器,其中,所述力传感器的工作不受强度低于20特斯拉的磁场影响。

8.根据权利要求1-6中的任一项所述的辐射力平衡校准器,其中,所述力传感器是微机械硅桥传感器。

9.一种超声设备,包括用于支撑患者的患者支撑物(102)和超声换能器系统(104),其中,所述超声换能器系统安装于所述患者支撑物中的超声窗口(110)下方,其中,所述超声设备还包括根据前述权利要求中的任一项所述的辐射力平衡校准器(100),其中,所述辐射力平衡校准器安装于所述超声窗口上方。

10.根据权利要求9所述的超声设备,其中,所述超声设备还包括磁共振成像系统,其中,所述磁共振成像系统包括:

-适于生成磁场的磁体(402),所述磁场用于对位于成像体积(404)之内的受试者的原子核的磁自旋进行定向;

-射频收发器(408),其中,所述射频收发器适于连接到射频线圈,用于采集来自所述成像体积的磁共振数据;

-用于对所述成像体积之内的原子核的磁自旋进行空间编码的磁场梯度线圈(410);

-用于向所述磁场梯度线圈供应电流的磁场梯度线圈电源(412);以及

-用于控制所述磁共振成像系统和所述超声换能器系统的工作的计算机系统(420),其中,所述计算机系统适于根据所述磁共振数据控制所述超声换能器系统。

11.一种由根据权利要求1-8中的任一项所述的辐射力平衡校准器(100)执行的校准方法,包括如下步骤:

i.基于用以激活所述高强度聚焦超声换能器(106)以发射超声辐射的激活信号和模型参数计算由于从所述高强度聚焦超声换能器吸收超声辐射(112、114)造成的在体模上的估计力,所述模型参数描述所述激活信号与所述换能器的输出功率之间的关系以及所述输出功率向所述天平在所述力传感器上施加的力的传输,

ii.激活所述高强度聚焦超声换能器并测量所述天平在所述力传感器上施加的所述力,

iii.计算所测量的力与所估计的力之间的差异,

iv.基于所计算的差异更新所述模型参数并迭代步骤i到iv,直到所述差异小于预定阈值。

12. 根据权利要求11所述的方法,进一步包括如下步骤:

- 利用所述力传感器测量第一数据集(200、300),其中,所述第一数据集的至少一部分是利用所述校准配重支架中的校准配重采集的;

- 利用所述力传感器以及所述校准配重支架中的校准配重测量第二数据集(202、302),其中,所述第二数据集是在所述第一数据集之后测量的,其中,所述第二数据集是在所述油目标体模正在吸收超声辐射时测量的;

- 利用所述力传感器测量第三数据集(204、304),其中,所述第三数据集的至少一部分是利用所述校准配重支架中的校准配重采集的,其中,所述第三数据集是在所述第二数据集之后测量的;以及

- 根据所述第一数据集、所述第二数据集和所述第三数据集计算用于所述高强度聚焦超声换能器的校准(206、306、308、310、312、314)。

13. 一种利用根据权利要求1到8中的任一项所述的辐射力平衡校准器校准高强度聚焦超声换能器的计算机实施的方法,其中,所述方法包括:

- 利用所述力传感器测量第一数据集(200、300),其中,所述第一数据集的至少一部分是利用所述校准配重支架中的校准配重采集的;

- 利用所述力传感器以及所述校准配重支架中的校准配重测量第二数据集(202、302),其中,所述第二数据集是在所述第一数据集之后测量的,其中,所述第二数据集是在所述油目标体模正在吸收超声辐射时测量的;

- 利用所述力传感器测量第三数据集(204、304),其中,所述第三数据集的至少一部分是利用所述校准配重支架中的校准配重采集的,其中,所述第三数据集是在所述第二数据集之后测量的;以及

- 根据所述第一数据集、所述第二数据集和所述第三数据集计算用于所述高强度聚焦超声换能器的校准(206、306、310、312、314)。

辐射力平衡校准器

技术领域

[0001] 本发明涉及高强度聚焦超声系统的校准,尤其涉及磁共振成像系统兼容的校准器。

背景技术

[0002] 有时,由维护工程师在现场对MRI引导的HIFU治疗装置进行校准。一个主要的校准因素是装置不同设置下的超声功率输出。例如,在生成超声(US)的电路链中的一些部件被改变、更换了换能器自身或内置QA自测指示有偏差的情况下,可以请求进行校准。

[0003] 超声功率输出的金标准测量是辐射力平衡(RFB)方法。这是在利用精确且灵敏的实验室平衡对装置进行出厂校准时执行的测试。然而,一旦安装了治疗装置,电缆将不允许治疗床(及其超声输出窗)从MR装置及其杂散B0场到达很远处。实验室平衡依赖于磁反馈平衡法,并且不适于在这些条件下的测量。从如下文章中可以了解辐射力方法:A.Shaw,“A buoyancy method for the measurement of total ultrasound power generated by HIFU transducers”,Ultrasound in Med.and Biol34(2008)。这种已知的方法依赖于如下原理:由于超声行波在目标上被反射或吸收,在目标上施加了等于与波相关联的动量通量变化的力。

[0004] Howard等人在第9届International Symposium on Therapeutic Ultrasound-ISTU2009,第341到344页上的期刊文章“A Novel Device for Total Acoustic Output Measurement of High Power Transducers”公开了一种用于超声波功率测量的电磁零位天平。使用感测算法比较消除超声波换能器的“开”和“关”状态中的运动所需的反馈力。

发明内容

[0005] 本发明在独立权利要求中提供了一种辐射力平衡校准器、一种超声设备、一种计算机程序产品和一种计算机实施的方法。在从属权利要求中给出了实施例。

[0006] 因此需要一种改进的辐射力平衡校准器。本发明的实施例可以通过从磁场兼容的材料构造辐射力平衡校准器来解决这一问题。此外,在一些实施例中使用能够在磁共振成像系统的磁场中工作的力传感器。

[0007] 在医院或其他保健提供场所中,可能有大量的振动源,其可能干扰辐射力平衡校准器的正常工作。然而,要指出的是,在校准的时间段内,振动噪声足够恒定,从而能够通过平均将其消除掉。为了实现这种求平均,将来自辐射力平衡校准器的测量结果与针对超声辐射的给定强度对响应建模的模拟进行比较。

[0008] 有用于超声(US)输出功率校准的若干种间接方法,例如体模中加热的磁共振(MR)成像,或者新近以来,通过位移成像对施加的辐射力进行推动量化。这些方法中的任一种都没有RFB测量的直接可追踪校准能力。本发明描述了一种可现场部署的RFB校准系统,其使用了可耐受MR杂散场的机械部分和电子部分,用于直接校准安装的系统。利用阻抗力传感器桥测量辐射力,对其进行放大、数字化和处理以获得功率校准结果。

[0009] 特定的实施例可以具有如下优点或特征：

[0010] • 可以在磁体室内利用治疗装置进行校准

[0011] ○这样确保了所有个体治疗系统部件都是在治疗中所使

[0012] 用的相同的那些，并且以与用于治疗的完全相同的配置安装。

[0013] ○避免了为了校准而重新配置系统的额外工作

[0014] • 使用鲁棒的填充油的吸收目标

[0015] ○能够直接测量非常高(>400W)的声功率

[0016] • 每次都包括利用可追踪的校准配重(weight)进行初步校准

[0017] ○每次个体测量都包括有校准数据

[0018] • 使用函数拟合从有噪声的力传感器迹线提取数据

[0019] ○最优地利用关于激励函数(从治疗系统驱动功率电平)的知识

[0020] ○算法使用辐射力和浮力变化两者作为输入

[0021] ○有效地应对来自环境的振动噪声和来自传感器的固有噪声。

[0022] 本文使用的计算机可读存储介质涵盖任何有形的存储介质，其可以存储可由计算装置的处理程序执行的指令。计算机可读存储介质可以称为计算机可读非暂态存储介质。计算机可读存储介质也可以称为有形计算机可读介质。在一些实施例中，计算机可读存储介质也可以能够存储能够被计算装置的处理程序访问的数据。计算机可读存储介质的范例包括，但不限于：软盘、磁性硬盘驱动器、固态硬盘、闪存存储器、USB拇指驱动器、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、光盘、磁光盘和处理器的寄存器文件。光盘的范例包括紧致盘(CD)和数字多用盘(DVD)，例如CD-ROM、CD-RW、CD-R、DVD-ROM、DVD-RW或DVD-R盘。术语计算机可读存储介质还指各种类型的记录介质，其能够被计算机装置经由网络或通信链路访问。例如，可以通过调制解调器、因特网或局域网检索数据。

[0023] 计算机存储器是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是直接可被处理器访问的任何存储器。计算机存储器的范例包括，但不限于：RAM存储器、寄存器和寄存器文件。

[0024] 计算机存储器是计算机可读存储介质的范例。计算机存储器是任何非易失性计算机可读存储介质。计算机存储器的范例包括，但不限于：硬盘驱动器、USB拇指驱动器、软盘驱动器、智能卡、DVD、CD-ROM和固态硬盘驱动器。在一些实施例中，计算机存储器也可以是计算机存储器或反之亦然。

[0025] 本文使用的计算装置是指包括处理器的任何装置。处理器是能够执行程序或机器可执行指令的电子部件。提到包括“处理器”的计算装置应当被解释为可能包含超过一个处理器。术语计算装置还应当被解释为可能指均包括处理器的计算装置的集合或网络。很多程序让多个处理器执行其指令，多个处理器可以在相同的计算装置之内或甚至可以分布于多个计算装置之间。

[0026] 本文使用的“人机接口硬件”是允许用户或操作员与计算机或计算机系统交互的接口。人机接口硬件可以向操作员提供信息或数据和/或从操作员接收信息或数据。在显示器或图形用户界面上显示数据或信息是向操作员提供信息的范例。通过键盘、鼠标、跟踪球、触摸板、点击棒、图形输入板、操纵杆、游戏键盘、网络摄像机、头戴送受话器、变速杆、方向盘、踏板、有线手套、跳舞毯、遥控器和加速度计接收数据都是能够从操作员接收信息或数据的范例。

[0027] 本文将磁共振(MR)数据定义为在磁共振成像扫描期间由磁共振设备的天线记录的原子自旋发射的射频信号测量结果。本文将磁共振成像(MRI)图像定义为磁共振成像数据之内包含的解剖数据的重建二维或三维可视化。可以利用计算机执行这种可视化。

[0028] 在一个方面中,本发明提供了一种用于校准高强度聚焦超声换能器的辐射力平衡校准器。辐射力平衡校准器包括平衡框。平衡框是用于保持辐射力平衡校准器的部件的框或固定板或支架。辐射力平衡校准器还包括用于测量力的力传感器。力传感器附接至平衡框。辐射力平衡校准器还包括具有第一和第二末端的天平(balance)。第一端附接至枢轴,用于使天平能够相对于平衡框进行枢轴转动。第二端适于向力传感器施加力。辐射力平衡校准器还包括连接到天平的油目标体模,用于从高强度聚焦超声换能器吸收超声辐射。超声辐射的吸收导致天平在力传感器上施加的力减小。所述辐射力平衡校准器由非磁性材料构造。换言之,辐射力平衡校准器适合放入到高磁场的区域中,所述高磁场诸如是由磁共振成像系统生成的磁场。根据本发明,其中,所述辐射还包括处理器(422)和存储器(426、428),其中,所述存储器包含供所述处理器执行的指令(446、448、450、452、454),其中,所述指令的执行另所述处理器执行如下步骤:

[0029] i. 基于用以激活所述高强度聚焦超声换能器(106)以发射超声辐射的激活信号和模型参数计算由于从所述高强度聚焦超声换能器吸收超声辐射(112、114)造成的在体模上的估计力,所述模型参数描述所述激活信号与所述换能器的输出功率之间的关系以及输出功率向天平在所述力传感器上施加的力的传输,

[0030] ii. 激活所述高强度聚焦超声换能器并测量所述天平在所述力传感器上施加的力,

[0031] iii. 计算所测量的力与所估计的力之间的差异,

[0032] iv. 基于计算的差异更新模型参数并迭代步骤i到iv,直到所述差异小于预定阈值。本实施例特别有利,因为可以将这种辐射力平衡校准器用于校准集成到磁共振成像系统中的高强度聚焦超声换能器。辐射力平衡校准器能够在超声设备保持安装在磁共振成像系统之内的同时进行精确校准。特别地,可以使用与磁共振环境兼容的力传感器。这样的MR兼容的力传感器,诸如微机械硅桥传感器,与在已知辐射力方法中常规采用的力传感器相比通常具有更低的信噪比。此外,在磁共振成像系统附近,通常有若干种噪声源,诸如由于安装具有超声设备的磁共振成像系统房间附近有人走过。通过如下方式在本发明的辐射力平衡校准器中补偿这些微扰:提取用于将激活信号传输到来自换能器的输出功率中并接下来传输到目标上的力的物理模型的适当参数值。拟合这些参数补偿了由力传感器测量的更低信噪比。

[0033] 在另一实施例中,所述辐射力平衡校准器还包括用于保持水和油目标体模的槽(basin)。天平在槽上方进行枢轴转动。所述槽适于附接至患者支撑物中超声窗口的上方。实质上,油目标体模悬浮于槽之内的水浴中。当超声辐射被油目标体模吸收时,超声辐射施加力,其提升油目标体模,并且导致力传感器测量的力减小。另外,可以由超声辐射加热油目标体模。这导致油目标体模的浮力的变化。在油目标体模被加热时,它变得相对于水更轻,并且还由于这种效果,减小了天平在力传感器上施加的力。

[0034] 在另一实施例中,所述辐射力平衡校准器还包括附接至所述第二端的校准配重支架。本实施例是有利的,因为可以放置校准配重,其导致天平在力传感器上施力。这可能会对

在使用过程中校准辐射力平衡校准器有用。

[0035] 在另一实施例中,辐射还包括处理器和存储器。存储器包含供处理器执行的指令。指令的执行令处理器执行利用力传感器测量第一数据集的步骤。第一数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。指令的执行令处理器进一步执行利用带有校准配重支架中的校准配重的力传感器来测量第二数据集的步骤。第二数据集是在第一数据集之后测量的。第二数据集的至少一些是在油目标体模吸收超声辐射时测量的。指令的执行还令处理器执行利用力传感器测量第三数据集的步骤。第三数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。第三数据集是在第二数据集之后测量的。指令的执行还令处理器执行根据第一数据集、第二数据集和第三数据集计算高强度聚焦超声换能器的校准的步骤。本实施例是有利的,因为在第一数据集中利用校准配重采集数据用于测量的一部分;利用校准配重支架中的配重并利用被油目标体模吸收的超声辐射采集第二数据集。第三数据集再次是利用配重支架中的校准配重采集的。第一数据集和第三数据集未必是利用针对油目标体模的超声能量采集的。这三个数据集的组合允许校准高强度聚焦超声换能器。更详细地,这样测量第一数据集:不用校准配重支架中的校准配重记录初始数据子集,然后将第一配重放置在校准配重支架中,并记录后续的数据子集。此外,可以将其他配重放置在校准配重支架中,并针对添加到校准配重支架中的每个其他配重记录其他后续数据集。这些初始和后续记录的数据集一起形成第一数据集。在记录这些初始和后续数据集中期间,优选地,不向体模上辐照任何超声辐射。然后,在体模吸收超声辐射时测量第二数据集。之后,记录后续的数据子集,同时其他配重仍然在校准配重支架中。在从校准配重支架移除所述权重中的一个或多个之后,记录其他后续的数据子集。最后,从校准配重支架移除所有配重,记录最后的数据子集。这些后续子集和最后数据子集一起形成第三数据集。比较第一和第三数据集允许验证辐射力平衡校准器的一致性和稳定性。特别地,可以校正由于吸收超声辐射导致的体模浮力性质的变化。在实践中,除了浮力的这些时间变化之外,辐射力平衡校准器相当稳定,在第一和第三数据集之间具有高度一致性。这里要理解的是,提到处理器和存储器实际可以指多个处理器或多个存储器。例如,单个计算机系统可以具有多个处理器,或者,可以共同使用网络或计算机的集合来执行所述方法。

[0036] 在另一实施例中,第二数据集的至少一些是在油目标体模吸收至少两种不同强度的超声辐射时测量的。指令还令处理器执行如下步骤:在测量第二数据集期间接收描述高强度聚焦超声换能器发射的超声辐射的超声脉冲定时数据。根据超声脉冲定时数据计算校准。实质上,超声脉冲定时数据是描述用于驱动高强度聚焦超声换能器的功率或强度设置的数据。在一些情况下,可以将脉冲定时数据视为高强度聚焦超声换能器的预期功率输出。有利的是,连同脉冲定时数据一起使用两种不同强度,因为可以结合模型使用其以校准高强度聚焦超声换能器。

[0037] 在另一实施例中,计算校准的步骤包括根据超声脉冲定时数据对预期的第二数据集建模。超声脉冲定时数据描述高强度聚焦超声换能器发射的超声辐射的期望强度。计算校准的步骤还包括计算预期第二数据集和第二数据集之间的残差(residual)。迭代地重复所述建模和所述残差的计算,直到所述模型转换到校准。

[0038] 在另一实施例中,利用有限差分模型进行建模,用于模拟超声辐射在油目标体模上的辐射力。有限差分模型用于模拟超声辐射在油目标体模上施加的机械力。

[0039] 在另一实施例中,所述有限差分模型适于通过计算由于所述油目标体模之内超声辐射的吸收以及所述油目标体模与其周围的热交换造成的热传递来模拟油目标体模的浮力。油目标体模悬浮于水浴中。通过对油目标体模的加热和周围水浴的热损耗建模,可以计算油目标体模的浮力变化。

[0040] 在另一实施例中,所述力传感器的工作不受强度低于20T的磁场影响。本实施例是有利的,因为力传感器在磁场之内工作。

[0041] 在一些实施例中,将力传感器置于磁体的主磁场或成像区之内。

[0042] 在其他实施例中,在校准高强度聚焦超声换能器期间将高强度聚焦超声换能器移动到磁体的弥散场区域。

[0043] 在一些实施例中,用于操作力传感器的电子线路位于磁体的弥散场中。在磁共振成像系统中,磁体的成像区域可以具有大约若干特斯拉,例如1.5特斯拉或3特斯拉的磁场。在磁体外部,弥散磁场可以迅速下降。例如,对于1.5特斯拉或3特斯拉的磁体,弥散场可以约为100mT。可以利用通往力传感器的长扭绞线对将电子线路置于弥散场中。

[0044] 在另一实施例中,所述应变传感器是微机械硅桥传感器。使用这种传感器是有利的,因为这些微机械硅桥传感器能够在例如用于磁共振成像的高磁场之内工作。

[0045] 在另一方面中,本发明提供了一种超声设备,包括用于支撑患者的患者支撑物和超声换能器系统。超声换能器系统安装于患者支撑物中的超声窗口下方。超声设备还包括根据本发明实施例的辐射力平衡校准器。所述辐射力平衡校准器安装在超声窗口上方。这是有利的,因为可以在将超声换能器安装在医院或其他保健设施之后使用辐射力平衡校准器校准超声换能器。通常,这是在专门的校准实验室中进行的。

[0046] 在另一实施例中,超声系统还包括磁共振成像系统。该磁共振成像系统包括适于生成磁场的磁体,所述磁场用于对位于成像体积之内的受试者原子核的磁自旋进行定向。该磁共振成像系统还包括射频收发器。所述射频收发器适于连接到射频线圈,用于从所述成像体积采集磁共振数据。这里要理解,射频收发器也可以指个体的射频发射器和接收器。同样地,也可以使用个体的发射和接收射频线圈。还要理解,磁共振数据主要来自成像体积。然而,使用傅里叶技术重建图像,成像体积外部的磁自旋可能贡献于图像的构造。该磁共振成像系统还包括用于对成像体积之内原子核的磁自旋进行空间编码的磁场梯度线圈。这里要理解的是,磁场梯度线圈是指一组磁场梯度线圈。通常,有三个独立的磁场梯度线圈组,用于每个空间方向。

[0047] 该磁共振成像系统还包括计算机系统,用于控制磁共振成像系统和超声换能器系统的工作。该计算机系统适于根据磁共振数据控制超声换能器系统。换言之,调整计算机系统,使得磁共振成像生成的图像可以用于指导超声换能器系统的使用。

[0048] 在另一方面中,本发明提供了一种包括供根据本发明实施例的辐射力平衡校准器的处理器执行的机器可执行指令的计算机程序产品。指令的执行令处理器执行利用力传感器测量第一数据集的步骤。第一数据集的一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。指令的执行还令处理器执行利用具有校准配重支架中的校准配重的力传感器测量第二数据集的步骤。第二数据集是在第一数据集之后测量的。第二数据集是在油目标体模吸收超声辐射时测量的。指令的执行还令处理器执行利用力传感器测量第三数据集的步骤。第三数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。第三数据集是在第二数

据集之后测量的。执行指令还令处理器执行根据第一数据集、第二数据集和第三数据集计算高强度聚焦超声换能器的校准的步骤。

[0049] 在另一方面中,本发明提供了一种利用根据本发明实施例的辐射力平衡校准器校准高强度聚焦超声换能器的计算机实施的方法。该方法包括利用力传感器测量第一数据集。第一数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。该方法还包括利用具有校准配重支架中的校准配重的力传感器测量第二数据集。第二数据集是在第一数据集之后测量的。第二数据集是在油目标体模吸收超声辐射时测量的。该方法还包括利用力传感器测量第三数据集。第三数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。第三数据集是在第二数据集之后测量的。该方法还包括根据第一数据集、第二数据集和第三数据集计算高强度聚焦超声换能器的校准。

附图说明

[0050] 在下文中将仅通过举例,并参考附图描述本发明的优选实施例,在附图中:

[0051] 图1示出了根据本发明实施例的辐射力平衡校准器;

[0052] 图2示出了图示说明根据本发明实施例的方法的框图;

[0053] 图3示出了图示说明根据本发明另一实施例的方法的框图;

[0054] 图4示出了图示说明根据本发明的超声设备的实施例的框图;

[0055] 图5a示出了根据本发明实施例的辐射力平衡校准器的等轴视图;

[0056] 图5b示出了图5a中示出的辐射力平衡校准器的侧视图;

[0057] 图5c示出了图5a中示出的辐射力平衡校准器的俯视图;

[0058] 图5d示出了图5a中示出的辐射力平衡校准器的分解零件图;

[0059] 图6a示出了组装槽的图5a的辐射力平衡校准器的等轴视图;

[0060] 图6b示出了图6a的辐射力平衡校准器的侧视图;

[0061] 图6c示出了图6a的辐射力平衡校准器的分解零件图;以及

[0062] 图7示出了根据本发明另一实施例的方法。

[0063] 附图标记列表

[0064] 100 辐射力平衡校准器

[0065] 102 受试者支撑物

[0066] 104 超声换能器系统

[0067] 106 高强度聚焦超声换能器

[0068] 108 填充流体的腔室

[0069] 110 超声窗口

[0070] 112 超声路径

[0071] 114 超声作用区

[0072] 116 油目标体模

[0073] 118 水

[0074] 120 槽

[0075] 124 天平

[0076] 126 导线

[0077]	128	枢轴
[0078]	130	平衡框
[0079]	132	第一端
[0080]	134	第二端
[0081]	138	力传感器
[0082]	140	力敏感区
[0083]	142	枢轴转动方向
[0084]	144	力的方向
[0085]	146	校准配重支架
[0086]	400	超声设备
[0087]	402	磁体
[0088]	404	成像区
[0089]	406	射频线圈
[0090]	408	射频收发器
[0091]	410	磁场梯度线圈
[0092]	412	磁场梯度线圈电源
[0093]	416	辐射力平衡校准器电子线路
[0094]	418	硬件接口
[0095]	420	计算机系统
[0096]	422	处理器
[0097]	424	人机接口硬件
[0098]	426	计算机储存器
[0099]	428	计算机存储器
[0100]	430	磁共振数据
[0101]	432	磁共振图像
[0102]	434	治疗计划
[0103]	436	第一数据集
[0104]	438	第二数据集
[0105]	440	第三数据集
[0106]	442	预期的第二数据集
[0107]	444	残差
[0108]	445	校准
[0109]	446	磁共振控制模块
[0110]	448	超声系统控制模块
[0111]	450	有限差分模块
[0112]	452	校准计算模块
[0113]	454	磁共振图像重建模块
[0114]	500	制动器块
[0115]	600	排水塞

- [0116] 602 适配器
- [0117] 604 O环
- [0118] 608 板
- [0119] 610 夹具

具体实施方式

[0120] 这些附图中的编号类似的元件是等价元件或执行相同功能。如果功能等价,先前论述过的元件未必会在后面的图中加以论述。

[0121] 图1示出了例示根据本发明的实施例的辐射力平衡校准器100的图示。辐射力平衡校准器100安装于受试者支撑物102上。在受试者支撑物102下方是超声换能器系统104。超声换能器系统104在填充流体的腔室108之内具有高强度聚焦超声换能器106。填充流体的腔室108位于受试者支撑物102下方。有超声窗口110允许超声离开填充流体的腔室108。虚线标记的112图示了超声从高强度聚焦超声换能器106通过超声窗口110进入辐射力平衡校准器100的超声路径。超声辐射路径112被聚焦到超声作用区114中。超声作用区114被示为处于油目标体模116之内。油目标体模116悬浮在水浴118中。槽120保持着水118。安装槽120,使其配合到患者支撑物102中以覆盖超声窗口110。

[0122] 在槽120上方是天平124。油目标体模116通过小导线(wire)126连接到天平124。天平124具有第一端132和第二端134。第一端132具有枢轴128,其将天平124连接到平衡框130。枢轴128允许天平124相对于平衡框130转动。天平124的第二端134在力传感器138上施加力。力传感器138被示为具有力敏感或测量区域140,第二端134在其上施力。箭头142图示了天平124进行枢轴转动的方向。标记为144的箭头指示天平124的第二端在力敏感区140上施加力的方向。

[0123] 图2示出了图示说明根据本发明的方法的框图。在步骤200中,利用力传感器测量第一数据集。第一数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。在步骤202中,利用力传感器测量第二数据集。在测量第二数据集时,将校准配重置于校准配重支架中。步骤204是利用力传感器测量第三数据集。第三数据集的至少一部分是利用校准配重支架中的校准配重采集的。最后,在步骤206中,计算高强度聚焦超声换能器的校准。

[0124] 图3示出了例示根据本发明的另一方法的框图。在步骤300中,利用力传感器测量第一数据集。步骤300对应于图2的步骤200。步骤302是利用力传感器测量第二数据集。步骤302对应于图2的步骤202。在步骤304中,利用力传感器测量第三数据集。步骤304对应于图2的步骤204。图3的步骤306、308、310、312和314对应于图2的步骤206。在步骤306中,接收超声脉冲定时数据。超声脉冲定时数据描述高强度聚焦超声换能器根据时间施加的超声辐射的功率。这用于校准计算中。

[0125] 在步骤308中,利用超声脉冲定时数据计算预期的第二数据集的模型。换言之,利用超声脉冲定时数据,计算模拟的第二数据集,这里称为预期的第二数据集。接下来在步骤310中计算预期的第二数据集和测量的第二数据集间的残差。在步骤312中,检查收敛到解的情况或残差的最小阈值。如果解不收敛,那么重新计算第二数据集或模拟的或预期的第二数据集并且方法退回到步骤308。如果解确实收敛,那么在步骤314中完成校准。

[0126] 图4示出了例示根据本发明的超声设备400的实施例的框图。超声设备400包括磁

共振成像系统、辐射力平衡校准器100和超声换能器系统104。磁共振成像系统包括磁体402。磁体402具有成像区404,在成像区404中,磁场足够均匀以执行磁共振成像。受试者支撑物102、超声换能器系统104和辐射力平衡校准器100都被示为处于磁体402的腔内。在很多实施例中,能够从磁体402移除受试者支撑物。在一些实施例中,当在受试者支撑物已被从磁体402中移除或部分移除之后,将辐射力平衡校准器100安装到受试者支撑物102内。类似地,在此图中并未示出图1示出的辐射力平衡校准器100的所有细节。

[0127] 成像区404上方是射频线圈406。射频线圈用于从成像区404采集磁共振数据。将射频线圈406连接到射频收发器408。在磁体410腔内还有磁场梯度线圈。磁场梯度线圈410连接到磁场梯度线圈电源412。磁场梯度线圈电源412向磁场梯度线圈410供应电流。还示出了用于辐射力平衡校准器100的电子线路416。电源和控制电子线路以及可能用于超声换能器系统104的致动器未在图中示出。

[0128] 超声换能器系统104、射频收发器408、电子线路416以及磁场梯度线圈电源412都被示为连接到计算机系统420的硬件接口418。计算机系统420还包括处理器422,其连接到硬件接口418和用户接口424。硬件接口418包括使处理器422能够向各件硬件发送和接收消息并控制它们的电子线路。人机接口硬件424包括电子和机械部件,其允许操作员与计算机系统420互动。人机接口硬件424可以包括,但不限于,键盘、鼠标和显示器。424的显示器能够用于操作图形用户界面,用于控制超声设备400的操作,还用于显示数据或呈现图像,诸如磁共振图像。处理器422还连接到计算机存储器426和计算机存储器428。

[0129] 计算机存储器426被示为包含由磁共振成像系统收集的磁共振数据430。计算机存储器还被示为包含从磁共振数据430重建的磁共振图像432。在计算机存储器426内还存储着治疗计划434,其包含在受试者的治疗过程中用于控制超声换能器系统104的工作的指令和/或控制序列。在计算机存储器426内还存储着第一数据集436。还存储在计算机存储器426内的是第二数据集438。还存储在计算机存储器426内的是第三数据集440。第一数据集436、第二数据集438以及第三数据集440是在校准高强度聚焦超声换能器106的过程中收集的。也存储在计算机存储器内的是预期的第二数据集442。还存储在计算机存储器内的是第二数据集438和预期的第二数据集442间的残差444。还存储在计算机存储器内的是用于高强度聚焦超声换能器106的校准445。校准445包含输送到高强度聚焦超声换能器106的电功率到高强度聚焦超声换能器106生成的超声辐射功率或强度的映射。

[0130] 在计算机存储器428内有一个磁共振控制模块446。磁共振控制模块包含用于控制磁共振成像系统的工作和功能的计算机可执行代码。计算机存储器428之内还有超声系统控制模块,其包含用于控制超声换能器系统104的工作和功能的计算机可执行代码。超声系统控制模块448利用治疗计划434生成超声系统的控制序列。有限差分模块450也存储在存储器内。有限差分模块包含用于执行有限差分计算的计算机可执行代码。存储器之内还存储了校准计算模块452。校准计算模块452使用有限差分模块450并能够利用第一数据集436、第二数据集438和第三数据集440计算校准445。校准计算模块452利用有限差分模块450来计算预期的第二数据集442并计算残差444。校准计算模块452还可以包含用于自动校准程序的计算机可执行代码。计算机存储器428还被示为包括包含磁共振图像重建模块454。磁共振图像重建模块454包含用于从磁共振数据430重建磁共振图像432的计算机可执行代码。

[0131] 图5a、5b、5c和5d示出了根据本发明的辐射力平衡校准器的实施例的不同视图。图5a示出了等轴视图，图5b示出了侧视图，图5c示出了俯视图，图5d示出了分解等距视图。这些图示出了制动器块500。制动器块500能够用于在辐射力平衡校准器100未使用时防止天平124接触力敏感区140。

[0132] 图6a、6b、6c示出了例示相同的辐射力平衡校准器100安装到槽120上以连接到受试者支撑物的附图。图6a示出了等轴视图，图6b示出了剖面视图或横截面视图，图6c示出了等距的分解零件视图。连接到槽的是排水塞600。槽120被示为配合到适配器602中，其允许将辐射力平衡校准器100安装到超声窗口之上的受试者支撑物中。板608处于油目标体模和平衡框之间。调节板以使板恰好处于填充槽的水的高度。板使水稳定并减少了测量期间的振动。通过夹具610将板608悬浮或保持在槽120上。

[0133] 利用图5和6的设备执行校准的方法的一个实施例是：

[0134] 1. 记录第一数据集

[0135] a. 移除所有的校准配重。

[0136] b. 移除床附近的所有人员且让系统稳定一分钟。记录约20秒的数据，然后暂停记录。

[0137] c. 将10克的配重插入权配重笼的底槽内。

[0138] d. 重复1.b

[0139] e. 将5克的配重插入配重笼的中间槽内。

[0140] f. 重复1.b

[0141] g. 将2克的配重插入配重笼的顶槽内。

[0142] h. 重复1.b

[0143] 2. 利用超声换能器执行超声作用并记录第二数据集。

[0144] a. 开始记录来自力传感器的数据

[0145] b. 启动超声作用规程。该规程将运行至结束或通常当达到最大功率水平时因错误终止。如果发生这种情况，记录错误消息且包括对注解的说明。

[0146] c. 暂停记录来自力传感器的数据。

[0147] 3. 记录第三数据集

[0148] a. 让系统从超声作用状态冷却约5分钟，这将减轻浮力漂移的影响。（有些漂移不可避免且可以接受，这种数据仅作为超声作用后对完整性的粗略检查）。

[0149] b. 记录约20秒的数据，然后暂停记录。

[0150] c. 将2克的配重从权配重笼的顶槽内移除。

[0151] d. 移除床附近的所有人员且让系统稳定一分钟。记录约20秒的数据，然后暂停记录。

[0152] e. 将5克的配重从配重笼的中间槽内移除。

[0153] f. 重复3.d

[0154] g. 将10克的配重从配重笼的底槽内移除。

[0155] h. 重复3.d

[0156] 图7示出了根据本发明利用辐射力平衡校准器执行校准的方法。该方法模拟测量迹线上的辐射力平衡(RFB)目标行为以耐受有噪声数据或受大浮力影响而失真的数据。在

步骤700中,根据 $P=a*(ampvaI+e)^2+b$,其中,a、b和e是拟合参数,每次迭代首先生成电功率值的数组。

[0157] 然后,将这一假定的电功率(作为时间的函数)反馈到差分方程模块702,其吸收用于热量增益和损耗的拟合参数以及解释非平衡浮力的参数。该模块输出标示砝码读数的假定平衡的数组,其输出到Levenberg-Marquardt非线性最小二乘算法。在步骤704中,计算模拟和测量数据间的残差。如果没有实现解的收敛,算法改变拟合参数并开始下一轮的迭代。

[0158] 这与传统方式相反,在传统方式中,将发生器报告的功率作为拟合目标数据并将形式为 $P=a*(ampvaI+e)^2+b$ 的函数拟合到其上。此公式用于预测电功率,然后通过与常数 W_{e1} 到 W_{ac} 相乘获得声功率。这些方法的主要区别是拟合目标:传统的方法拟合到报告的发生器功率,新的方法拟合到平衡声功率迹线。

[0159] 尽管在附图和前面的描述中已详细示出并描述了本发明,但这样的图示和描述被认为是例示性的或示范性的,而不是限制性的;本发明不限于所公开的实施例。

[0160] 例如,在能够从校准配重支架中自动添加或移除校准配重的实施例中,能够操作本发明。例如,可以利用机器人系统完成该目的。

[0161] 通过研究附图、公开和所附权利要求,本领域的技术人员在实践请求保护的本发明时能够理解和实现所公开实施例的其他变化。在权利要求中,“包括”一词不排除其他元件或步骤,不定冠词“一”或“一个”不排除多个。单个处理器或其他单元可以完成权利要求中列举的几个项目的功能。在互不相同的从属权利要求中列举特定手段的简单事实并不表示不能有利地使用这些手段的组合。可以在适当的介质上存储和/或分布的计算机程序,介质例如是与其他硬件一起供应或作为其他硬件一部分供应的光存储介质或固态介质,但也可以在其他形式中分布,例如通过互联网或其他有线或无线电信系统。权利要求中的任何附图标记不应被解释为限制范围。

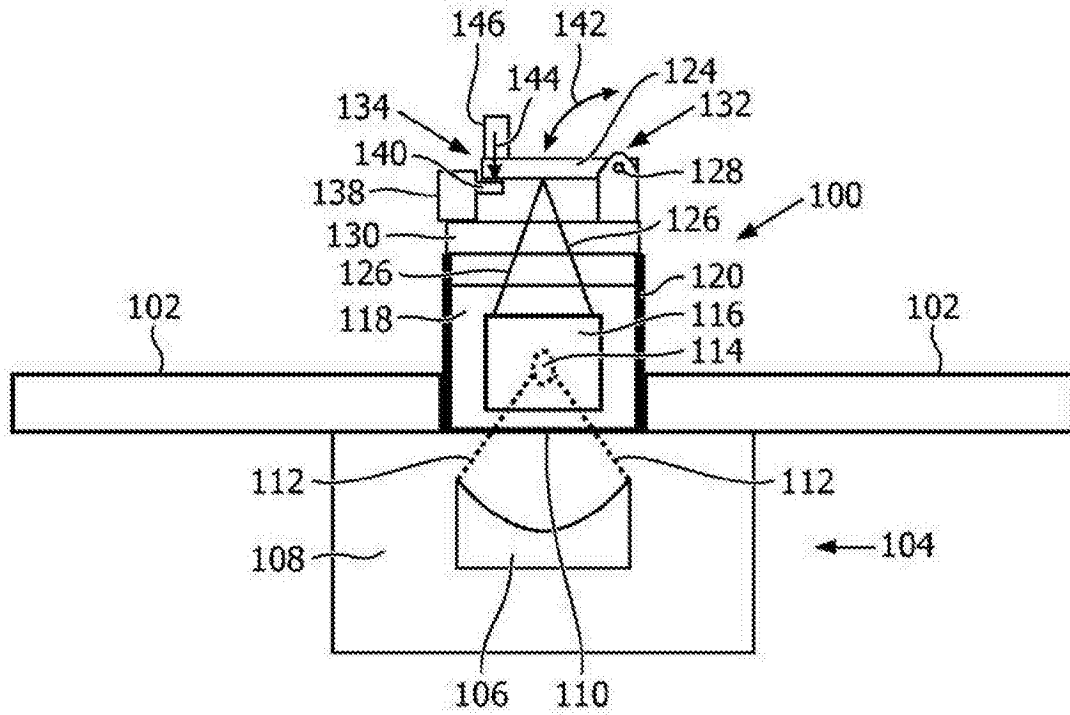


图1

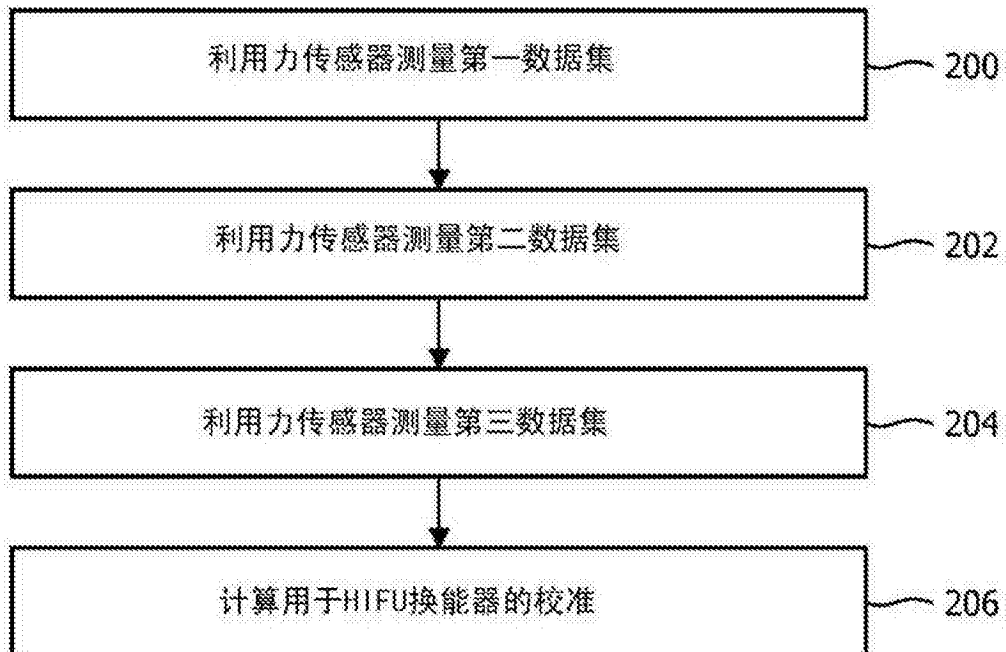


图2

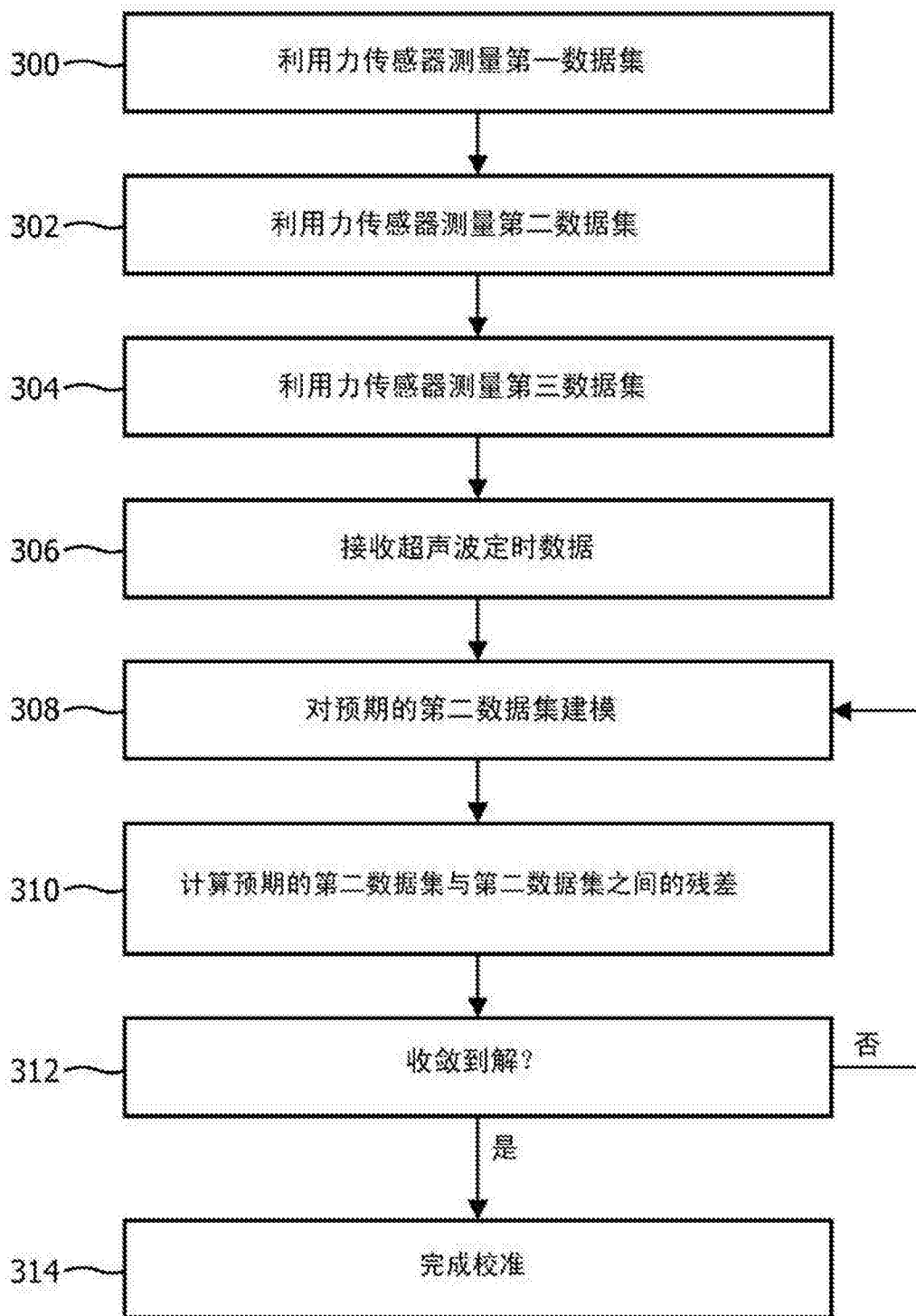


图3

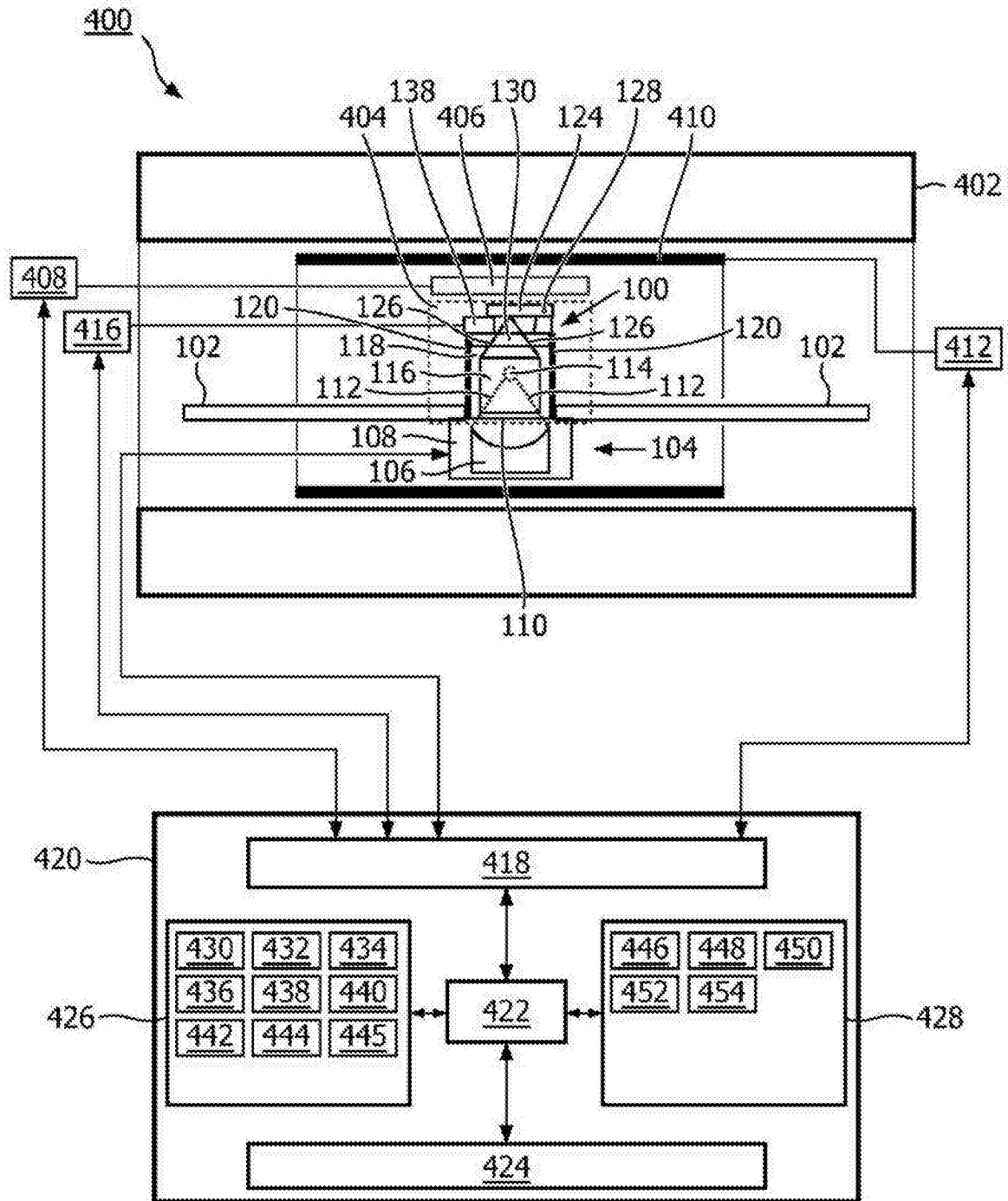


图4

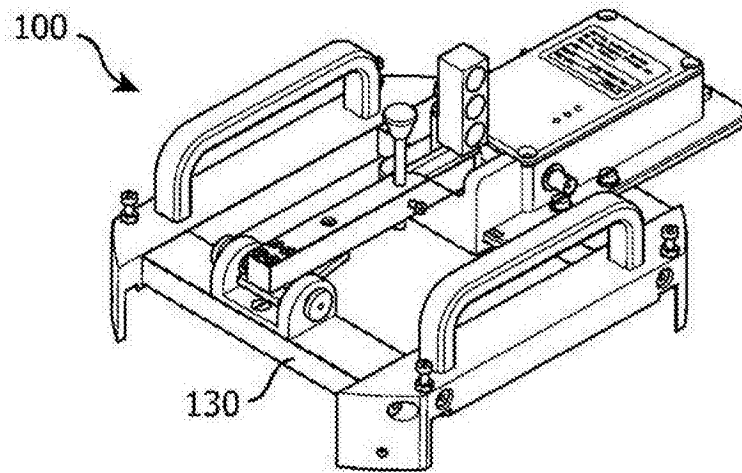


图5A

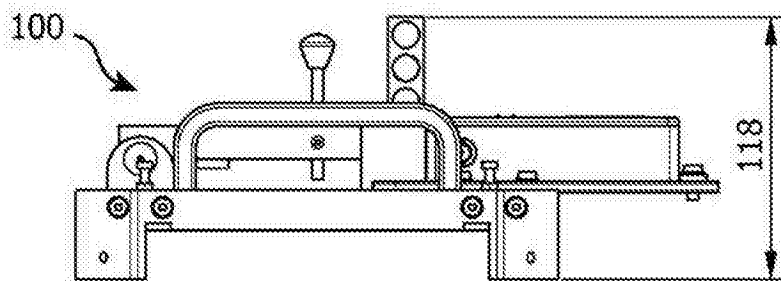


图5B

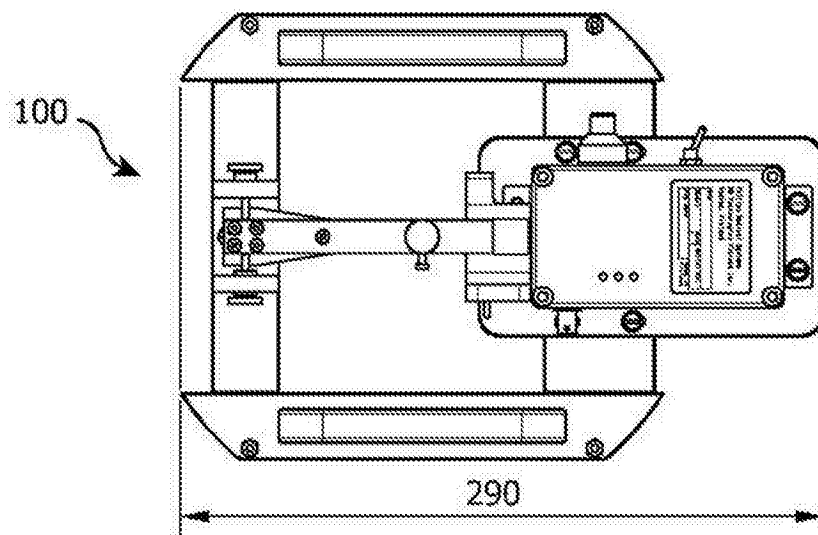


图5C

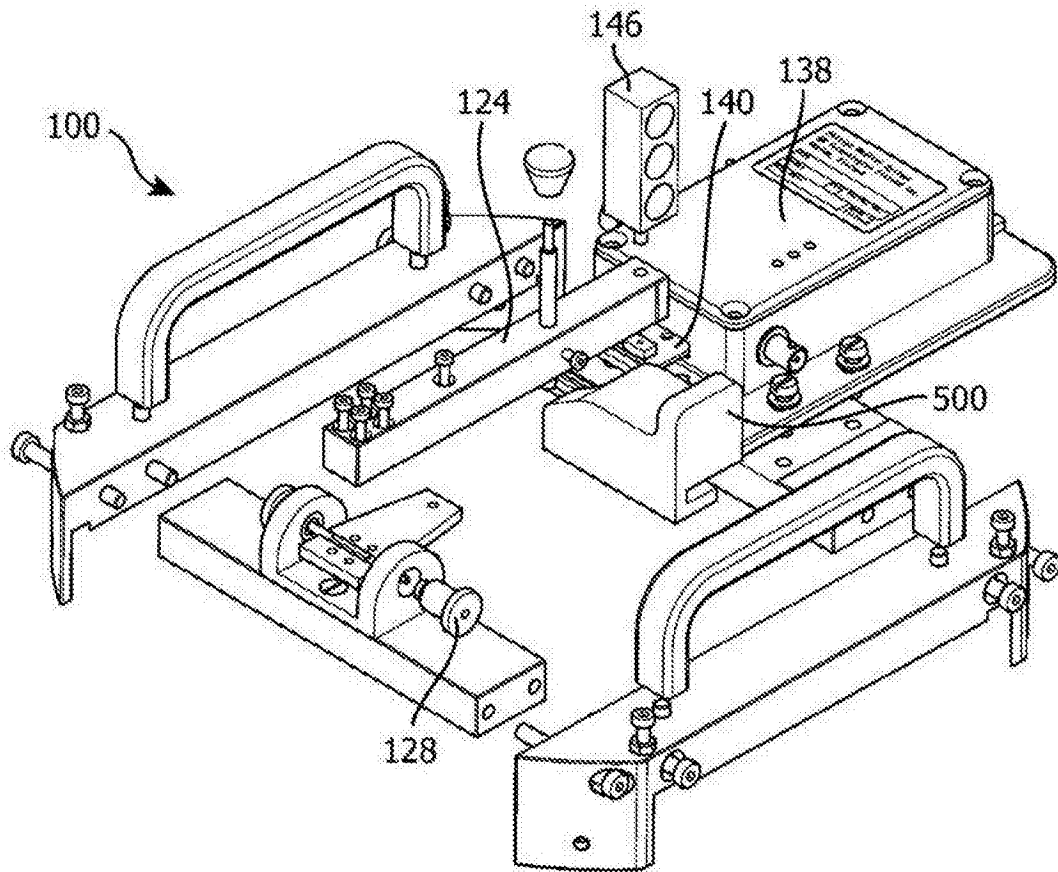


图5D

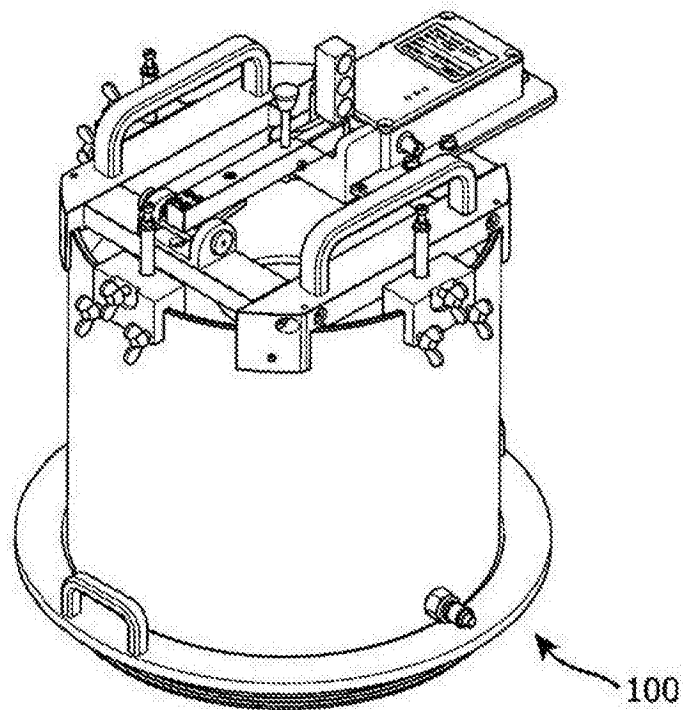


图6A

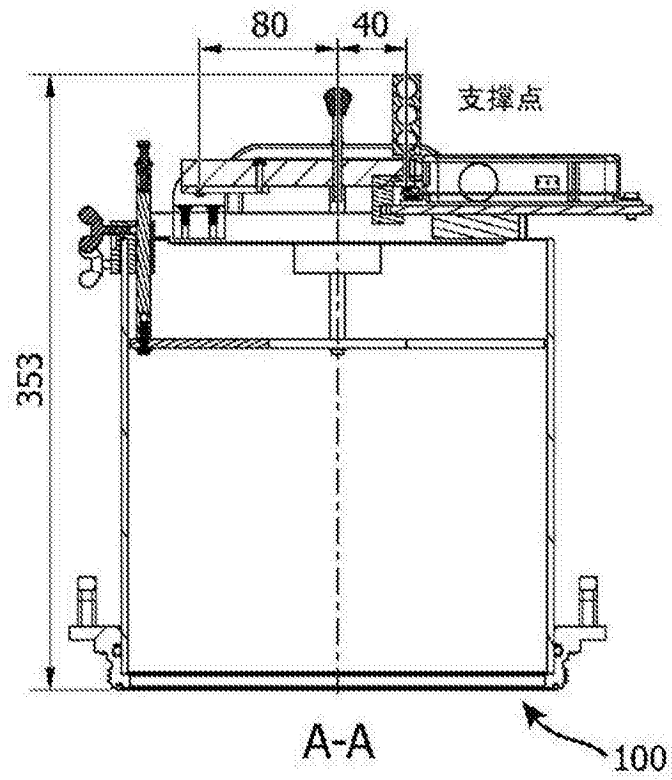


图6B

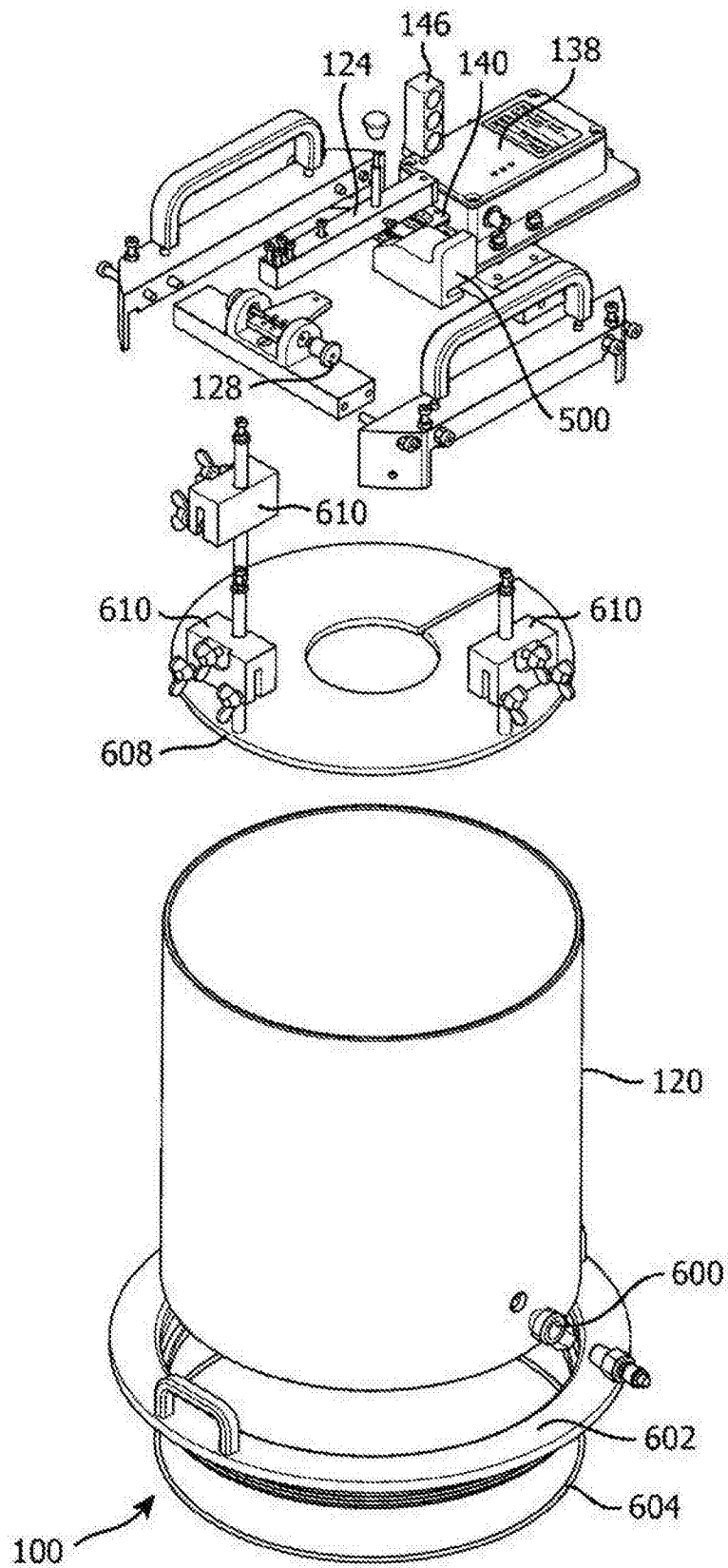


图6C

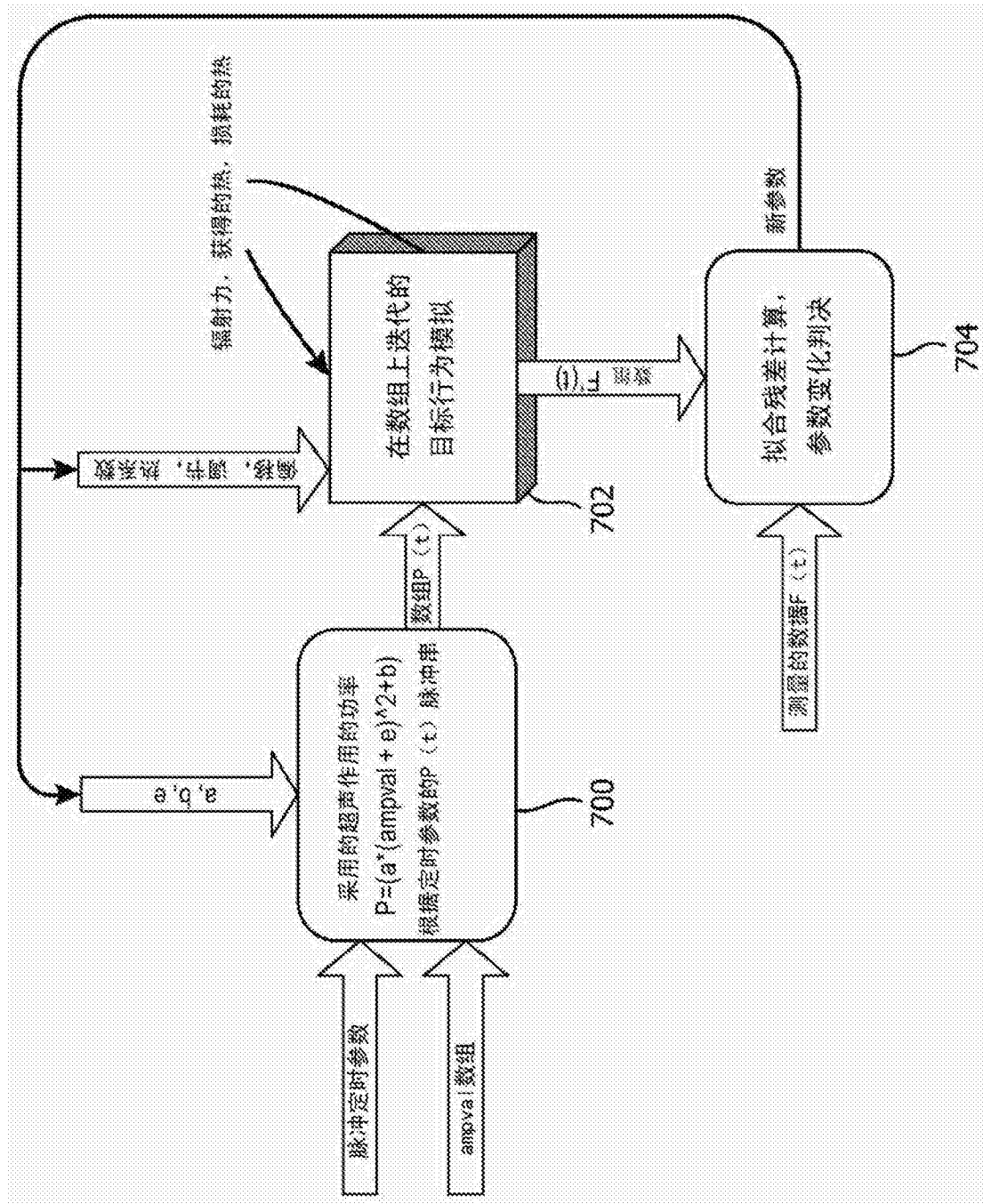


图7

专利名称(译)	辐射力平衡校准器		
公开(公告)号	CN103238047B	公开(公告)日	2016-11-09
申请号	CN201180057733.3	申请日	2011-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	MO林德斯特伦		
发明人	M·O·林德斯特伦		
IPC分类号	G01H3/00 G01H3/10 A61B8/00		
CPC分类号	G01H11/00 A61B5/055 A61B8/587 A61B2090/374 A61N7/02 G01H3/005 G01H17/00		
代理人(译)	王英 刘炳胜		
优先权	2010186359 2010-10-04 EP		
其他公开文献	CN103238047A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于校准高强度聚焦超声换能器 (106) 的辐射力平衡校准器 (100)，所述辐射力平衡校准器包括：平衡框 (130)；用于测量力的力传感器 (138)，其中，所述力传感器附接至所述平衡框；具有第一 (132) 和第二端 (134) 的天平 (124)，其中，所述第一端附接至枢轴 (128)，用于使所述天平能够相对于平衡框进行枢轴转动，其中，所述第二端适于向所述力传感器上施加力；油目标体模 (116)，连接到所述天平，用于吸收来自所述高强度聚焦超声换能器的超声辐射 (112、114)，其中，所述超声辐射的吸收导致所述天平在所述力传感器上施加的力减小；并且其中，所述辐射力平衡校准器由非磁性材料构造。

