



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107874779 A

(43)申请公布日 2018.04.06

(21)申请号 201711038209.7

(22)申请日 2017.10.31

(71)申请人 江西中医药大学

地址 330004 江西省南昌市湾里区梅岭大道1688号

申请人 上海交通大学

(72)发明人 余瑛 沈国峰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

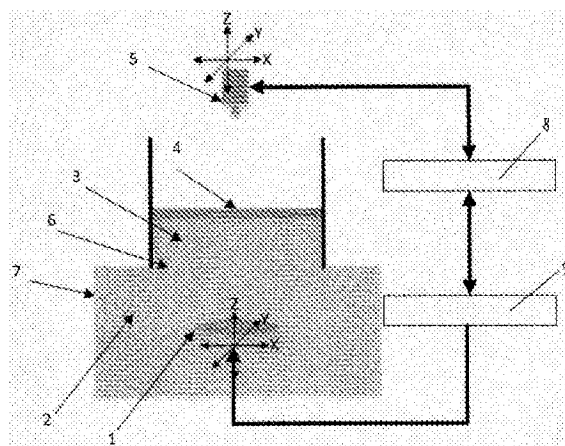
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54)发明名称

一种高强度聚焦超声测量装置及方法

(57)摘要

本发明公开了一种高强度聚焦超声测量装置及方法,属于高强度聚焦超声测量技术领域。测量装置,包括容器,还包括测量分析系统、红外线成像测温仪、除气处理水、超声吸收体、耦合媒质,所述容器被耦合界面分隔为上下两部分,耦合界面上部为除气处理水,超声吸收体安装在除气处理水表面,耦合界面下部为耦合媒质,HIFU探头放置在耦合媒质中,HIFU控制系统分别连接HIFU探头及测量分析系统,测量分析系统连接红外线成像测温仪。高强度聚焦超声测量方法通过高强度聚焦超声测量装置实现。本发明提供的高强度聚焦超声测量装置及方法,测量速度快,测量功率范围大,空间分辨率高,适用超声频率范围广,适合HIFU设备“在线”测量。



1. 一种高强度聚焦超声测量装置,包括容器,其特征在于,所述高强度聚焦超声测量装置还包括测量分析系统、HIFU控制系统、红外线成像测温仪、除气处理水、超声吸收体、耦合媒质、HIFU探头,所述容器被耦合界面分隔为上下两部分,耦合界面上部为除气处理水,超声吸收体安装在除气处理水表面,耦合界面下部为耦合媒质,HIFU探头放置在耦合媒质中,HIFU控制系统分别连接HIFU探头及测量分析系统,测量分析系统连接红外线成像测温仪。

2. 如权利要求1所述的高强度聚焦超声测量装置,其特征在于,所述超声吸收体具有3种以上的厚度规格。

3. 一种高强度聚焦超声测量方法,利用权利要求1至2任一项所述的高强度聚焦超声测量装置实现,其特征在于,所述方法为:

将超声吸收体水平放置在聚焦超声声场中,并与声束轴相垂直,当聚焦超声系统对其进行辐照,超声吸收体表面显现出相应的温度场分布,这时利用实时扫描热成像技术同步测量并记录在超声辐照期间超声吸收体表面的温度场分布及其大小,然后算出入射波的2D声强分布和大小,通过移动超声吸收体的水平位置,就可以得到聚焦超声在不同位置上的2D声强分布和大小,最后通过三维重建算法就可以得到相应的聚焦超声声场的3D声场分布及其大小。

4. 如权利要求3所述的高强度聚焦超声测量方法,其特征在于,所述方法具体包括:

步骤一 选定测量位置,调整除气处理水的高度,使超声吸收体的上表面处于HIFU探头的焦平面位置,调整红外线成像测温仪的摄像头位置,使超声吸收体在红外线成像测温仪上清晰成像,测量分析系统发出指令,通过HIFU控制系统控制HIFU探头辐照超声吸收体,通过红外测温仪记录超声吸收体表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化;

步骤二 更换不同厚度的超声吸收体,按照步骤一的方法,通过红外线成像测温仪记录超声吸收体表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化,一个测量位置共计测量3次;

步骤三 根据一个测量位置的3次测量的结果,求解非线性方程组得到入射波的基波声强以及各次谐波与基波声强幅值关系式的参数,从而求解入射波各次谐波的声强;非线性方程组如下:

$$\begin{cases} \left. \frac{\partial}{\partial t} T_1(x, y, z, t) \right|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^\eta H(r_{bn}, t) e^{-a(n^\eta-1)} e^{(-2\alpha_1 n^\eta D_1)} \\ \left. \frac{\partial}{\partial t} T_2(x, y, z, t) \right|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^\eta H(r_{bn}, t) e^{-a(n^\eta-1)} e^{(-2\alpha_1 n^\eta D_2)}, \\ \left. \frac{\partial}{\partial t} T_3(x, y, z, t) \right|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^\eta H(r_{bn}, t) e^{-a(n^\eta-1)} e^{(-2\alpha_1 n^\eta D_3)} \end{cases}$$

其中: $\partial T(x, y, z, t) / \partial t$ 为由红外线成像测温仪记录超声辐照超声吸收体表面温度变化,

ρ_0 和 C_p 分别表示超声吸收体的密度和比热容,

α_1 表示超声吸收体在基波频率下的声衰减系数,

η 是各次谐波与基波吸收系数关系式 $a(f_n) = \alpha_1 (f_n/f_1)^\eta$ 中的指数,一般取值在1至2之间,

函数 $H(r_{bn}, t)$ 是关于各次谐波的声束宽度 (r_{bn}) 和加热时间长度的函数,

基波声强幅值 ($I_1(x, y)$) 及此点处各次谐波声强幅值拟合模型的参数 (a, b) 是通过该方程组求解出的结果。

一种高强度聚焦超声测量装置及方法

技术领域

[0001] 本发明具体涉及一种高强度聚焦超声测量装置及方法,属于高强度聚焦超声测量技术领域。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声 (High-Intensity Focused Ultrasound, HIFU) 作为非侵入式 (non-invasive) 的治疗手段,可以治疗肝脏、乳腺、胰腺、前列腺、肾脏以及骨等器官或组织的恶性肿瘤,同时还被用于脑部神经系统疾病和脑部肿瘤的治疗,以及血脑屏障的开关控制,为临床医生提供了除手术、放化疗外的一种新型“绿色”物理治疗的选择,在国内外正在进行广泛的基础和临床应用研究。根据Focused Ultrasound Foundation统计,截止2015年底,全球已经有超过100,000名患者接受了聚焦超声治疗,其中2015年就超过25,000名患者。

[0003] 为了保证治疗的安全性和疗效,需要精确控制HIFU设备输出参数(声功率、声场分布等)。因此,自上世纪90年代以来,国际电工学会(IEC)在超声声场参数测量方面制定了大量的标准。2005年9月,我国国家标准化管理委员会批准发布了《高强度聚焦超声(HIFU)声功率和声场特性的测量》国家标准(GB/T19890),成为世界上首个HIFU测量标准。2005年12月7日,国家武汉医用超声设备检测中心起草的《高强度聚焦超声(HIFU)治疗系统》行业标准(YY0592-2005)由国家药监局批准发布,自2006年12月1日起实施。

[0004] HIFU声场测量参数包括声功率、声强、声焦域、声压等。目前声功率的主要测量方法有辐射力法、量热法和声光衍射法等,声场分布主要是通过水听器法来获得。

[0005] 目前已有的关于聚焦声场特性和超声功率测量标准的基本方法是:在小功率条件下(全功率输出的10%~20%),用水听器三维扫描法找到声压焦点位置,对聚焦声场进行扫描测量,并计算出焦点的几何参数;用水听器或辐射力法测量超声功率,再按照相关公式求出最大声强。该方法的主要存在以下问题:

[0006] 1) 获取聚焦声场三维特征值的过程十分耗时;

[0007] 2) 焦域的声强能量过大,容易导致水听器的损坏;

[0008] 3) 换能器辐射面各点振动相位若不全一致,则焦点处声强不一定正比于声压平方;

[0009] 4) 由于有限振幅波在传播过程中会产生波形畸变,滋生谐波、声衰减、声饱和等非线性现象,通过外插办法来推测HIFU声场的方法得到的结果会存在较大误差。

[0010] 针对利用传统利用水听器法进行高强度聚焦超声声场测试存在的问题,如何寻找更加快速、有效、准确的测量输出参数的方法,成为HIFU技术领域中的重要研究分支方向。

[0011] 该方法早期采用有损的测温方式,通过将温度传感器通过微小的创口植入测温靶区进行温度测量,通过热平衡法测量出该区域的加热温度[17]。但是由于在声场中介入一个异质材料,会对声场分布和温度场分布造成干扰,使得测量结果的精度、可靠性、鲁棒性都有欠缺。

[0012] 远红外热成像无损测温的方法,对目标物中的声场和温度场没有干扰、测温范围广、不受测温上限的限制、反应速度较快、工业技术成熟,因此,近年来,基于红外热成像技术对诊断超声和聚焦超声的声场参数进行快速、定量测量的方法,得到了日益广泛的关注,是一个很有前景的发展方向。该项技术的主要优势在于:

[0013] 1) 声场扫描速度快。

[0014] 由于该技术是对探头声场进行2D声场分布扫描,因此较传统声场分布扫描方法(水听器法),可以更为快速的实现声场3D扫描。

[0015] 2) 空间分辨率高。

[0016] 利用该项技术获取的声场空间分辨率主要由红外摄像机的光学参数决定。通过改变红外摄像机的FOV,就可以得到较高的空间分辨率。

[0017] 3) 适用超声频率范围广。

[0018] 该项技术利用红外摄像机采集声场中超声吸收体表面温升推算出入射波声强。因此能够被超声吸收体吸收能量的超声频率都能够被有效检测。

[0019] 4) 适合HIFU设备“在线”测量。

[0020] 在临床使用过程总,HIFU设备,尤其探头部分,都不可避免的需要嵌入在仪器设备中,比如MRgHIFU设备,探头需要嵌入在床体上或特制的线圈中,这就使得传统的声场检测方案可能在临床常规检测过程中面临诸多问题。在检测MRg-HIFU设备的输出参数时,就会面临MR设备的强磁场干扰。

[0021] 美国、英国、俄罗斯和日本也有团队正在开展相关研究工作

[0022] A. Shaw等人是最早发文介绍此项技术的,其中红外测温技术主要是由V. A. Khokhlova等人提供的,该团队后来根据超声吸收物内超声单次反射近似(single-reflection approximation)描述超声吸收物内由入射波引起的声场分布。这种近似的一个显著好处就在于可以得到一个关于超声吸收的空气界面处入射波与反射波叠加后声场的解析关系式,从而建立起入射波声强与超声吸收表面温升之间的关系。但是采用这种近似的一个主要问题就在于:通过计算后得到的声场强度测量值较真值要小。所以V. A. Khokhlova等人,根据数值仿真发现一个依赖于被测量超声探头分布形式的校正参数,通过将测量结果与校正参数相乘就可以得到与实际值较为接近的测量结果。

[0023] M. R. Myers等人利用超声热效应测量超声声场的研究工作主要集中在小功率下的超声声场测量,其原理是利用在超声吸收置于超声声场内一段时间后其内部温度达到热平衡后,通过检测超声吸收物的温度,根据已知的超声吸收物声、热参数,就可以推算出入射波的声场强度。这种测量方法在时间效率和测量范围方面都存在缺陷。

[0024] 目前国外研究团队研究开发的测量技术存在以下不足:

[0025] 已提出的测量方法都尚未成功应用到大功率下HIFU声场测量。

[0026] 测量结果需要一定的校正,校正参数与被测量超声声源的阵元分布相关。

发明内容

[0027] 因此,针对现有技术的上述不足,本发明目的旨在提出一种高强度聚焦超声声场测量装置及方法。

[0028] 高强度聚焦超声声场测量装置,包括容器,还包括测量分析系统、HIFU控制系统、

红外线成像测温仪、除气处理水、超声吸收体、耦合媒质、HIFU探头,所述容器被耦合界面分隔为上下两部分,耦合界面上部为除气处理水,超声吸收体安装在除气处理水表面,耦合界面下部为耦合媒质,HIFU探头放置在耦合媒质中,HIFU控制系统分别连接HIFU探头及测量分析系统,测量分析系统连接红外线成像测温仪。

[0029] 进一步的,所述超声吸收体具有3种以上的厚度规格。

[0030] 测量方法是将一个对超声波具有声热转化效应的超声吸收体水平放置在聚焦超声声场中,并与声束轴相垂直,当聚焦超声系统对其进行短暂(大约几百毫秒)的辐照时,超声吸收体表面就会显现出相应的温度场分布,这时利用实时扫描热成像技术同步测量并记录在超声辐照期间超声吸收体表面的温度场分布及其大小,然后根据本发明提出的方法就可以推算出入射波的2D声强分布和大小。通过不断的移动超声吸收体的水平位置,就可以得到聚焦超声在不同位置上的2D声强分布和大小,最后通过三维重建算法就可以得到相应的聚焦超声声场的3D声场分布及其大小。由于本发明的方法结合了量热法和水听器法的优点,具有扫描速度快,测量频带广,测量精度高等特点。

[0031] 进一步的,所述测量方法具体包括:

[0032] 步骤一 选定测量位置,调整除气处理水的高度,使超声吸收体的上表面处于HIFU探头的焦平面位置,调整红外线成像测温仪的摄像头位置,使超声吸收体在红外线成像测温仪上清晰成像,测量分析系统发出指令,通过HIFU控制系统控制HIFU探头辐照超声吸收体,通过红外测温仪记录超声吸收体表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化;

[0033] 步骤二 更换不同厚度的超声吸收体,按照步骤一的方法,通过红外线成像测温仪记录超声吸收体表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化,一个测量位置共计测量3次;

[0034] 步骤三 根据一个测量位置的3次测量的结果,求解非线性方程组得到入射波的基波声强以及各次谐波与基波声强幅值关系式的参数,从而求解入射波各次谐波的声强;非线性方程组如下:

$$[0035] \quad \begin{cases} \frac{\partial}{\partial t} T_1(x, y, z, t) \Big|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^\eta H(r_{bn}, t) e^{-a(n^\beta-1)} e^{(-2\alpha_1 n^\eta D_1)} \\ \frac{\partial}{\partial t} T_2(x, y, z, t) \Big|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^\eta H(r_{bn}, t) e^{-a(n^\beta-1)} e^{(-2\alpha_1 n^\eta D_2)}, \\ \frac{\partial}{\partial t} T_3(x, y, z, t) \Big|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^\eta H(r_{bn}, t) e^{-a(n^\beta-1)} e^{(-2\alpha_1 n^\eta D_3)} \end{cases}$$

[0036] 其中: $\partial T(x, y, z, t) / \partial t$ 为红外线成像测温仪记录超声辐照超声吸收体表面温度变化,

[0037] ρ_0 和 C_p 分别表示超声吸收体的密度和比热容,

[0038] α_1 表示超声吸收体在基波频率下的声衰减系数,

[0039] η 是各次谐波与基波吸收系数关系式 $a(f_n) = \alpha_1 (f_n/f_1)^\eta$ 中的指数,一般取值在1至2之间,

[0040] 函数 $H(r_{bn}, t)$ 是关于各次谐波的声束宽度(r_{bn})和加热时间长度的函数,基波声强幅值($I_1(x, y)$)及此点处各次谐波声强幅值拟合模型的参数(a, b)是通过该方程组求解

出的结果。

[0041] 本发明的有益效果在于：

[0042] 综上所述，本发明提供的高强度聚焦超声测量装置及方法，具有以下优点：

[0043] 测量速度快。通过对声场的2D扫描，可以提高整个声场3D扫描的速度。

[0044] 测量功率范围大。通过使用超声吸收体吸收超声声场能量分布，转化为相应的热图，通过红外摄像头采集、整理分析，得到相应的声场2D声场分布和大小。只要超声吸收体没有被高强度聚焦超声损坏，都可以得到相应的测量值。

[0045] 空间分辨率高。利用该项技术获取的声场空间分辨率主要由红外线成像测温仪摄像机的光学参数决定。通过改变红外线成像测温仪摄像机的FOV，就可以得到较高的空间分辨率。

[0046] 适用超声频率范围广。该项技术利用红外摄像机采集声场中超声吸收体表面温升推算出入射波声强。因此能够被超声吸收体吸收能量的超声频率都能够被有效检测。

[0047] 适合HIFU设备“在线”测量。在临床使用过程中，HIFU设备，尤其探头部分，都不可避免的需要嵌入在仪器设备中，比如MRgHIFU设备，探头需要嵌入在床体上或特制的线圈中，这就使得传统的声场检测方案可能在临床常规检测过程中面临诸多问题。在检测MRg-HIFU设备的输出参数时，就会面临MR设备的强磁场干扰。

附图说明

[0048] 图1是本发明测量装置的示意图。

[0049] 图2是本发明测量方法的原理图。

[0050] 图3a至图3e为当声功率为100W时，理论计算与使用本发明提出的方法估算的声场分布的比较图。

[0051] 附图标记如下：

[0052] 1.HIFU探头；2.耦合媒质；3.除气处理水；4.超声吸收体；5.红外线成像测温仪；6.耦合界面；7.容器；8、测量分析系统；9、HIFU控制系统。

具体实施方式

[0053] 下面结合附图对本发明的具体实施方式进行说明：

[0054] 如图1所示，高强度聚焦超声测量装置，包括容器7、测量分析系统8、HIFU控制系统9、红外线成像测温仪5、除气处理水3、超声吸收体4、耦合媒质2、HIFU探头1，容器7被耦合界面6分隔为上下两部分，耦合界面7上部为除气处理水3，超声吸收体4安装在除气处理水3表面，耦合界面7下部为耦合媒质2，HIFU探头1放置在耦合媒质2中，HIFU控制系统9分别连接HIFU探头1及测量分析系统8，测量分析系统8连接红外线成像测温仪5。

[0055] 耦合媒质2可采用高压绝缘油。

[0056] 测量分析系统8通过通讯接口连接上位机由HIFU设备相关人员操作，HIFU控制系统9执行测量分析系统8发出的指令，测量分析系统8控制红外线成像测温仪5，并在HIFU探头1辐照超声吸收体4的时候，记录红外线成像测温仪5表面的温度变化，通过不断改变超声吸收体4的厚度，在HIFU系统每一个位置测量相应的三次（不同厚度的超声吸收体4），从而达到测量出各次谐波的目的。

[0057] 红外线成像测温仪5和超声吸收体4之间的相对位置会在测量前进行校准,使得超声吸收体4在红外线成像测温仪5中可以清晰的成像。红外线成像测温仪5具有一定的调焦功能。这是一般红外摄像头都具有的功能。

[0058] 除气处理水3和超声吸收体4以及HIFU探头1和位置关系,在测量前需要进行协调,一般情况下,是的HIFU探头1在其可调范围的中间位置,通过调节除气处理水3和超声吸收体4的高度,使得超声吸收体4的上表面处在HIFU探头1的焦平面处。

[0059] 如图2所示,测量方法具体如下:

[0060] 第一步,通过红外测温仪记录超声吸收体(D1厚度)表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化;

[0061] 第二步,更换超声吸收体(D2厚度),通过红外测温仪记录超声吸收体表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化;

[0062] 第三步,更换超声吸收体(D3厚度),通过红外测温仪记录超声吸收体表面由于HIFU探头在设定时间辐照引起的温度变化;

[0063] 第四步,求解非线性方程组

$$[0064] \begin{cases} \frac{\partial}{\partial t} T_1(x, y, z, t) \Big|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^n H(r_{bn}, t) e^{-a(n^b-1)} e^{(-2\alpha_1 n^n D_1)} \\ \frac{\partial}{\partial t} T_2(x, y, z, t) \Big|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^n H(r_{bn}, t) e^{-a(n^b-1)} e^{(-2\alpha_1 n^n D_2)}, \\ \frac{\partial}{\partial t} T_3(x, y, z, t) \Big|_{z=0} = \frac{4\alpha_1 I_1(x, y)}{\rho_0 C_p} \sum_{n=1}^{\infty} n^n H(r_{bn}, t) e^{-a(n^b-1)} e^{(-2\alpha_1 n^n D_3)} \end{cases}$$

[0065] 其中:1) $\partial T(x, y, z, t) / \partial t$ 由红外热成像仪记录超声辐照超声吸收体表面温度变化

[0066] 2) ρ_0 和 C_p 分别表示超声吸收体的密度和比热容

[0067] 3) α_1 表示超声吸收体在基波频率下的声衰减系数

[0068] 4) n 是各次谐波与基波吸收系数关系式 $a(f_n) = \alpha_1 (f_n/f_1)^n$ 中的指数,一般取值在1-2之间

[0069] 5) 函数 $H(r_{bn}, t)$ 是关于各次谐波的声束宽度(r_{bn})和加热时间长度的函数

[0070] 6) 基波声强幅值($I_1(x, y)$)及此点处各次谐波声强幅值拟合模型的参数(a, b)是通过该方程组求解出的结果。

[0071] 可以得到入射波的基波声强以及各次谐波与基波声强幅值关系式的参数,从而达到求解入射波各次谐波的声强。

[0072] 将HIFU探头沿着声束轴的方向平移至下一个位置,重复上述步骤,得到下一个位置的HIFU声场2D声场分布及各次谐波声强幅值。

[0073] 在本发明中,容器7只是包含HIFU探头和耦合媒质的一个容器,这个容器不属于测量系统,这个容器属于HIFU治疗设备,一般安装固定在特殊定制的MR治疗床上。容器7的上面会有一个窗口,这个窗口用于超声透射。在进行HIFU探头声场测量的时候,测量机构也需要通过这个窗口来进行HIFU探头的声场分布测量。

[0074] 耦合界面6,需要与包含去汽水3的圆柱体紧密连接,以防止去汽水3从耦合界面6

与圆柱体的结合部泄露。

[0075] 一般耦合界面6的材质使用6um的透声薄膜。

[0076] 红外吸收体可以使用硅橡胶。

[0077] 表1为声功率为100W,不同位置,不同加热时间,三个超声吸收体厚度分别为1mm, 2mm, 3mm时,使用本文提出的方法计算的结果与理论计算结果的不同指标的比较。

[0078] 表1

内容	加热时间 (ms)	位置				
		Z4	Z2	Z1	Z3	Z5
轴线单 声强差异 (%)	40	-43.18	-38.98	-31.14	-34.19	-36.18
	60	-29.66	-29.93	-23.44	-24.44	-27.45
	80	-23.75	-23.63	-16.96	-17.93	-21.39
	100	-18.89	-18.81	-12.31	-13.08	-16.70
轴线基频 声强差异 (%)	40	-43.18	-39.26	-18.83	-28.30	-34.01
	60	-29.05	-30.17	-16.15	-20.70	-26.81
	80	-23.28	-23.69	-11.10	-15.91	-21.99
	100	-18.47	-18.61	-7.37	-12.41	-18.35
[0079] 轴线总声强- 6dB宽度差异 (%)	40	3.17	0.78	-6.60	-4.93	-1.69
	60	4.98	1.93	-3.85	-4.01	-0.69
	80	6.59	3.19	-2.58	-2.92	0.22
	100	8.06	4.38	-1.27	-1.88	1.03
轴线各次谐波 声强的误差平 方和 (SSE)	40	2.35E+05	5.84E+05	3.38E+05	1.84E+05	9.27E+04
	60	1.07E+05	3.45E+05	2.17E+05	9.88E+04	5.71E+04
	80	6.86E+04	2.13E+05	1.12E+05	5.81E+04	3.81E+04
	100	4.33E+04	1.32E+05	5.90E+04	3.52E+04	2.63E+04
轴线各次 谐波可决 系数	40	0.42	0.58	0.91	0.82	0.72
	60	0.83	0.81	0.95	0.92	0.86
	80	0.91	0.90	0.98	0.96	0.92
	100	0.95	0.95	0.99	0.98	0.95

[0080] 图3a至图3e为当声功率为100W时,理论计算与使用本发明提出的方法估算的声场分布的比较,加热时间从40ms到100ms,三个超声吸收体厚度分别为1, 2, 3mm时,各次谐波声强幅值模型为模型I(图3a) Z4, (图3b) Z2, (图3c) Z1(焦平面), (图3d) Z3, (图3e) Z5。

[0081] 为了对比与理论计算结果之间的差异,本发明从以下几个指标进行对比:

[0082] 1、声束轴上各次谐波累加声强和(total intensity)的相对差异:通过比对理论计算与本文提出方法估算的声束轴上各次谐波的累加和来评估理论计算与估计声强之间的

的差异,其计算公式为:
$$PDTI = \frac{\sum_n^{n_{max}} EI_n - \sum_n^{n_{max}} SI_n}{\sum_n^{n_{max}} SI_n} * 100\%$$
 其中EI_n是使用本文计算方法估算

的各次谐波声强幅值,SI_n是理论计算的各次谐波声强幅值。n_{max}是最大谐波次数,在本文仿

真实验中 $n_{\max}=128$ 。

[0083] 2、声束轴上基波声强的相对差异:由于本文提出的方法是估计基波声强,然后通过谐波声强幅值模型估算各次谐波声强,所以基波声强估计值与理论值之间的差异可以表明计算结果的优劣程度。其计算公式为: $PDFI = \frac{EI_1 - SI_1}{SI_1} * 100\%$ 。

[0084] 3、各次谐波累加声强和(total intensity)的声束-6dB宽度相对差异:这个指标是描述估计声场分布与理论计算声场分布之间的差异。估计声场和理论计算声场的声束-6dB宽度都是通过计算相对最大声强-6dB衰减处的位置得到的。

[0085] 4、声束轴上声强各次谐波的SSE:这个指标是描述轴线上各次谐波的估计值与理论计算值之间的差异,其计算公式是: $SSE = \sum_{n=1}^{n_{\max}} (EI_n - SI_n)^2$ 。

[0086] 5、轴线声强各次谐波的R-square:这个指标是描述轴线上各次谐波的估计值与理论计算值之间的拟合程度,正常取值范围为[0,1],越接近1,表明估计值与理论值之间的拟合程度越好。其计算公式为: $R - square = 1 - \frac{SSE}{SST} = 1 - \frac{\sum_{n=1}^{n_{\max}} (EI_n - SI_n)^2}{\sum_{n=1}^{n_{\max}} (SI_n - \overline{SI})^2}$,其中 \overline{SI} 为理论计算

各次谐波的平均值。

[0087] 相比于现有技术的装置和方法,

[0088] 本发明可以快速扫描声场,因为每次测量的结果为声场的2D分布。

[0089] 本发明通过独特的技术手段(一个位置辐照三个不同厚度的超声吸收体)可以求解去入射声波的高次谐波声强分布和幅值。

[0090] 本发明结构简单,适用于HIFU探头嵌入到MR病床上的系统,无需将HIFU探头从MR病床上拿出来再测量。

[0091] 以上所述是本发明的优选实施方式,应当指出,对于本技术领域的普通技术人员来说,在不脱离本发明所述原理的前提下,还可以作出若干改进和润饰,这些改进和润饰也应视为本发明的保护范围。

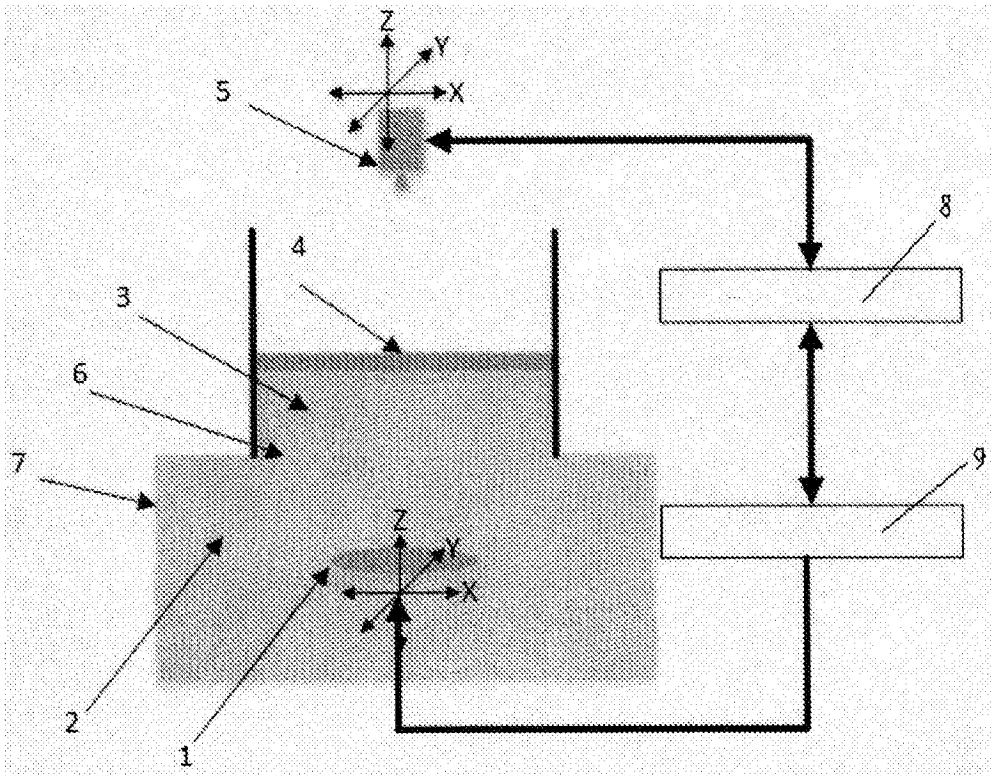


图1

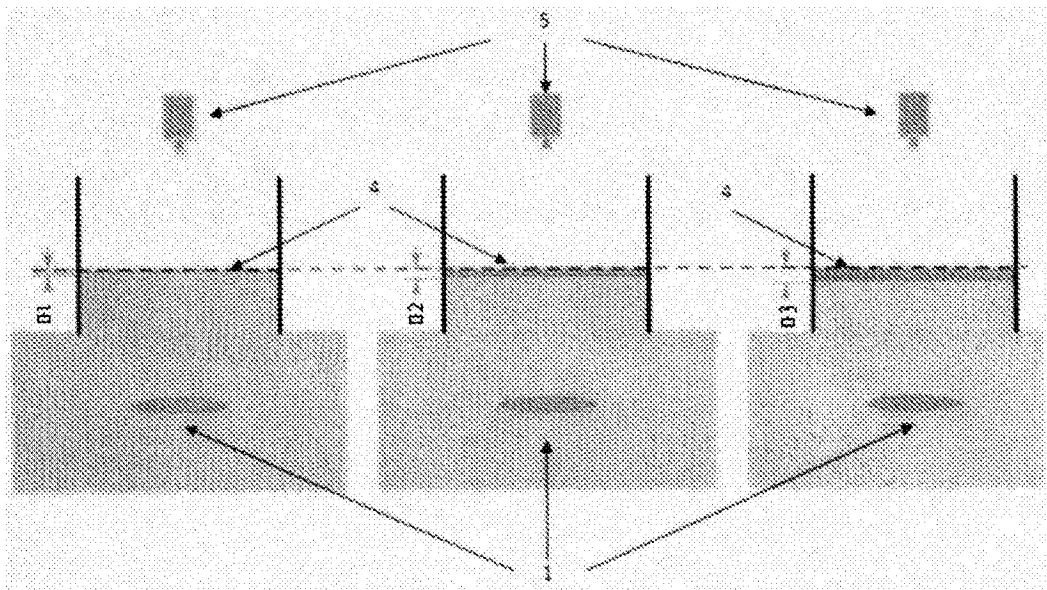


图2

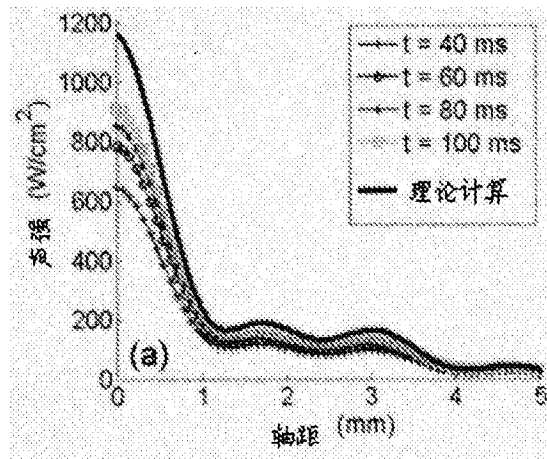


图3a

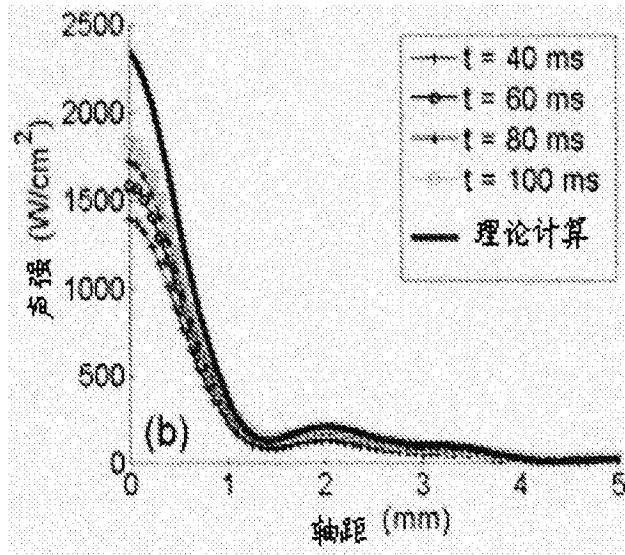


图3b

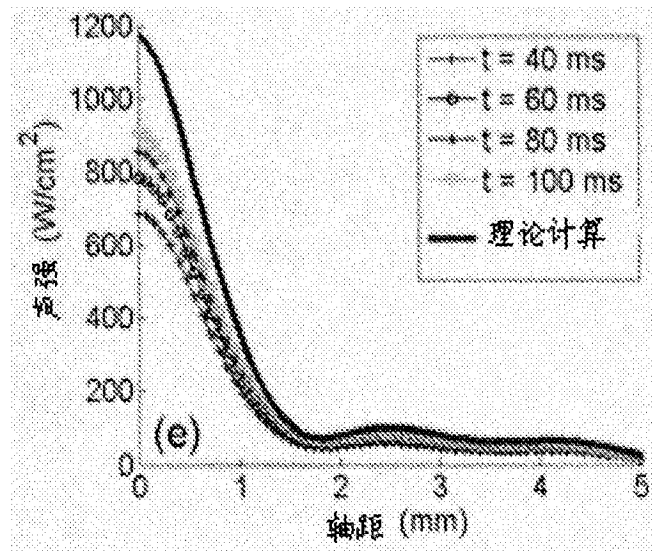


图3c

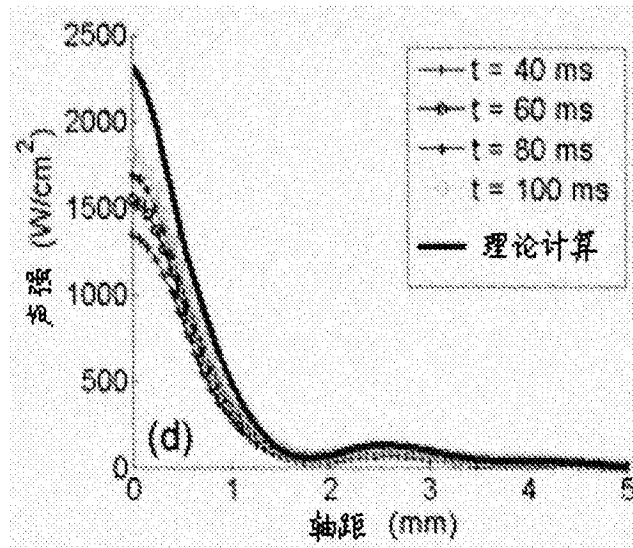


图3d

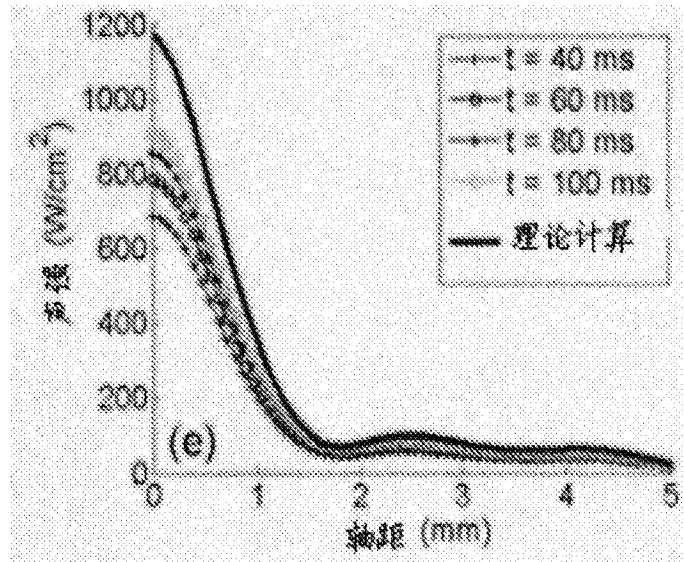


图3e

