



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 112229499 B

(45) 授权公告日 2022.08.12

(21) 申请号 202010968757.5

(22) 申请日 2020.09.15

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 112229499 A

(43) 申请公布日 2021.01.15

(73) 专利权人 韶关东阳光自动化设备有限公司
地址 512000 广东省韶关市乳源县乳城镇
龙船湾下坝开发区模具车间三号厂房

(72) 发明人 王祥达 郭甲 李萍 滕世国
何建方 李建霖 李国威

(74) 专利代理机构 广州粤高专利商标代理有限公司 44102
专利代理师 陈嘉毅

(51) Int. Cl.
G01H 3/12 (2006.01)

(56) 对比文件

CN 101936770 A, 2011.01.05

CN 101936770 A, 2011.01.05

CN 206208384 U, 2017.05.31

CN 205430608 U, 2016.08.03

WO 03095957 A1, 2003.11.20

US 2017074982 A1, 2017.03.16

Nicholas P K Ellens. A novel, flat, electronically-steered phased.《Physics in Medicine & Biology》.2015, 2195-2215.

审查员 张雪松

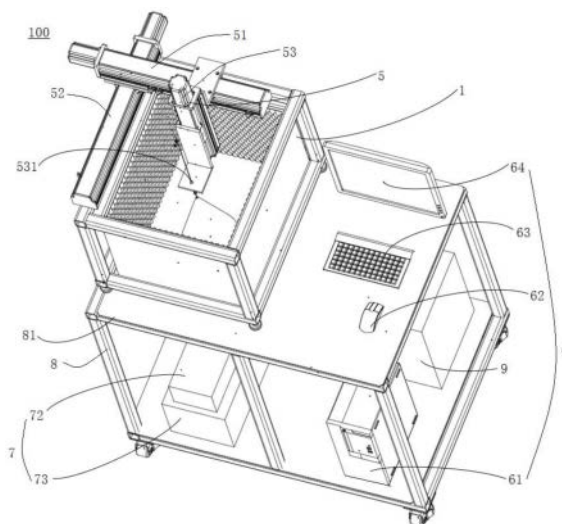
权利要求书2页 说明书9页 附图10页

(54) 发明名称

声场测量系统及其控制方法

(57) 摘要

本发明公开了一种声场测量系统及其控制方法,声场测量系统包括:液体耦合剂槽,液体耦合剂槽内注有液体耦合剂;超声换能器,超声换能器为满足天线理论的平面型相控阵换能器且设置在液体耦合剂槽内;准直器,设在超声换能器发射超声的方向上,准直器的底部被构造造成与超声换能器相适配且上部设置有夹持部;信号采集模块,用于拾取声场信号,信号采集模块与夹持部相匹配;运动模块,用于控制信号采集模块在空间内移动;控制模块,控制模块包括用于实时拾取信号采集模块的信号并进行处理和反馈的数据处理反馈软件。根据本发明的声场测量系统,有利于确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。



1. 一种声场测量系统,其特征在于,包括:

液体耦合剂槽,所述液体耦合剂槽内注有液体耦合剂;

超声换能器,所述超声换能器为满足天线理论的平面型相控阵换能器,所述超声换能器设置在所述液体耦合剂槽内;

准直器,所述准直器设在所述超声换能器发射超声的方向上,所述准直器的底部被构造与所述超声换能器相适配且上部设置有夹持部;

信号采集模块,所述信号采集模块用于拾取声场信号,所述信号采集模块与所述夹持部相匹配;

运动模块,所述运动模块用于控制所述信号采集模块在空间内移动;

控制模块,所述控制模块包括用于实时拾取所述信号采集模块的信号并进行处理和反馈的数据处理反馈软件;

所述声场测量系统的控制方法具体包括以下步骤:

步骤S10:确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,具体过程为:

通过控制运动模块运动以控制信号采集模块移动,使信号采集模块顶部对准准直器上的开孔,信号采集模块顶部与所述开孔重合以确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置;

步骤S20:将声场测量系统坐标系中信号采集模块顶部坐标设置为超声换能器坐标系中信号采集模块顶部的绝对位置所对应的坐标;

步骤S30:依据超声换能器的尺寸,设置初选被测超声电子聚焦点调控范围;

步骤S40:在初选被测超声电子聚焦点调控范围内设置离散式填充的焦点;

步骤S50:超声换能器基于超声换能器坐标系发射超声聚焦到设置的焦点,信号采集模块基于超声换能器坐标系将信号采集模块顶部先移动到该焦点所在位置,然后在该焦点附近寻找接收电压的最大峰峰值,记录该最大峰峰值及其对应坐标;

步骤S60:运动模块控制信号采集模块运动,重复所述步骤S50遍历所有的焦点,在该过程中,将准直器与超声换能器分离开;

步骤S70:数据处理反馈软件对所述步骤S50和所述步骤S60记录的测量数据进行处理以获得所述超声换能器的聚焦性能,具体为:

基于所述测量数据,数据处理反馈软件通过运算,给出超声换能器在初选被测超声电子聚焦点调控范围内各个设置焦点上的聚焦偏差分布和电压峰峰值分布,数据处理反馈软件预置有聚焦偏差阈值和电压峰峰值阈值,数据处理反馈软件根据所述聚焦偏差阈值和所述电压峰峰值阈值,将聚焦偏差和电压峰峰值在阈值范围内的区域勾勒出来,以获得基于预置阈值的聚焦范围。

2. 根据权利要求1所述的声场测量系统,其特征在于,所述信号采集模块为水听器。

3. 根据权利要求2所述的声场测量系统,其特征在于,所述夹持部为形成在所述准直器顶部的开孔。

4. 根据权利要求2所述的声场测量系统,其特征在于,所述声场测量系统还包括信号处理模块,所述信号处理模块包括:

前置放大器,所述前置放大器与所述水听器相连,用于放大由所述水听器转换而来的

电信号；

耦合器，所述耦合器与所述前置放大器相适配，用于为所述前置放大器供电并进行信号耦合；

示波器，所述示波器用于拾取耦合器上的水听器信号并实时显示。

5. 根据权利要求1所述的声场测量系统，其特征在于，所述运动模块包括X轴、Y轴以及Z轴，所述Z轴上设有支架，所述信号采集模块适于通过所述支架与所述运动模块相连。

6. 根据权利要求1所述的声场测量系统，其特征在于，所述声场测量系统还包括：机架，所述机架的顶部形成有操作台，所述液体耦合剂槽设在所述操作台上。

7. 根据权利要求1所述的声场测量系统，其特征在于，所述液体耦合剂为水，所述声场测量系统还包括：

水处理模块，所述水处理模块用于确保所述液体耦合剂槽中水的含氧量不高于4ppm。

8. 根据权利要求1-7中任一项所述的声场测量系统，其特征在于，所述声场测量系统还包括：

吸声材料件，所述吸声材料件设于所述液体耦合剂槽的内表面以吸收声波。

9. 根据权利要求1所述的声场测量系统，其特征在于，所述步骤S30包括：设置横向尺寸为超声换能器的最大轮廓尺寸，纵向尺寸基于人体解剖矢状面厚度而定。

10. 根据权利要求1所述的声场测量系统，其特征在于，所述聚焦偏差阈值包括横向偏差阈值和纵向偏差阈值，所述横向偏差阈值不大于3mm，所述纵向偏差阈值不大于5mm；所述电压峰峰值包括最小电压峰峰值和最大电压峰峰值，所述电压峰峰值阈值为最小电压峰峰值相比最大电压峰峰值下降6dB或3dB。

声场测量系统及其控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗技术领域,尤其是涉及一种声场测量系统及其控制方法。

背景技术

[0002] 相关技术中,现有HIFU声场测量系统和方法主要针对包含固有焦点的球面型HIFU换能器。球面型换能器自身的聚焦超声调控范围较小或者没有,焦域形态相对固定,测量简单。对于满足天线理论的平面型HIFU相控阵换能器,鉴于其焦点调控采用全电子化的方式,聚焦超声调控范围较大,相应的焦域形态也不固定。现有HIFU声场测量系统和方法并未给出针对性的获得满足天线理论的平面型HIFU相控阵换能器的焦点调控范围的测量方案。

[0003] 现有HIFU声场测量系统和方法在确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的绝对位置上具有局限性。现有技术一般设置换能器的脉冲输入模式,利用水听器寻找到最大声压,将换能器输入端的信号作为触发信号,与水听器接收到的信号进行对比,得到超声飞行时间,并乘以此时的水的声速,来得到水听器顶部位于换能器坐标系z轴(即换能器正前方)的坐标;对于与z轴垂直的xOy平面的坐标,则一般基于球面型换能器的轴对称性认为此时水听器顶部是居中的。基于上述方案寻找到的水听器顶部位于超声换能器坐标系的绝对位置容易引入误差,不确定性较大。

[0004] 鉴于球面型HIFU换能器的声场测量相对简单,现有针对该换能器的声场测量系统和方法基本不包含测量反馈,而是通过单独或者简单的数据后处理获得声场参数。这样的方式应用在满足天线理论的平面型HIFU相控阵换能器的声场测量以及声场参数获取上,会显得比较麻烦、滞后,不利于该换能器参数的实时反馈调整。

发明内容

[0005] 本发明旨在至少解决现有技术中存在的技术问题之一。为此,本发明的一个目的在于提出一种声场测量系统,所述声场测量系统有利于确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。

[0006] 本发明的另一个目的在于提出一种声场测量方法,所述声场测量方法采用上述的声场测量系统。

[0007] 根据本发明第一方面实施例的声场测量系统,包括:液体耦合剂槽,所述液体耦合剂槽内注有液体耦合剂;超声换能器,所述超声换能器为满足天线理论的平面型相控阵换能器,所述超声换能器设置在所述液体耦合剂槽内;准直器,所述准直器设在所述超声换能器发射超声的方向上,所述准直器的底部被构造成与所述超声换能器相适配且上部设置有夹持部;信号采集模块,所述信号采集模块用于拾取声场信号,所述信号采集模块与所述夹持部相匹配;运动模块,所述运动模块用于控制所述信号采集模块在空间内移动;控制模块,所述控制模块包括用于实时拾取所述信号采集模块的信号并进行处理和反馈的数据处理反馈软件。

[0008] 根据本发明实施例的声场测量系统,通过为超声换能器配置定制的准直器,有利

于确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,通过数据处理反馈软件可以实时拾取信号采集模块的信号并进行处理和反馈,从而有利于实现对超声换能器参数的实时反馈调整,进而确保声场测量的准确性。

[0009] 另外,根据本发明上述实施例的声场测量系统还具有如下附加的技术特征:

[0010] 根据本发明的一些实施例,所述信号采集模块为水听器。

[0011] 进一步地,所述夹持部为形成在所述准直器顶部的开孔。

[0012] 根据本发明的一些实施例,所述声场测量系统还包括信号处理模块,所述信号处理模块包括:前置放大器,所述前置放大器与所述水听器相连,用于放大由所述水听器转换而来的电信号;耦合器,所述耦合器与所述前置放大器相适配,用于为所述前置放大器供电并进行信号耦合;示波器,所述示波器用于拾取耦合器上的水听器信号并实时显示。

[0013] 根据本发明的一些实施例,所述运动模块包括X轴、Y轴以及Z轴,所述Z轴上设有支架,所述信号采集模块适于通过所述支架与所述运动模块相连。

[0014] 根据本发明的一些实施例,所述声场测量系统还包括机架,所述机架的顶部形成有操作台,所述液体耦合剂槽设在所述操作台上。

[0015] 在本发明的一些实施例中,所述液体耦合剂为水,所述声场测量系统还包括:水处理模块,所述水处理模块用于确保所述液体耦合剂槽中水的含氧量不高于4ppm。

[0016] 根据本发明的一些实施例,所述声场测量系统还包括:吸声材料件,所述吸声材料件设于所述液体耦合剂槽的内表面以吸收声波。

[0017] 根据本发明第二方面实施例的声场测量系统的控制方法,所述控制方法采用上述所述的声场测量系统,所述控制方法包括以下步骤:步骤S10:确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置;步骤S20:将声场测量系统坐标系中信号采集模块顶部坐标设置为超声换能器坐标系中信号采集模块顶部的绝对位置所对应的坐标;步骤S30:依据超声换能器的尺寸,设置初选被测超声电子聚焦点调控范围;步骤S40:在初选被测超声电子聚焦点调控范围内设置离散式填充的焦点;步骤S50:超声换能器基于超声换能器坐标系发射超声聚焦到设置的焦点,信号采集模块基于超声换能器坐标系将信号采集模块顶部先移动到该焦点所在位置,然后在该焦点附近寻找接收电压的最大峰峰值,记录该最大峰峰值及其对应坐标;步骤S60:运动模块控制信号采集模块运动,重复所述步骤S50遍历所有的焦点;步骤S70:数据处理反馈软件对所述步骤S50和所述步骤S60记录的测量数据进行处理以获得所述超声换能器的聚焦性能。

[0018] 根据本发明第二方面实施例的声场测量系统的控制方法,通过采用上述第一方面实施例的声场测量系统,有利于确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。并且,所述控制方法包括测量反馈步骤,有利于对超声换能器参数的实时反馈调整。

[0019] 根据本发明的一些实施例,所述信号采集模块为水听器,所述夹持部为形成在所述准直器顶部的开孔,所述步骤S10包括:通过控制运动模块运动以控制水听器移动,使水听器顶部对准准直器上的开孔,水听器顶部与所述开孔重合以确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置。

[0020] 根据本发明的一些实施例,所述步骤S30包括:设置横向尺寸为超声换能器的最大轮廓尺寸,纵向尺寸基于人体解剖矢状面厚度而定。

[0021] 根据本发明的一些实施例,所述步骤S70包括基于所述测量数据,数据处理反馈软件通过运算,给出超声换能器在初选被测超声电子聚焦点调控范围内各个设置焦点上的聚焦偏差分布和电压峰峰值分布,数据处理反馈软件预置有聚焦偏差阈值和电压峰峰值阈值,数据处理反馈软件根据所述聚焦偏差阈值和所述电压峰峰值阈值,将聚焦偏差和电压峰峰值在阈值范围内的区域勾勒出来,以获得基于预置阈值的聚焦范围。

[0022] 根据本发明的一些实施例,所述聚焦偏差阈值包括横向偏差阈值和纵向偏差阈值,所述横向偏差阈值不大于3mm,所述纵向偏差阈值不大于5mm;所述电压峰峰值包括最小电压峰峰值和最大电压峰峰值,所述电压峰峰值阈值为最小电压峰峰值相比最大电压峰峰值下降6dB或3dB。

[0023] 本发明的附加方面和优点将在下面的描述中部分给出,部分将从下面的描述中变得明显,或通过本发明的实践了解到。

附图说明

[0024] 本发明的上述和/或附加的方面和优点从结合下面附图对实施例的描述中将变得明显和容易理解,其中:

[0025] 图1是根据本发明实施例的声场测量系统的一个示意图;

[0026] 图2是图1中根据本发明实施例的声场测量系统中液体耦合剂槽部分的一个放大图;

[0027] 图3是图1中根据本发明实施例的声场测量系统中水听器和前置放大器的一个放大图;

[0028] 图4是图1中根据本发明实施例的声场测量系统中准直器的一个放大图;

[0029] 图5是图1中根据本发明实施例的声场测量系统基于准直器校准水听器顶部准确绝对位置示意图;

[0030] 图6为根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法的一个流程图;

[0031] 图7是图6中根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选被测超声电子聚焦点调控范围的3D示意图;

[0032] 图8是图6中根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选被测超声电子聚焦点调控范围的2D俯视示意图;

[0033] 图9是图6中根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选聚焦范围内水听器测得实际焦点的聚焦偏差(毫米:mm);

[0034] 图10是图6中根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选聚焦范围内水听器测得实际焦点的电压峰峰值(毫伏:mV)。

[0035] 附图标记:

[0036] 声场测量系统100,

[0037] 液体耦合剂槽1,进出液口11,

[0038] 超声换能器2,

[0039] 准直器3,夹持部31,

[0040] 信号采集模块4,水听器41,

[0041] 运动模块5,X轴51,Y轴52,Z轴53,支架531,

- [0042] 控制模块6,主机61,鼠标62,键盘63,显示器64,
- [0043] 信号处理模块7,前置放大器71,耦合器72,示波器73,
- [0044] 机架8,操作台81,
- [0045] 水处理模块9,
- [0046] 吸声材料件10。

具体实施方式

[0047] 下面详细描述本发明的实施例,所述实施例的示例在附图中示出,其中自始至终相同或类似的标号表示相同或类似的元件或具有相同或类似功能的元件。下面通过参考附图描述的实施例是示例性的,仅用于解释本发明,而不能理解为对本发明的限制。

[0048] 下面参考附图描述根据本发明实施例的声场测量系统100。

[0049] 参照图1和图2,根据本发明第一方面实施例的声场测量系统100,包括:液体耦合剂槽1、超声换能器2、准直器3、信号采集模块4、运动模块5以及控制模块6。

[0050] 具体而言,液体耦合剂槽1内注有液体耦合剂。超声换能器2为满足天线理论的平面型相控阵换能器,超声换能器2设置在液体耦合剂槽1内。相控式高强聚焦超声(High Intensity Focused Ultrasound-HIFU)由于具有焦点可以自动控制以及多焦点同时聚焦的特点,使肿瘤治疗手术时间缩短,减轻了病人的痛苦,提高了治疗效率。

[0051] 准直器3设在超声换能器2发射超声的方向上,准直器3的底部被构造成与超声换能器2相适配且上部设置有夹持部31。

[0052] 例如,参照图4和图5,准直器3可以设在图5中所示的超声换能器2的上方,准直器3的底部被构造成与超声换能器2相适配,这样便于实现准直器3与超声换能器2之间的装配。

[0053] 参照图4,准直器205的上部可以设置有夹持部31。信号采集模块4用于拾取声场信号,信号采集模块4与夹持部31相匹配。

[0054] 在本发明的一些实施例中,准直器3的底部可分离地与超声换能器2相连。例如,准直器3安装在超声换能器2上,便于确定信号采集模块4顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,在确定信号采集模块4顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置之后,准直器3可以与超声换能器2分离。

[0055] 运动模块5用于控制信号采集模块4在空间内移动。例如,运动模块5可以与信号采集模块4相连,通过控制运动模块5运动可以实现对信号采集模块4在空间内移动的相应控制。

[0056] 控制模块6包括用于实时拾取信号采集模块4的信号并进行处理和反馈的数据处理反馈软件。换言之,控制模块6包括数据处理反馈软件,所述数据处理反馈软件可以用于实时拾取信号采集模块4的信号并进行处理和反馈。由此,通过数据处理反馈软件可以实时拾取信号采集模块4的信号并进行处理和反馈,从而有利于实现对超声换能器参数的实时反馈调整。

[0057] 例如,控制模块6可以包括主机61、鼠标62、键盘63以及显示器64,主机61上搭载有所述数据处理反馈软件。

[0058] 根据本发明实施例的声场测量系统100,通过为超声换能器配置定制的准直器3,有利于确定信号采集模块4顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,通过数据处理

反馈软件可以实时拾取信号采集模块4的信号并进行处理和反馈,从而有利于实现对超声换能器参数的实时反馈调整,进而确保声场测量的准确性。

[0059] 参照图3,根据本发明的一些实施例,信号采集模块4为水听器41。水听器41可以拾取声场信号并将声场信号转换为电信号。由此,通过为超声换能器配置定制的准直器3,有利于确定水听器41顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。

[0060] 当然,在本发明的其他实施例中,信号采集模块4也可以为其他的能够采集信号的部件。

[0061] 如图4所示,进一步地,夹持部31为形成在准直器顶部的开孔。例如,在本发明的一些实施例中,夹持部31可以被构造成开孔,所述开孔可以形成在准直器3的顶部。由此,通过为超声换能器2配置定制的顶端开孔的准直器3,有利于确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。

[0062] 根据本发明的一些实施例,水听器41与准直器3间隙配合。例如,所述开孔的孔径略大于水听器41的直径,由此,便于实现水听器41与准直器3之间的装配。

[0063] 进一步地,所述开孔的直径与水听器41的直径的差值不超过0.2mm。由此,有利于确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置。

[0064] 更进一步地,所述开孔的直径与水听器41的直径的差值不超过0.1mm。这样更有利于确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置。所述开孔的直径与水听器41的直径的差值可以根据需要而适应性设置,本发明对此不作具体限定。

[0065] 根据本发明实施例的声场测量系统100,通过为超声换能器配置定制的顶端开孔的准直器3,有利于确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。

[0066] 根据本发明实施例的声场测量系统100,依据已知的超声换能器2的外观尺寸,对准直器3的底部进行设计,使准直器3的底部适配超声换能器2的外观尺寸,准直器3可以顺着超声换能器2发射超声的方向固定在超声换能器2上,从而确定准直器3和超声换能器2的相对位置关系。准直器3的中部具体形态不固定,可根据现实情况调整,只需保证准直器3的底部被构造成与超声换能器2相适配,准直器3的上部设置有相对底部固定且位置已知的夹持部31(例如开孔等)即可。鉴于整个准直器3是适配超声换能器2的外观尺寸自行设计定制的,其外观尺寸均为已知,同时该准直器3亦可确认和超声换能器2的相对位置关系,则可获得准直器3顶端的开孔相对超声换能器2的位置。移动水听器41使水听器顶部对准准直器3上部的开孔,使二者重合,即可确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置。

[0067] 结合图1和图3,根据本发明的一些实施例,声场测量系统100还包括信号处理模块7,信号处理模块7包括:前置放大器71、耦合器72以及示波器73。

[0068] 具体而言,参照图3,前置放大器71与水听器41相连,用于放大由水听器41转换而来的电信号。前置放大器207是指置于信源与放大器级之间的电路或电子设备,是专为接受来自信源的微弱电压信号而设计的。

[0069] 耦合器72与前置放大器71相适配,用于为前置放大器71供电并进行信号耦合。示波器73用于拾取耦合器72上的水听器信号并实时显示。此时,所述数据处理反馈软件可以用于实时拾取示波器73上的水听器信号并进行处理和反馈。

[0070] 这里,所述数据处理反馈软件可以包括信号接收模块、信号存储模块、信号显示模块、第一信号处理模块、第二信号处理模块以及信号转换模块。

[0071] 其中,所述信号接收模块可以用于接收示波器采集到的水听器电信号,所述信号存储模块用于存储所述信号接收模块获取(或接收)到的电信号以及对所述电信号进行处理后的结果,所述信号显示模块用于信号可视化,所述第一信号处理模块可以将所有采集到的电信号直接按照空间坐标对应关系排布,并以不同颜色区分信号强度,结果由所述信号显示模块可视化输出,所述第二信号处理模块在所述第一信号处理模块的基础上,根据所设阈值(例如聚焦偏差阈值和电压峰峰值阈值),将所述第一信号处理模块所得结果中在阈值以内的结果原样保留,阈值以外的结果去除或者虚化,以示区别;所述信号转换模块可以根据采集到的电信号以及水听器灵敏度、声压声强关系,将电信号转换为声信号,声信号亦可由所述信号存储模块、所述信号显示模块、所述第一信号处理模块和所述第二信号处理模块进行等同于电信号的操作,在此不再赘述。

[0072] 参照图1和图2,运动模块5包括X轴51、Y轴52以及Z轴53;Z轴53上设有支架531,信号采集模块4适于通过支架531与运动模块5相连。X轴51、Y轴52、Z轴53可以为导轨、滑块、气缸等组成的运动机构,其连接方式及工作原理为本领域的常规技术手段,在此不再赘述。

[0073] 结合图1,根据本发明的一些实施例,运动模块5可以设在液体耦合剂槽1上用于控制信号采集模块4(例如水听器41)移动,通过移动水听器41使水听器顶部对准开孔,这样可以确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置。

[0074] 参照图4,由于准直器3是根据超声换能器2定制的,准直器3的底部被构造成与超声换能器2相适配,准直器3上的开孔相对于准直器3底部的位置是已知的,当准直器3底部装配到超声换能器2上,准直器3上的开孔位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置是已知的,通过控制运动模块5运动控制水听器41移动,使水听器顶部与开孔重合,即可获得安装在所述开孔处的水听器41的位置。

[0075] 根据本发明的一些实施例,支架531上形成有固定位,水听器41适于通过所述固定位与支架531相连,所述固定位可以为例如固定孔等,由此,通过所述固定位便于实现水听器41在支架531上的安装。

[0076] 在本发明的一些可选的实施例中,支架531被构造成L形板体,支架531包括竖直板和与所述竖直板相连的水平板,所述竖直板与Z轴53相连,所述水平板上形成有所述固定位。

[0077] 但本发明不限于此,在本发明的一些实施例中,水听器支架202也可以被构造成其他的结构形式例如矩形板体等。

[0078] 如图1所示,根据本发明的一些实施例,声场测量系统100还包括机架8,机架8的顶部形成有操作台81,液体耦合剂槽1设在操作台81上。例如,操作台81可以形成在机架8的顶部;液体耦合剂槽1可以设在操作台81上。

[0079] 结合图1,在本发明的一些实施例中,所述液体耦合剂为水,声场测量系统100还包括:水处理模块9,水处理模块9用于确保液体耦合剂槽1中水的含氧量不高于4ppm(0.004‰)。

[0080] 参照图2,液体耦合剂槽1上可以具有进出液口11,通过进出液口11方便液体耦合剂的注入和排出。由于水中的氧气和气泡会影响超声波的传播路径、影响聚焦和声能量,本

申请通过使声场测量系统100包括水处理模块9,通过水处理模块9可以将液体耦合剂槽1中的水的含氧量控制在不高于4ppm,有利于在一定程度上保证治疗效果。

[0081] 参照图2,根据本发明的一些实施例,声场测量系统100还包括:吸声材料件10,吸声材料件10设于液体耦合剂槽1的内表面以吸收声波。由此,通过在液体耦合剂槽1的内表面设置吸声材料件10,可以吸收声波,从而可以避免反射波的影响,进而有利于提高声场测量的准确性。

[0082] 参照图6,根据本发明第二方面实施例的声场测量系统的控制方法,所述控制方法采用上述所述的声场测量系统,所述控制方法包括以下步骤:步骤S10:确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置;步骤S20:将声场测量系统坐标系中信号采集模块顶部坐标设置为超声换能器坐标系中信号采集模块顶部的绝对位置所对应的坐标;也就是将声场测量系统坐标系重合映射到超声换能器坐标系;步骤S30:依据超声换能器的尺寸,设置初选被测超声电子聚焦点调控范围;步骤S40:在初选被测超声电子聚焦点调控范围内设置离散式填充的焦点;步骤S50:超声换能器基于超声换能器坐标系发射超声聚焦到设置的焦点,信号采集模块基于超声换能器坐标系将信号采集模块顶部先移动到该焦点所在位置,然后在该焦点附近寻找接收电压的最大峰峰值,记录该最大峰峰值及其对应坐标;步骤S60:运动模块控制信号采集模块运动,重复所述步骤S50遍历所有的焦点;步骤S70:数据处理反馈软件对所述步骤S50和所述步骤S60记录的测量数据进行处理以获得所述超声换能器的聚焦性能。

[0083] 这里,需要说明的是,准直器安装在超声换能器上,这样便于确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,在“运动模块控制信号采集模块运动,重复所述步骤S50遍历所有的焦点”时,准直器与超声换能器分离开。

[0084] 步骤S30中,设置的初选被测超声电子聚焦点调控范围较大,该调控范围的底面至少大于超声波换能器的表面。

[0085] 根据本发明第二方面实施例的声场测量系统的控制方法,通过采用上述第一方面实施例的声场测量系统,有利于确定信号采集模块顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置,从而确保声场测量的准确性。并且,所述控制方法包括测量反馈步骤,有利于对超声换能器参数的实时反馈调整。

[0086] 根据本发明的一些实施例,所述信号采集模块为水听器,所述夹持部为形成在所述准直器顶部的开孔,所述步骤S10包括:通过控制运动模块运动以控制水听器移动,使水听器顶部对准准直器顶部的开孔,水听器顶部与所述开孔重合以确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置。

[0087] 根据本发明的一些实施例,所述步骤S30包括:设置横向尺寸为超声换能器的最大轮廓尺寸,纵向尺寸基于人体解剖矢状面厚度而定。一般满足HIFU治疗需求的纵向尺寸约12~20厘米,所述横向尺寸和所述纵向尺寸可以根据需要而适应性设置,本发明对此不作具体限定。

[0088] 根据本发明的一些实施例,所述步骤S70包括基于所述步骤S50和所述步骤S60记录的测量数据,数据处理反馈软件通过运算,给出超声换能器在初选被测超声电子聚焦点调控范围内各个设置焦点上的聚焦偏差分布和电压峰峰值分布,从而可以很方便、直观的看出该超声换能器的聚焦性能。同时,数据处理反馈软件预置有聚焦偏差阈值和电压峰峰

值阈值,数据处理反馈软件根据所述聚焦偏差阈值和所述电压峰峰值阈值,将聚焦偏差和电压峰峰值在阈值范围内的区域勾勒出来,以获得基于预置阈值的聚焦范围。

[0089] 参照图7至图10,图7是根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选被测超声电子聚焦点调控范围的3D示意图;图8是根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选被测超声电子聚焦点调控范围的2D俯视示意图;图9是根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中初选聚焦范围内水听器测得实际焦点的聚焦偏差(毫米:mm);图10是根据本发明实施例的声场测量系统的控制方法中聚焦范围内水听器测得实际焦点的电压峰峰值(毫伏:mV)。

[0090] 当然,在本发明的一些实施例中,用户也可以自定义聚焦偏差阈值和电压峰峰值阈值,数据处理反馈软件同样可以勾勒出符合条件的聚焦范围。

[0091] 根据本发明的一些实施例,所述聚焦偏差阈值包括横向偏差阈值和纵向偏差阈值,所述横向偏差阈值不大于(例如小于或者等于)3mm,所述纵向偏差阈值不大于(例如小于或者等于)5mm;所述电压峰峰值包括最小电压峰峰值和最大电压峰峰值,所述电压峰峰值阈值为最小电压峰峰值相比最大电压峰峰值下降6dB或3dB。

[0092] 例如,在本发明的一些可选的实施例中,所述横向偏差阈值可以为1mm、2mm或3mm等,所述纵向偏差阈值可以为1mm、2mm、3mm、4mm或5mm等。所述横向偏差阈值和所述纵向偏差阈值可以根据实际需要而适应性设置。

[0093] 对于电压或电流, $\text{dB}=20*\lg(A/B)$,此处A,B代表参与比较的功率值或者电流、电压值,dB的意义其实就是把一个很大(后面跟一长串0的)或者很小(前面有一长串0的)的数比较简短地表示出来。

[0094] 本发明针对满足天线理论的平面型HIFU相控阵换能器,提出一套方便的测量该换能器全电子式焦点调控范围的方法。在确定水听器顶部位于超声换能器坐标系的精确的绝对位置之后,将声场测量系统坐标系中水听器顶部坐标设置为超声换能器坐标系中水听器顶部的绝对位置所对应的坐标,也就是将声场测量系统坐标系重合映射到超声换能器坐标系。依据超声换能器的尺寸,设置较大的初选被测超声电子聚焦点调控范围,具体设置横向尺寸为超声换能器尺寸,纵向尺寸基于人体解剖矢状面厚度而定,一般满足HIFU治疗需求的纵向尺寸约12~20厘米。在该初选较大范围内,设置焦点,离散式的填充该区域。超声换能器基于自身坐标系发射超声聚焦到设置的焦点,水听器基于超声换能器坐标系将其顶部先移动到该焦点所在位置,然后在该焦点附近寻找接收电压的最大峰峰值,记录该最大峰峰值及其对应坐标。按照上述方式遍历所有焦点。

[0095] 基于上述测量数据,水听器数据处理反馈软件通过运算,给出超声换能器在初选较大的被测超声电子聚焦点调控范围内各个设置焦点上的聚焦偏差分布和电压峰峰值分布,从而很方便、直观的看出该超声换能器的聚焦性能。同时,数据处理反馈软件预置了聚焦偏差阈值和电压峰峰值阈值,数据处理反馈软件会根据上述阈值,将聚焦偏差和电压峰峰值在阈值范围内的区域勾勒出来,用户可直接获得基于预置阈值的聚焦范围;当然,用户也可以自己设置聚焦偏差阈值和电压峰峰值阈值,水听器数据处理反馈软件会勾勒出符合条件的聚焦范围。

[0096] 根据本发明实施例的声场测量系统100及其控制方法的其他构成以及操作对于本领域普通技术人员而言都是已知的,这里不再详细描述。

[0097] 本发明未涉及的部分均与现有技术相同或可采用现有技术加以实现。

[0098] 在本发明的描述中,需要理解的是,术语“中心”、“纵向”、“横向”、“长度”、“宽度”、“厚度”、“上”、“下”、“前”、“后”、“竖直”、“水平”、“顶”、“底”、“内”、“外”、“轴向”、“径向”、“周向”等指示的方位或位置关系为基于附图所示的方位或位置关系,仅是为了便于描述本发明和简化描述,而不是指示或暗示所指的装置或元件必须具有特定的方位、以特定的方位构造和操作,因此不能理解为对本发明的限制。

[0099] 在本发明的描述中,“第一特征”、“第二特征”可以包括一个或者更多个该特征。在本发明的描述中,“多个”的含义是两个或两个以上。在本发明的描述中,第一特征在第二特征“之上”或“之下”可以包括第一和第二特征直接接触,也可以包括第一和第二特征不是直接接触而是通过它们之间的另外的特征接触。在本发明的描述中,第一特征在第二特征“之上”、“上方”和“上面”包括第一特征在第二特征正上方和斜上方,或仅仅表示第一特征水平高度高于第二特征。

[0100] 在本说明书的描述中,参考术语“一个实施例”、“一些实施例”、“示意性实施例”、“示例”、“具体示例”、或“一些示例”等的描述意指结合该实施例或示例描述的具体特征、结构、材料或者特点包含于本发明的至少一个实施例或示例中。在本说明书中,对上述术语的示意性表述不一定指的是相同的实施例或示例。而且,描述的具体特征、结构、材料或者特点可以在任何一个或多个实施例或示例中以合适的方式结合。

[0101] 尽管已经示出和描述了本发明的实施例,本领域的普通技术人员可以理解:在不脱离本发明的原理和宗旨的情况下可以对这些实施例进行多种变化、修改、替换和变型,本发明的范围由权利要求及其等同物限定。

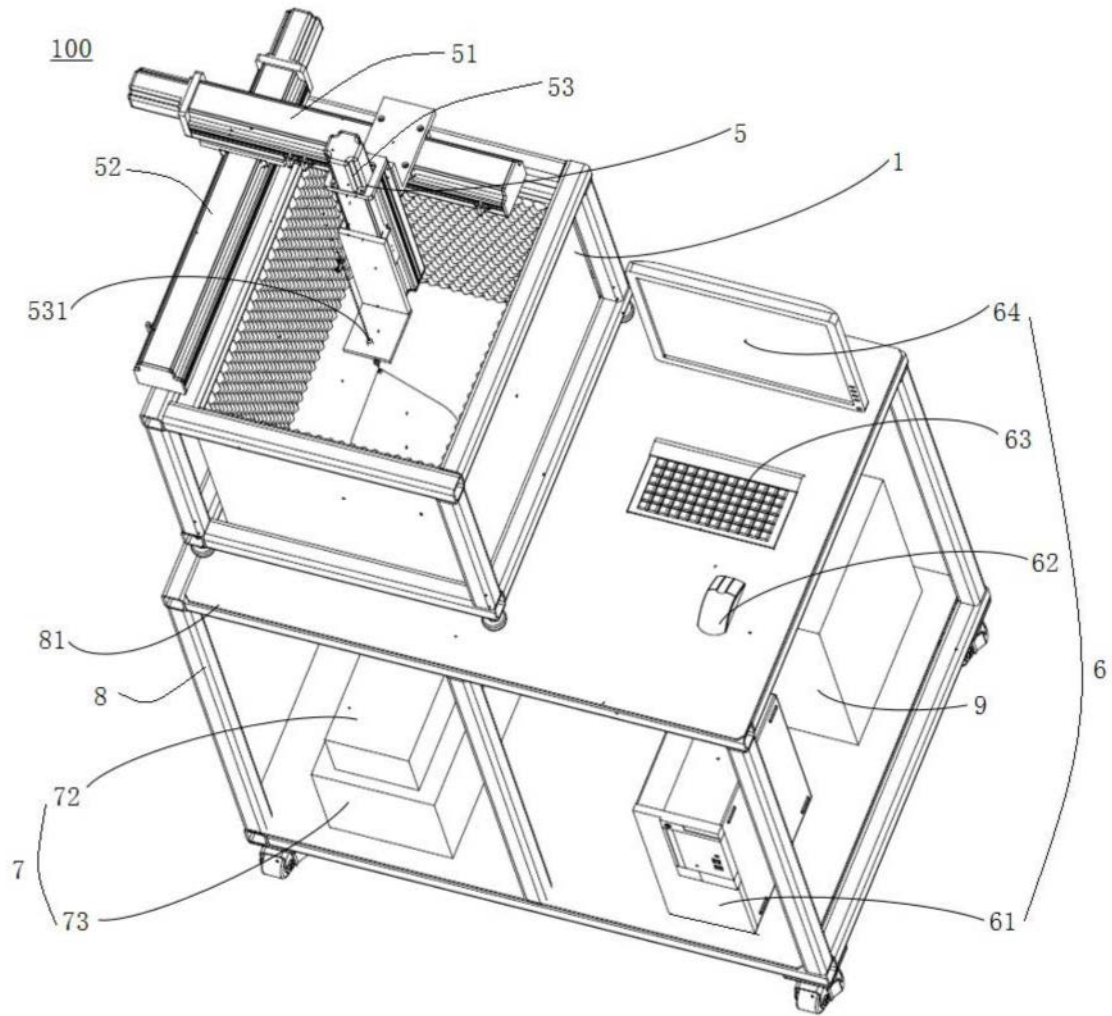


图1

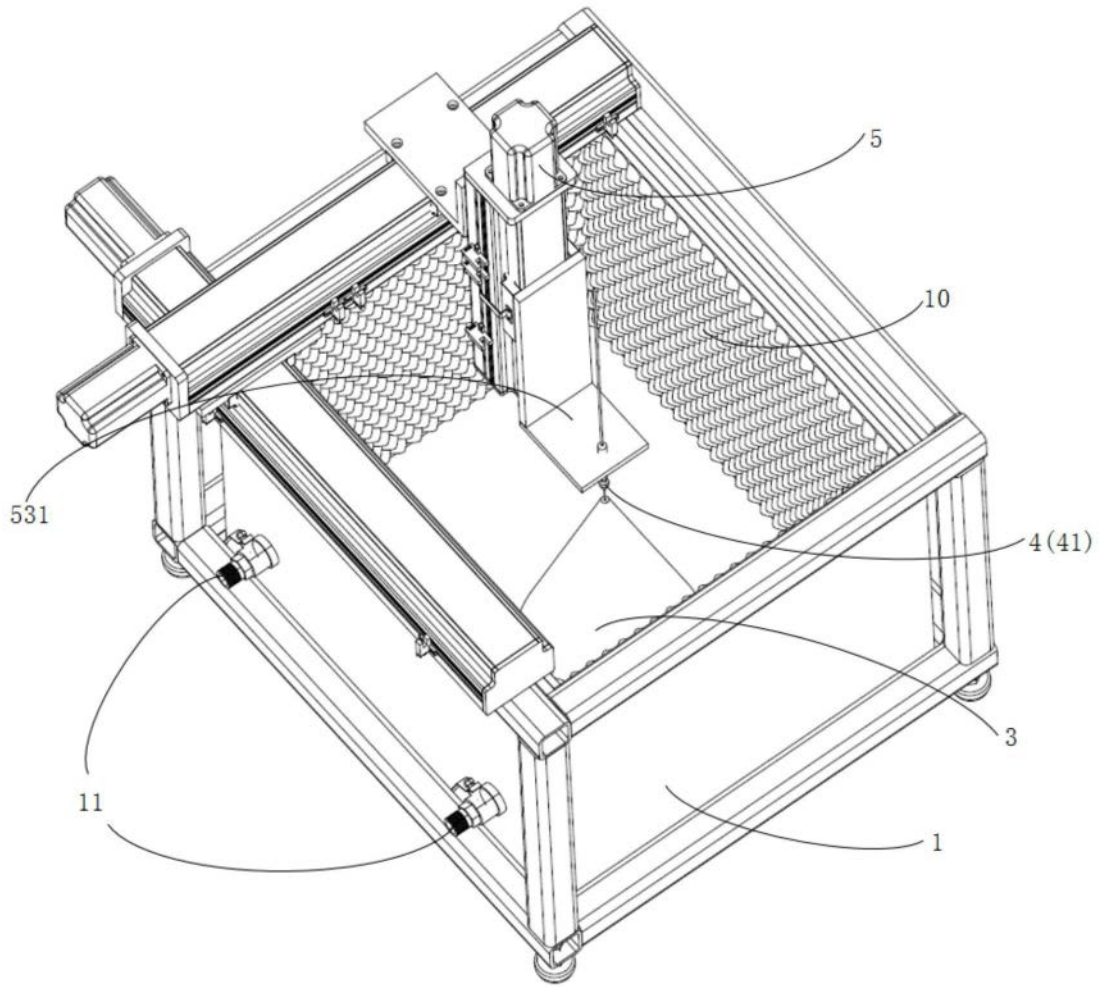


图2

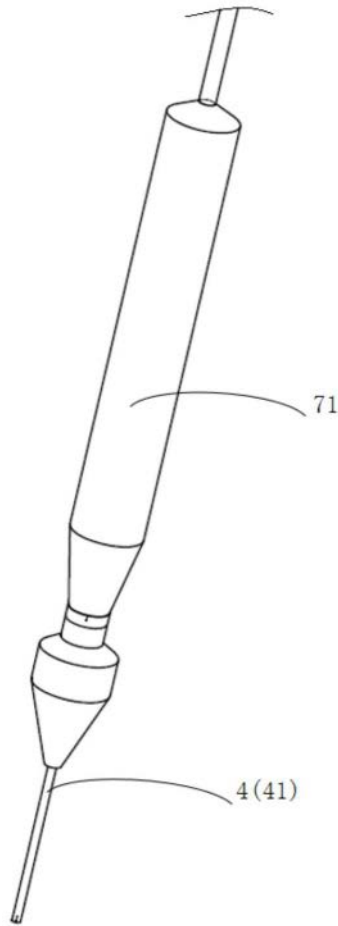


图3

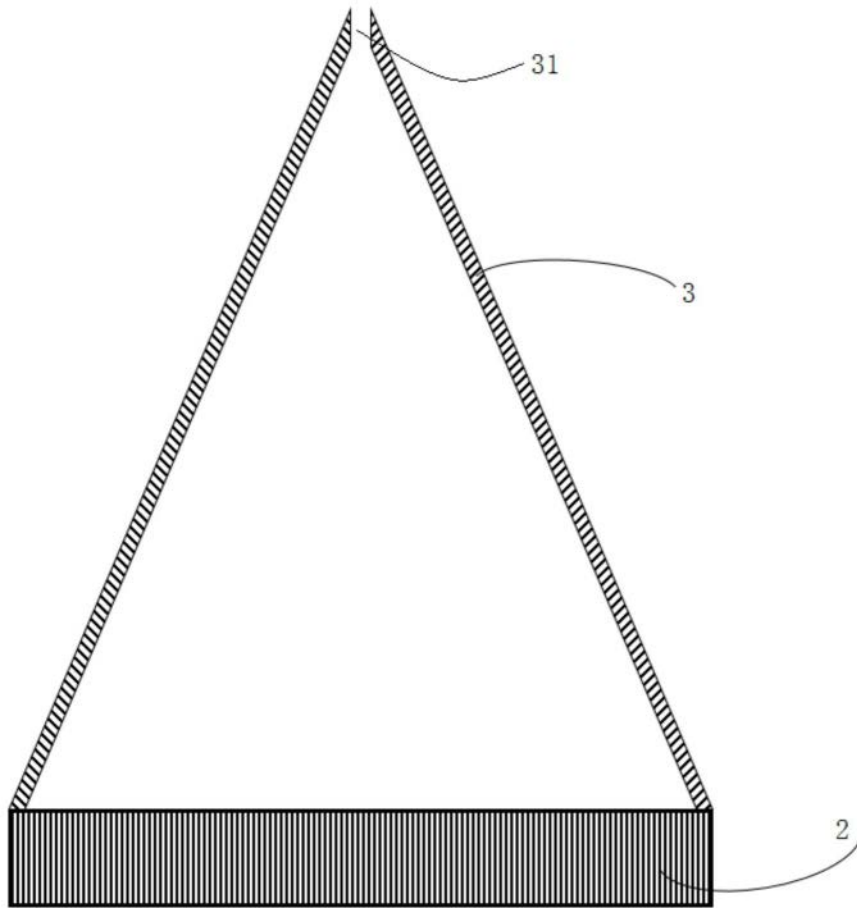


图4

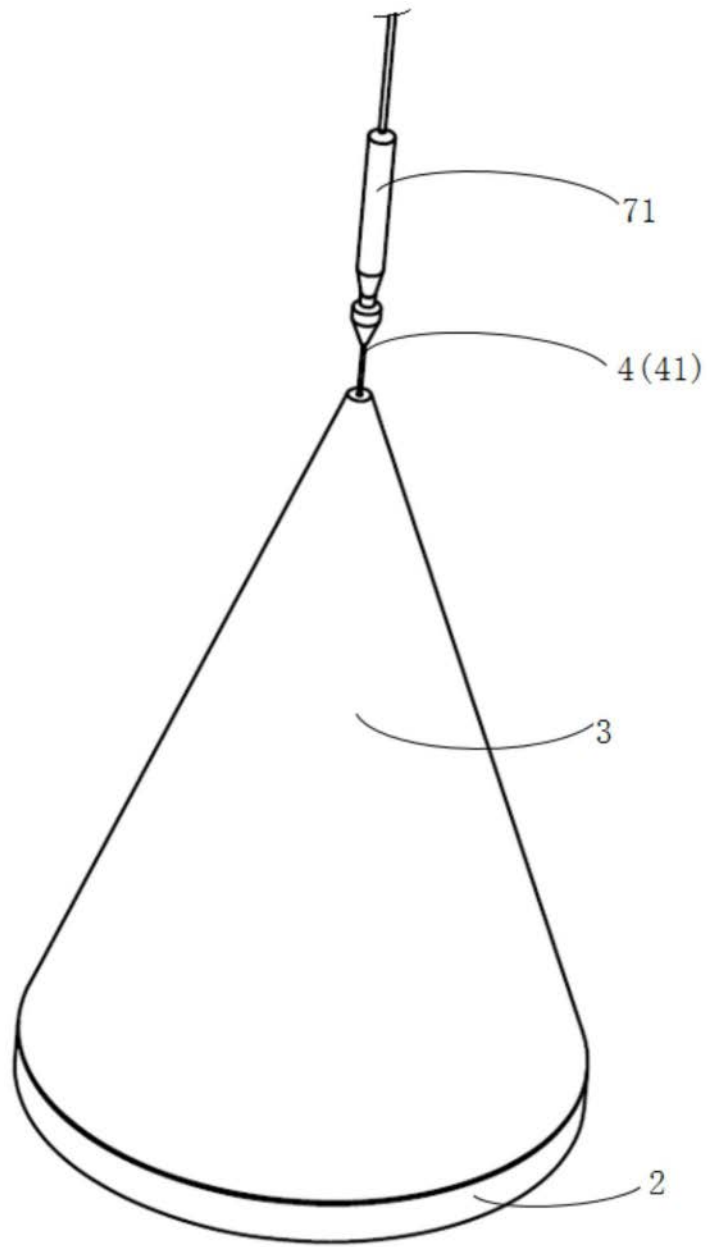


图5

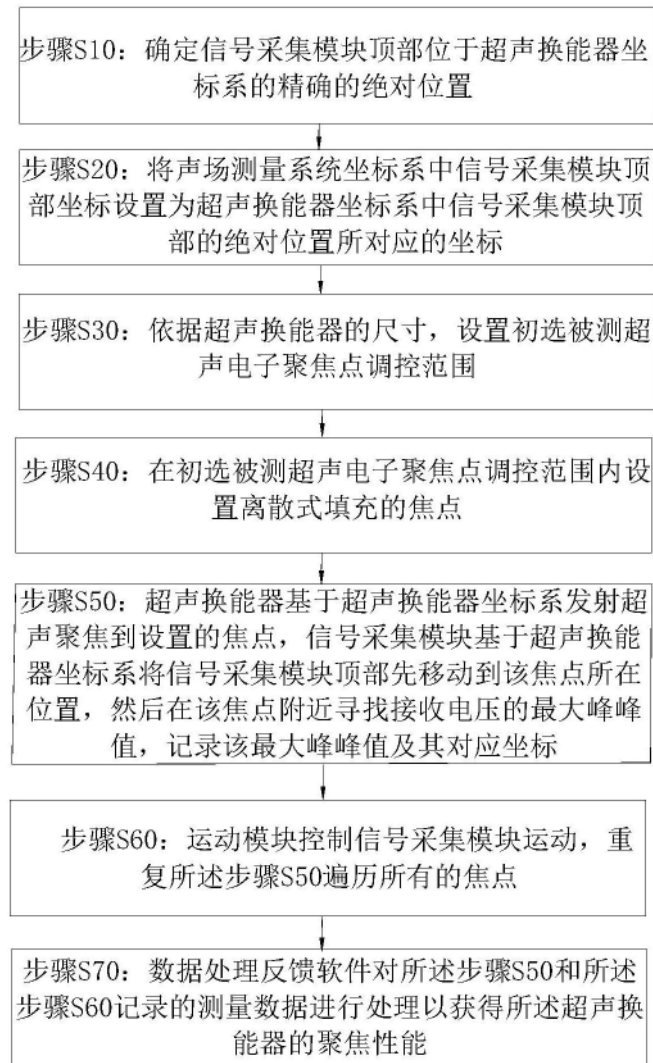


图6

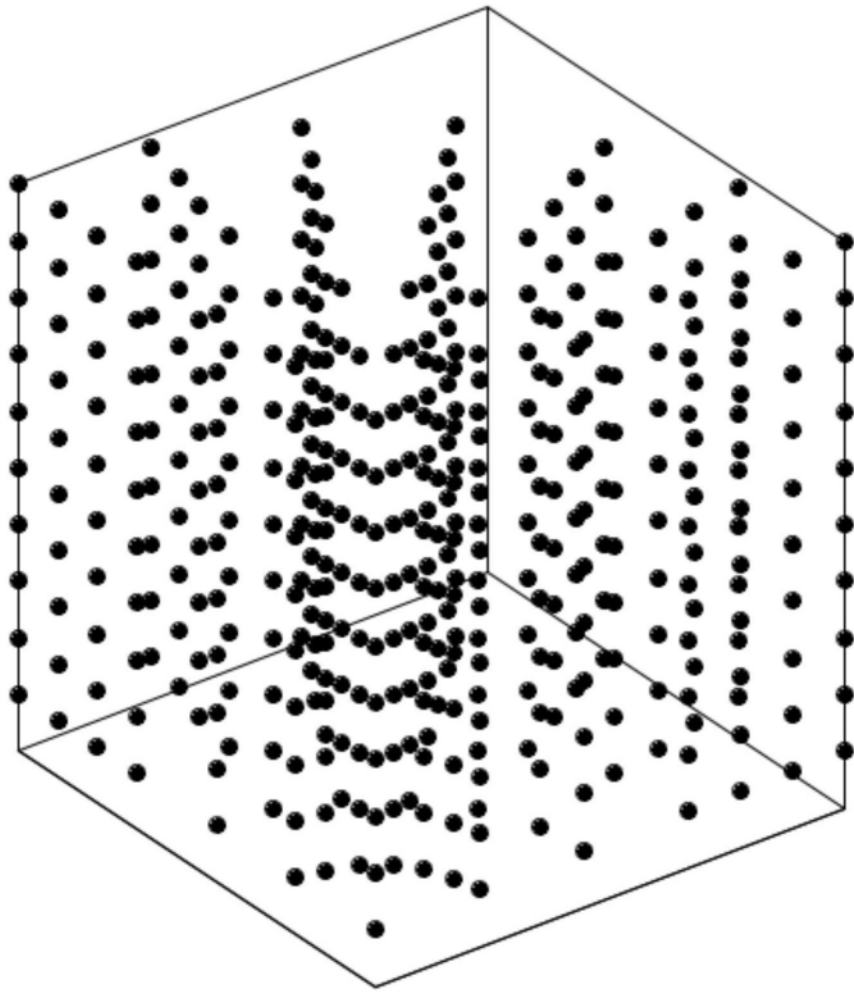


图7

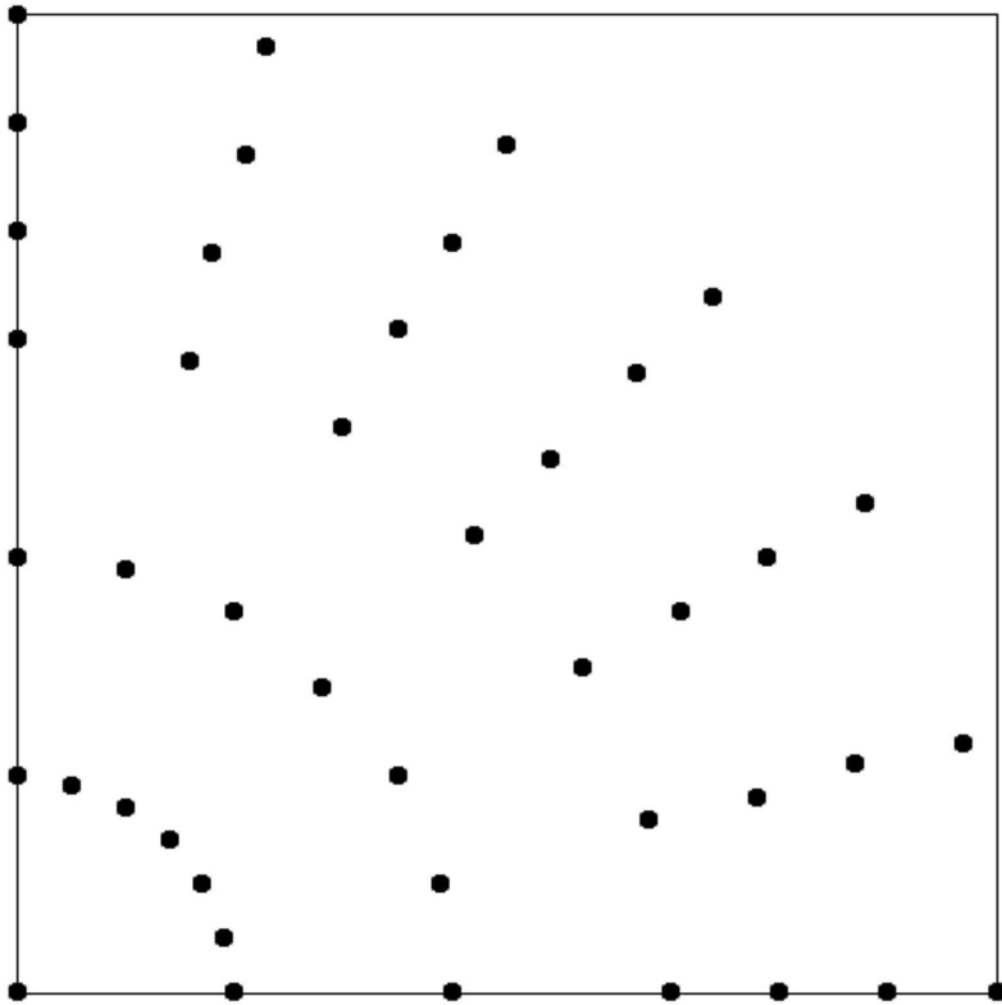


图8

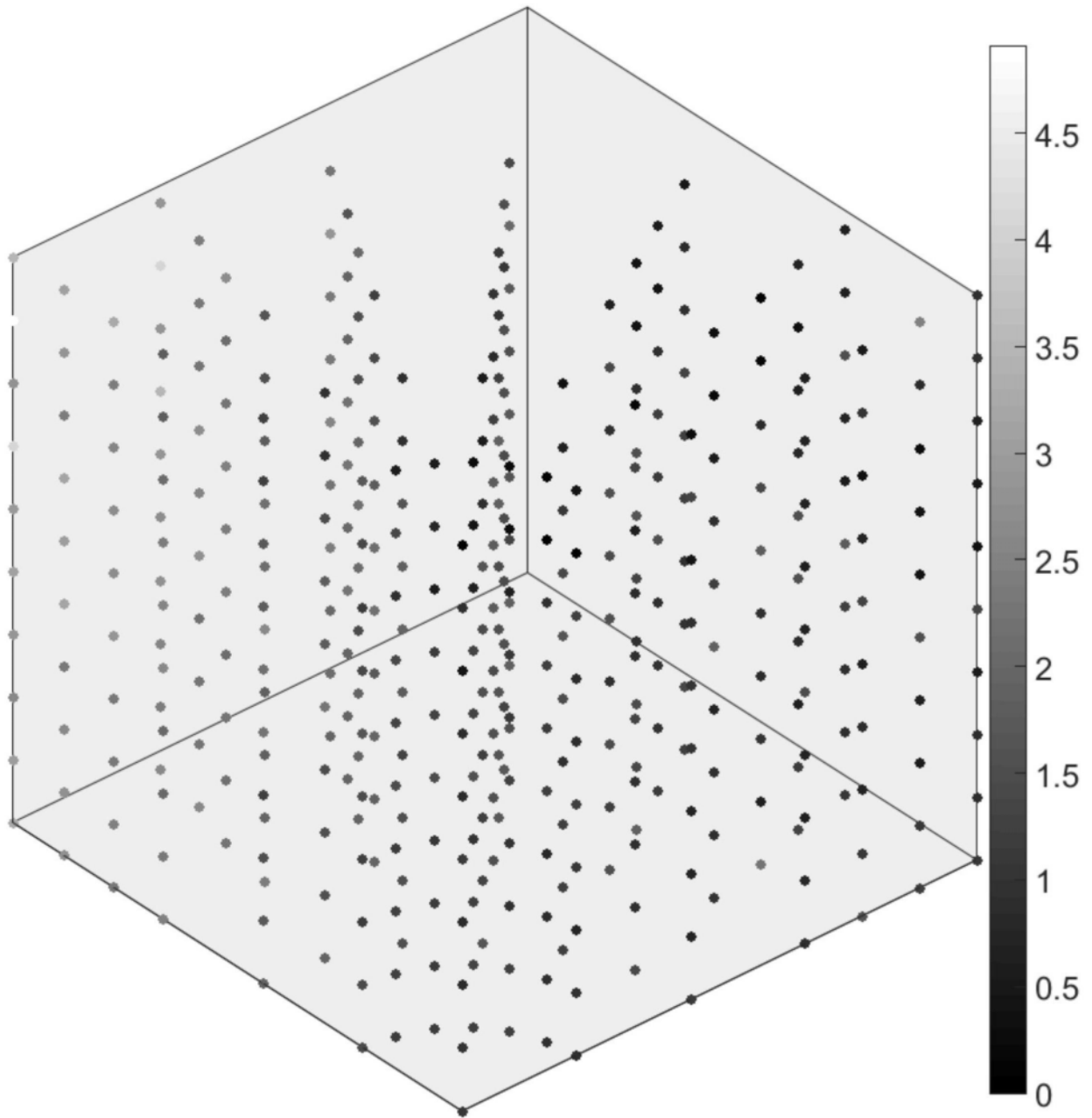


图9

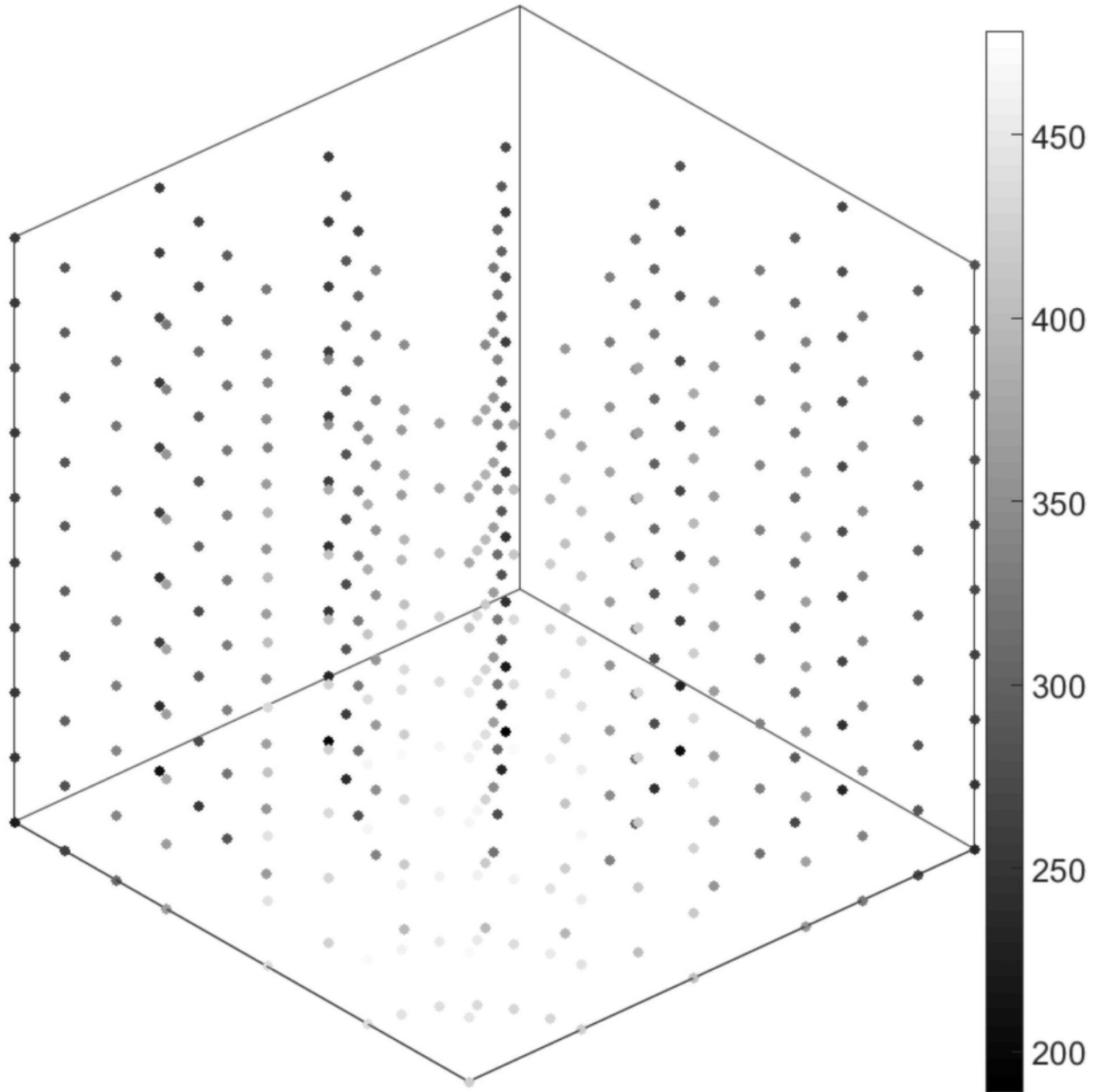


图10