



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109044403 A

(43)申请公布日 2018.12.21

(21)申请号 201811014215.3

(22)申请日 2018.08.31

(71)申请人 重庆医科大学

地址 400016 重庆市渝中区医学院路1号

(72)发明人 曹阳 刘竞飞 冉海涛 王志刚  
李攀

(74)专利代理机构 重庆强大凯创专利代理事务  
所(普通合伙) 50217

代理人 黄书凯

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61M 37/00(2006.01)

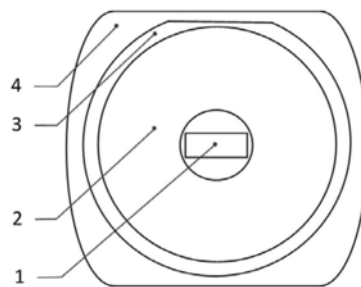
权利要求书1页 说明书10页 附图20页

(54)发明名称

数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统

(57)摘要

本发明涉及超声波成像技术领域,具体涉及一种数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,包括:检测探头,所述检测探头包括成像换能器,所述检测探头还包括球冠形的聚焦多阵列发射器,所述成像换能器设置在聚焦阵列发射器中心位置,所述聚焦阵列发射器进行体内聚焦时形成一个三维的聚焦焦点。本发明基于数字控制技术,通过球冠形的聚焦多阵列发射器进行三维聚焦,使得聚焦范围更加明确,聚焦定位时增加定位范围和定位位置的准确性。



1. 数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,包括:检测探头,所述检测探头包括成像换能器,其特征在于:所述检测探头还包括球冠形的聚焦阵列发射器,所述成像换能器设置在聚焦阵列发射器的中心位置,所述聚焦阵列发射器用于进行体内聚焦时形成一个三维的聚焦焦点。

2. 根据权利要求1所述的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,其特征在于:所述聚焦阵列发射器进行聚焦的超声波频率1-5MHz。

3. 根据权利要求1所述的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,其特征在于:所述聚焦阵列发射器进行聚焦时聚焦焦点的焦域面积为 $0-0.1\text{cm}^2$ 。

4. 根据权利要求1所述的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,其特征在于:所述聚焦阵列发射器发射的阵列数为128-256个。

5. 根据权利要求1所述的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,其特征在于:所述聚焦阵列发射器进行聚焦时焦域内和焦域外的超声波强度差大于10dB。

6. 根据权利要求1所述的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,其特征在于:所述聚焦阵列发射器发射的三维阵列所形成的焦点焦域分别投影到三维坐标系的三个坐标轴后长度均能不大于4mm。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,其特征在于:还包括控制模块,所述控制模块用于控制成像换能器进行目标检测点的定位,在目标检测点定位后控制聚焦阵列发射器进行聚焦,同时,通过控制不同矩阵的脉冲时间差使得聚焦阵列发射器根据目标检测点进行聚焦位置的三维移动,使聚焦阵列发射器聚焦位置正对体内布标检测点。

## 数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波成像技术领域,具体涉及一种数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统。

### 背景技术

[0002] 超声分子成像是通过将目的分子特异性抗体或配体连接到声学造影剂表面构筑靶向声学造影剂,使声学造影剂主动结合到靶区,进行特异性的超声分子成像。

[0003] 目前超声分子成像不仅用于疾病的诊断,影像技术的进步已使疾病的诊断及治疗成为一体。因此,国内外学者在造影剂表面或内部载入基因或药物,使超声造影剂成为一种安全、便捷的非病毒载体,靶向释放药物和基因,从而达到治疗疾病的目的。超声微泡造影剂粒径大小与红细胞相当,能随血液循环到达病变区域;其内的气体在超声下呈现强回声,能更清楚地显示病变区;其携带的基因和药物定向释放,在支持实时监控的同时还能显示病变治疗前后的疗效对比情况。靶向造影剂携带基因和药物,可以定向增加病灶区域的药物浓度,使药效得以提高,并能减少药物全身不良反应;在对于新药的临床研究中,能够验证新型药物的靶标,提高新药质量。微泡造影剂拥有特定的物理特性,如微共振、非线性振荡等,并在超声的触发下破裂释放;其空化效应能使血脑屏障短暂开放,表现出了综合诊断治疗的潜力。微泡的大小将其限定于血管腔内,应用于超声分子影像学中观察炎症、血栓及血管生成时,可明显增强图像对比度。

[0004] 然而,现有的超声波成像系统聚焦时选用单阵元探头,使得聚焦焦点只能确定一个平面的面积而无法确定聚焦焦点的体积,导致聚焦焦点定位准确度低。此外,传统的机械式焦点定位模式极易受研究对象或病灶的形状、位置等因素影响,极大的影响了焦点定位精准性。

### 发明内容

[0005] 本发明的解决的技术问题在于提供一种数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,以解决现有超声波成像系统进行焦点定位时定位范围和位置不准的问题。

[0006] 本发明提供的基础方案为:数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统,包括:检测探头,所述检测探头包括成像换能器,所述检测探头还包括球冠形的聚焦阵列发射器,所述成像换能器设置在聚焦阵列发射器的中心位置,所述聚焦阵列发射器用于进行体内聚焦时形成一个三维的聚焦焦点。

[0007] 本发明的优点在于:在需要对人体内目标检测点进行靶向释放药物和基因时,通过检测探头对目标检测点进行三维聚焦,使得检测探头在体内形成一个三维聚焦焦点,进而使三维聚焦范围内的微泡定量释放药物和基因。

[0008] 与现有技术相比,本发明通过球冠形的聚焦阵列发射器使得聚焦时在体内形成一个三维聚焦点,聚焦阵列发射器为球冠形,能便于聚焦阵列发射器进行聚焦时发出的超声波能够均匀的分配在聚焦焦点范围内,方便控制微泡定量释放药物和基因;聚焦阵列发射

器对体内目标检测点(可指人体或动物体体内)进行三维度的聚焦,使得聚焦的焦域呈立体状,方便严格的控制焦域立体边界,使得焦点定位位置和范围更加准确。

[0009] 进一步,所述聚焦阵列发射器进行聚焦的超声波频率1-5MHz。

[0010] 超声波频率低于1MHz,将无法使得焦点焦域范围内的微泡爆破,即无法释放出微泡中的基因和药物,超声波频率高于5MHz,则容易使周围组织受损。

[0011] 进一步,所述聚焦阵列发射器进行聚焦时聚焦焦点的焦域面积为0-0.1cm<sup>2</sup>。

[0012] 与现有技术相比,减小了聚焦焦点的焦域面积,进一步增加了焦点定位的精准性。

[0013] 进一步,所述聚焦阵列发射器发射的阵列数为128-256个。

[0014] 聚焦阵列发射器发射的阵列数为128-256个,若发射的阵列数小于128,则可能出现焦点焦域边界划分不清晰的问题,阵列数大于256,则可能在固定范围内导致部分阵列重叠,使得焦域内阵列(聚焦阵列发射器发射的阵列是由超声波组成)分布不均匀,则超声波内携带的能量在焦域内分布不均匀。

[0015] 进一步,所述聚焦阵列发射器进行聚焦时焦域内和焦域外的超声波强度差大于10dB。

[0016] 将聚焦的焦域内和聚焦焦域外所含超声波的能量大于10dB,聚焦焦域内的超声波所携带能量大于焦域外超声波所携带能量的10倍,使得焦域内和焦域外超声波所携带能量相差较大,既确保了焦域内超声波所携带能量能够将焦域中微泡爆破,又保证了焦域外超声波所携带能量不会导致组织烧伤。

[0017] 进一步,所述聚焦阵列发射器发射的三维阵列所形成的焦点焦域分别投影到三维坐标系的三个坐标轴后长度均能不大于4mm。

[0018] 焦点焦域越小,定位越精准,三维阵列所形成的焦点焦域分别投影到三维坐标系的三个坐标轴上的长度不大于4mm,保证了焦点定位的精准性。

[0019] 进一步,还包括控制模块,所述控制模块用于控制成像换能器进行目标检测点的定位,在目标检测点定位后控制聚焦阵列发射器进行聚焦,同时,通过控制不同矩阵的脉冲时间差使得聚焦阵列发射器根据目标检测点进行聚焦位置的三维移动,使聚焦阵列发射器聚焦位置正对体内布标检测点。

[0020] 通过控制模块自动控制聚焦阵列发射器进行三维度的聚焦,与现有技术中手动调节机械手来实现三维聚焦位置的调节相比,调节速度快,避免了因手动调节而导致的机械振动,增加了定位准确性。

## 附图说明

[0021] 图1为本发明实施例一中检测探头的结构示意图;

[0022] 图2为本发明实施例一实验组一中128个随机分布圆形元件球冠形治疗阵列的三维图;

[0023] 图3为本发明实施例一中实验一的焦域X轴形状显示图;

[0024] 图4为本发明实施例一中实验一的焦域Z轴形状显示图;

[0025] 图5为本发明实施例一中实验一的X轴焦域极限值显示图;

[0026] 图6为本发明实施例一中实验一的Z轴焦域极限值显示图;

[0027] 图7为本发明实施例一中实验一的X轴声场分布显示图;

- [0028] 图8为本发明实施例一中实验一的Z轴声场分布显示图；
- [0029] 图9为本发明实施例一中实验二的焦域X轴形状显示图；
- [0030] 图10为本发明实施例一中实验二的焦域Z轴形状显示图；
- [0031] 图11为本发明实施例一中实验二的X轴焦域极限值显示图；
- [0032] 图12为本发明实施例一中实验二的Z轴焦域极限值显示图；
- [0033] 图13为本发明实施例一中实验二的X轴声场分布显示图；
- [0034] 图14为本发明实施例一中实验二的Z轴声场分布显示图；
- [0035] 图15为本发明实施例一中实验三的X轴焦域极限值显示图；
- [0036] 图16为本发明实施例一中实验三的Z轴焦域极限值显示图；
- [0037] 图17为本发明实施例一中实验三的X轴声场分布显示图；
- [0038] 图18为本发明实施例一中实验三的Z轴声场分布显示图；
- [0039] 图19为本发明实施例一实验组二中192个随机分布圆形元件球冠形治疗阵列的三维图；
- [0040] 图20为本发明实施例一中实验四的X轴焦域极限值显示图；
- [0041] 图21为本发明实施例一中实验四的Z轴焦域极限值显示图；
- [0042] 图22为本发明实施例一中实验四的X轴声场分布显示图；
- [0043] 图23为本发明实施例一中实验四的Z轴声场分布显示图；
- [0044] 图24为本发明实施例一中实验五的X轴焦域极限值显示图；
- [0045] 图25为本发明实施例一中实验五的Z轴焦域极限值显示图；
- [0046] 图26为本发明实施例一中实验五的X轴声场分布显示图；
- [0047] 图27为本发明实施例一中实验五的Z轴声场分布显示图；
- [0048] 图28为本发明实施例一中实验六的X轴焦域极限值显示图；
- [0049] 图29为本发明实施例一中实验六的Z轴焦域极限值显示图；
- [0050] 图30为本发明实施例一中实验六的X轴声场分布显示图；
- [0051] 图31为本发明实施例一中实验六的Z轴声场分布显示图；
- [0052] 图32为本发明实施例一实验组三中256个随机分布圆形元件球冠形治疗阵列的三维图；
- [0053] 图33为本发明实施例一中实验七的X轴焦域极限值显示图；
- [0054] 图34为本发明实施例一中实验七的Z轴焦域极限值显示图；
- [0055] 图35为本发明实施例一中实验七的X轴声场分布显示图；
- [0056] 图36为本发明实施例一中实验七的Z轴声场分布显示图；
- [0057] 图37为本发明实施例一中实验八的X轴焦域极限值显示图；
- [0058] 图38为本发明实施例一中实验八的Z轴焦域极限值显示图；
- [0059] 图39为本发明实施例一中实验八的X轴声场分布显示图；
- [0060] 图40为本发明实施例一中实验八的Z轴声场分布显示图；
- [0061] 图41为本发明实施例一中实验九的X轴焦域极限值显示图；
- [0062] 图42为本发明实施例一中实验九的Z轴焦域极限值显示图；
- [0063] 图43为本发明实施例一中实验九的X轴声场分布显示图；
- [0064] 图44为本发明实施例一中实验九的Z轴声场分布显示图；

- [0065] 图45为本发明实施例一中实验十的X轴焦域极限值显示图；  
[0066] 图46为本发明实施例一中实验十的Z轴焦域极限值显示图；  
[0067] 图47为本发明实施例一中实验十的X轴声场分布显示图；  
[0068] 图48为本发明实施例一中实验十的Z轴声场分布显示图；  
[0069] 图49为本发明实施例二中防烫散热装置的结构示意图；  
[0070] 图50为图49中A处的放大图；  
[0071] 图51为图50中B处的放大图。

## 具体实施方式

[0072] 下面通过具体实施方式进一步详细的说明：

[0073] 说明书附图中的附图标记包括：成像换能器1、聚焦阵列发射器2、托架3、保护壳4、散热板5、导热板6、溶液腔7、滑块8、伸缩块9、活动块10、卡槽11、卡块12、第一固定杆13、第二固定杆14、滑动口15、随动板16。

[0074] 实施例一

[0075] 如图1所示：数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统，包括：检测探头和控制模块；

[0076] 检测探头包括探头保护壳4，探头保护壳4内安装有托架3，托架3上安装有球冠形的聚焦阵列发射器2，聚焦阵列发射器2中心位置开设有放置孔，放置孔内设置有成像探头，成像探头也称为成像换能器1，成像换能器1用于将输入电功率转换成频率为1-5MHz超声波，成像换能器1还用于将接收超声波信息并根据接收的超声波信号显示微泡靶向爆破前和靶向爆破后的超声图像。聚焦阵列发射器2发射的阵列数为128-256个。

[0077] 控制模块，控制模块和成像换能器1以及聚焦阵列发射器2电连接，控制模块控制成像换能器1进行目标检测点的定位，在目标检测点定位后控制聚焦阵列发射器2聚焦发射成像换能器1转换的超声波，然后通过控制不同矩阵的脉冲时间差使得聚焦阵列发射器2根据目标检测点进行聚焦位置的三维移动，使得聚焦阵列发射器2聚焦位置正对体内目标检测点，这样聚焦阵列发射器2发射出的阵列刚好在体内目标检测点形成焦域面积小于0.1cm<sup>2</sup>的焦点，使得焦点内的微泡破裂，然后通过成像换能器1接收聚焦阵列发射器2发射的超声波信号，成像换能器1接收到超声波信号后根据接收到的超声波信号对微泡靶向爆破前和靶向爆破后的超声图像进行显示。控制模块可选用AT89C51系列的单片机实现控制。由于聚焦阵列发射器2进行聚焦时焦点的焦域面积小于0.1cm<sup>2</sup>，使得焦点的焦域面积小，定位精准。

[0078] 为了验证使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统后的使用效果，本实施例还提供了以下实验：

[0079] 一：进行实验

[0080] 1、实验组一

[0081] 实验一：使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦，聚焦时，聚焦阵列发射器2发射的阵列数为128个，聚焦超声波频率为1MHz。

[0082] 实验二：使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦，聚焦时，聚焦阵列发射器2发射的阵列数为128个，聚焦超声波频率为3MHz。

[0083] 实验三:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为128个,聚焦超声波频率为5MHz。

[0084] 2、实验组二

[0085] 实验四:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为192个,聚焦超声波频率为1MHz。

[0086] 实验五:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为192个,聚焦超声波频率为3MHz。

[0087] 实验六:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为192个,聚焦超声波频率为5MHz。

[0088] 3、实验组三

[0089] 实验七:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为256个,聚焦超声波频率为1MHz。

[0090] 实验八:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为256个,聚焦超声波频率为3MHz。

[0091] 实验九:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦时,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为256个,聚焦超声波频率为5MHz。

[0092] 4、对照组实验

[0093] 实验十:选用现有单阵元探头进行聚焦,聚焦时,聚焦超声波频率为1MHz。

[0094] 二、实验结果分析

[0095] 图2为实验组一中128个随机分布圆形元件球冠形治疗阵列的三维图;图3、图4、图5、图6、图7和图8均为实验一的实验结果显示图;图9、图10、图11、图12、图13和图14均为实验二的实验结果显示图;图15、图16、图17和图18均为实验三的结果显示图;图19为实验组二中192个随机分布圆形元件球冠形治疗阵列的三维图;图20、图21、图22和图23均为实验四的实验结果显示图;图24、图25、图26和图27均为实验五的实验结果显示图;图28、图29、图30和图31均为实验六的实验结果显示图;图32为实验组三中225个随机分布圆形元件球冠形治疗阵列的三维图;图33、图34、图35和图36均为实验七的实验结果显示图;图37、图38、图39和图40均为本发明实验八的实验结果显示图;图41、图42、图43和图44均为实验九的实验结果显示图;图45、图46、图47和图48均为本实验十的实验结果显示图。(由于附图总量较多,除实验一和实验二外,其它实验结果显示图对焦域X轴形状显示图 and 焦域Z轴形状显示图不再一一列出)。

[0096] 1、对实验组一、实验组二和实验组三分别单独进行分析

[0097] 1.1焦点的焦域极限值分析

[0098] 对比图5、图11和图15可看出,实验一中(即图5中)焦域极限值在XY平面上的投影面积约为 $0.785\text{mm}^2$ ,实验二中(即图11中)焦域极限值在XY平面上的投影面积约为 $0.28\text{mm}^2$ ,实验三中(即图15中)焦域极限值在XY平面的投影面积约为 $0.0314\text{mm}^2$ ,由此可见,在实验一、实验二和实验三均使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦阵列发射器2发射的阵列数均为128个时,聚焦超声波频率越大,聚焦阵列发射器2聚焦时焦点投影在XY轴上的焦域极限投影面积越小,即聚焦焦点越小,聚焦定位更加准确。

[0099] 如图6所示,实验一中焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $8\text{mm}^2$ ,实验二中焦域

极限值在XZ平面上的投影面积约为 $0.6\text{mm}^2$ ,实验三中焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $0.4\text{mm}^2$ ,由此可见,在实验一、实验二和实验三均使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦阵列发射器2发射的阵列数均为128个时,聚焦超声波频率越大,聚焦阵列发射器2聚焦时焦点投影在XZ轴上的焦域极限值越小,即聚焦焦点越小,聚焦定位更加准确。

[0100] 综上所述,得出结论一:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,在聚焦阵列发射器2发射的阵列数不变时,聚焦超声波频率越大,聚焦阵列发射器2聚焦时焦点的焦域极限值越小,即聚焦焦点越小,聚焦定位更加准确。

[0101] 1.2超声波的声场分布分析

[0102] 如图7所示,图7将超声波的声场分布以曲线的高低来体现声场的分布情况,实验一中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.7, 1.7)$ ,超声波在X轴上的声场分布主要集中在 $(-1, 1)$ 区间内,超声波在X轴上声场分布较弱的区间范围为 $(-1.7, -1)$ 和 $(1, 1.7)$ ,声场分布集中区间内的峰值高度和声场分布较弱区间内的峰值高度相差13dB,声场分布区间范围内和声场分布区间范围外的超声波强度之差大于10dB,即焦点焦域面积内超声波强度大于焦点焦域面积外的超声波强度的10倍,使得焦域内和焦域外超声波所携带能量相差较大,既确保了焦域内超声波所携带能量能够将焦域中微泡爆破,又保证了焦域外超声波所携带能量不会导致组织烧伤。由此可见,实验一中声场分布的强弱差值较大,声场分布范围明确,生成分布界限清晰。

[0103] 实验二中(即图13中)超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-0.5, 0.5)$ ,实验三中(即图17中)超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-0.3, 0.3)$ 。由此可见,在实验一、实验二和实验三均使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦阵列发射器2发射的阵列数均为128个时,聚焦超声波频率越大,超声波在X轴上的声场分布范围更小,即声场分布更加集中,即超声波能量分布更加集中,即越容易使得微泡爆破。

[0104] 如图8所示,实验一中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(46, 54)$ 内,即区间长度值为 $54-46=8$ ;如图14所示,实验二中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(48.3, 51.7)$ 内,即区间长度值为 $51.7-48.3=3.4$ ;如图18所示,实验三中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(54, 56)$ 内,即区间长度值为 $56-54=2$ ,由此可见,在实验一、实验二和实验三均使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦阵列发射器2发射的阵列数均为128个时,聚焦超声波频率越大,超声波在Z轴上的声场分布范围更小,即声场分布更加集中,即超声波能量分布更加集中,即越容易使得微泡爆破。

[0105] 综上所述,得出结论二:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦阵列发射器2发射的阵列数不变时,聚焦超声波频率越大,超声波的声场分布范围更小,即声场分布更加集中,超声波能量分布更加集中,即越容易使得微泡爆破。

[0106] 2、将实验组一、实验组二和实验组三进行比较分析

[0107] 2.1焦点的焦域极限值分析

[0108] 将实验一、实验四和实验七进行比较,如图5所示,实验一中焦域极限值在XY平面上的投影面积约为 $0.785\text{mm}^2$ ,如图20所示,实验四中焦域极限值在XY平面上的投影面积约为 $0.785\text{mm}^2$ ,如图33所示,实验五中焦域极限值在XY平面上的投影面积约为 $0.785\text{mm}^2$ ,由此

可知,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率为1MHz时,随着治疗矩阵数量的增加,聚焦后的焦点在XZ平面上的焦域极限值投影面积不变。

[0109] 如图6所示,实验一中焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $8\text{mm}^2$ ;如图21所示,实验四中焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $3.4\text{mm}^2$ ;如图34所示,实验七中焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $2.56\text{mm}^2$ ;由此可知,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率为1MHz时,随着治疗矩阵数量的增加,聚焦后的焦点在XZ平面上投影的焦域极限值面积越来越小。

[0110] 综上所述,得出结论三:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率不变时,随着治疗矩阵数量的增加,聚焦后的焦点的焦域极限值范围越来越小。

[0111] 2.2超声波的声场分布分析

[0112] 如图7所示,实验一中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.7, 1.7)$ ,如图22所示,实验四中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.8, 1.8)$ ,如图35所示,实验七中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.7, 1.7)$ ,由此可见,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率为1MHz时,随着治疗矩阵数量的增加,超声波在X轴上的声场分布范围基本没有变化。

[0113] 如图8所示,实验一中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(46, 54)$ 内,即区间长度值为 $54-46=8$ ;如图23所示,实验四中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(52, 58.4)$ 内,即区间长度值为 $58.4-52=6.4$ ;如图36所示,实验七中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(57, 63)$ 内,即区间长度值为 $63-57=6$ ,由此可知,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率为1MHz时,随着治疗矩阵数量的增加,超声波在Y轴上的声场分布范围逐渐减小。

[0114] 综上所述,得出结论四:使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率不变时,随着治疗矩阵数量的增加,超声波的声场分布范围逐渐减小。

[0115] 3.对得出的结论一、结论二、结论三和结论四进行综合分析

[0116] 对结论一、结论二、结论三和结论四进行综合分析可知,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,在治疗矩阵数量不变的情况下,超声波频率增加,焦点的焦域极限值逐渐减小,声场分布范围逐渐减小;在超声波频率不变的情况下,随着治疗矩阵数量增加,焦点焦域极限值逐渐减小,声场分布范围逐渐减小。即,在使用频率为1-5MHz频率范围内的超声波进行聚焦,聚焦阵列发射器2发射的阵列数为128-256个时,超声波为5MHz,治疗矩阵数量为256个时,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦的焦点焦域极限值最小,声场分布范围最小,这时,如图41所示,聚焦焦点在XY平面上的焦域极限值投影面积约为 $0.0079\text{mm}^2$ ,如图42所示,聚焦焦点在XZ平面上的焦域极限值投影面积约为 $0.16\text{mm}^2$ 。如图43所示,超声波在X轴上声场分布在 $(-0.3, 0.3)$ 区间内,声场分布主要集中在 $(-0.2, 0.2)$ 区间内;如图44所示,超声波在Z轴上声场分布在 $(57, 63)$ 区间内,声场分布主要集中在 $(59.4, 60.6)$ 区间内,超声波声场集中区域十分的小。

[0117] 另外,对于治疗矩阵数量为192,超声波频率为3MHz时,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,这时,如图24所示,聚焦焦点在XY平面上的焦域极限值投影面积约为 $0.0314\text{mm}^2$ ;如图25所示,聚焦焦点在XZ平面上的焦域极限值投影面积约为 $1\text{mm}^2$ 。如图26所示,超声波在X轴上声场分布在 $(-0.6,0.6)$ 区间内,声场分布主要集中在 $(-0.3,0.3)$ 区间内;如图27所示,超声波在Z轴上声场分布主要集中在 $(54,56)$ 区间内。

[0118] 3、将实验一、实验四和实验七与实验十进行比较分析

[0119] 3.1焦点的焦域极限值分析

[0120] 将实验一、实验四和实验七分别与实验十进行对比分析,如图5所示,实验一中的焦域极限值在XY平面上的投影面积约为 $0.785\text{mm}^2$ ,如图20和33所示,实验四和实验七中X轴的焦域极限值在X轴上的坐标区间与实验一中焦域极限值在X轴上的坐标区间在实验误差允许范围内基本相同,如图45所示,实验十中的焦域极限值在XY平面轴上的投影面积约为 $2.01\text{mm}^2$ ,由此可见,在聚焦超声波频率均为1MHz的情况下,实验十中采用现有的单阵元探头进行聚焦,所得到的焦域极限值在XY平面上的投影范围大于实验一(使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦)中焦域极限值在XY平面上的投影范围,由此可知,在使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦与采用现有单阵元探头相比,在超声波频率和其他条件相同的情况下进行超声波聚焦,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦的焦点在XY平面上的投影面积更小。

[0121] 如图6所示,实验一中的焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $8\text{mm}^2$ ,如图21所示,实验四中的焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $3.4\text{mm}^2$ ,如图34所示,实验七中的焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $2.56\text{mm}^2$ ,如图46所示,实验十中的焦域极限值在XZ平面上的投影面积约为 $7\text{mm}^2$ 。由此可知,在使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦与采用现有单阵元探头相比,在超声波频率和其他条件相同的情况下进行超声波聚焦,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦的焦点在XZ平面上的投影面积更小。

[0122] 综上所述可知,与现有技术中使用单阵元探头相比,在使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦与采用现有单阵元探头相比,在超声波频率和其他条件相同的情况下进行超声波聚焦,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦的焦点更小。

[0123] 3.2超声波的声场分布分析

[0124] 如图7所示,实验一中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.7,1.7)$ ,如图22所示,实验四中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.8,1.8)$ ,如图35所示,实验七中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-1.7,1.7)$ ,如图47所示,实验十中超声波在X轴上的声场分布区间约为 $(-2.3,2.3)$ 。由此可见,在使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦与采用现有单阵元探头相比,在超声波频率和其他条件相同的情况下进行超声波聚焦,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦时,聚焦超声波的声场在X轴上的分布局域更小。

[0125] 如图8所示,实验一中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间 $(46,54)$ 内,即区间长度值为 $54-46=8$ ;如图23所示,实验四中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间

(52, 58.4)内,即区间长度值为 $58.4-52=6.4$ ;如图36所示,实验七中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间(57, 63)内,即区间长度值为 $63-57=6$ ;如图48所示,实验十中超声波在Z轴上的声场分布主要集中在区间(57, 71)内,由此可知,在使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦与采用现有单阵元探头相比,在超声波频率和其他条件相同的情况下进行超声波聚焦,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦时,聚焦超声波的声场在Z轴上的分布局域更小。

#### [0126] 4. 总结

[0127] 通过实验组一、实验组二和实验组三中的实验结果图可知,使用本实施例中的数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统进行聚焦,聚焦超声波频率在1-5MHz范围内,治疗矩阵数量在128-256个范围内时,聚焦阵列发射器2发射的三维阵列所形成的焦点焦域分别投影到三维坐标系的三个坐标轴上的长度不大于4mm。聚焦阵列发射器2进行聚焦的焦域内和焦域外的超声波强度差大于10dB,聚焦焦域内的超声波所携带能量大于焦域外超声波所携带能量的10倍。

[0128] 另外,成像换能器1将输入电功率转换成频率为1-5MHz的超声波,是为了使得聚焦阵列发射器2进行聚焦时使用的超声波频率被限定在1-5MHz内,经过实验验证,超声波频率低于1MHz,将无法使得焦点焦域范围内的微泡爆破,即无法释放出微泡中的基因和药物,超声波频率高于5MHz,则容易使周围组织受损。

#### [0129] 实施例二

[0130] 实施例二与实施例一的区别在于,如图49和50所示,实施例二中还设置有防烫散热装置,防烫散热装置设置在保护壳4侧壁上,防烫散热装置包括:设置在保护壳4侧壁上的导热板6,保护壳4外侧壁上设置有散热板5,散热板5顶端和导热板6铰接,散热板5和导热板6铰接处设置有用于使得散热板5和保护壳4贴合的扭簧,散热板5和导热板6均采用导热性能好的金属材质。散热板5和导热板6之间设置有溶液腔7,溶液腔7内滑动连接有滑块8,滑块8将溶液腔7分为上腔室和下腔室,上腔室内装有沸点为60°C左右的液体,比如氯仿液体,滑块8上固定连接有伸缩块9,伸缩块9位于下腔室中。

[0131] 伸缩块9内开设有滑动通道,滑动通道底端为滑动口15,滑动通道内滑动连接有第二固定杆14,第二固定杆14顶端水平设置有第二固定杆14,第一固定杆13和第二固定杆14一体成型,第一固定杆13底端固定有随动板16,随动板16设置在滑动口15内,滑动口15位于伸缩块9底端。滑块8底面上设置有供第一固定杆13滑动的滑槽,第一固定杆13和滑槽滑动连接,如图51所示,第一固定杆13左端固定有卡块12。散热板5底端和下腔室之间开设有滑道口,滑道口内滑动连接有活动块10,活动块10左右两端均伸出滑道口,活动板右端上平面上开设有和卡块12配合使用的卡槽11,卡块12向下运动后能进入到卡槽11内,另外,卡槽11内设置有磁铁,卡块12为铁材质。

[0132] 具体实施时,由于诊断时是通过将检测探头与被检测物直接接触而进行的,如果检测探头温度上升较多,被检测物可能容易被烫到。而超声波检测探头内集成电路板的致动导致热量产生,在检测探头长期使用过程中将导致检测探头温度较高,而当检测探头内部温度升高时,导热板6将热量传导给溶液腔7,当温度达到60°C时,溶液腔7内的液体将沸腾,沸腾后的液体将推动滑块8向下滑动,即此时滑块8以及滑块8上固定连接的伸缩块9沿着溶液腔7向下滑动,滑块8向下滑动到活动块10时,第一固定杆13右端的卡块12进入到

卡槽11内,卡槽11内的磁铁吸附卡块12,此时滑块8便无法继续向下滑动,而伸缩块9向下滑动使得被检测物和检测探头底端被分离,避免被检测物烫到,这时,若还需要继续进行超声波成像检测,工作人员将超声波成像探头抵靠检测物移动时,随动板16将和检测物接触且产生摩擦,随动板16在摩擦作用下移动,使活动块10在随动板16的拉动下左右动作,进而使得散热板5左右晃动,由于导热板6上的热量将传导到散热板5上,散热板5左右晃动将加快周围空气流动,进而加快散热板5散热,这样便加快了检测探头内部散热,避免检测物烫到,增加使用体验感。

[0133] 以上所述的仅是本发明的实施例,方案中公知的具体结构及特性等常识在此未作过多描述,所属领域普通技术人员知晓申请日或者优先权日之前发明所属技术领域所有的普通技术知识,能够获知该领域中所有的现有技术,并且具有应用该日期之前常规实验手段的能力,所属领域普通技术人员可以在本申请给出的启示下,结合自身能力完善并实施本方案,一些典型的公知结构或者公知方法不应当成为所属领域普通技术人员实施本申请的障碍。应当指出,对于本领域的技术人员来说,在不脱离本发明结构的前提下,还可以作出若干变形和改进,这些也应该视为本发明的保护范围,这些都不会影响本发明实施的效果和专利的实用性。本申请要求的保护范围应当以其权利要求的内容为准,说明书中的具体实施方式等记载可以用于解释权利要求的内容。

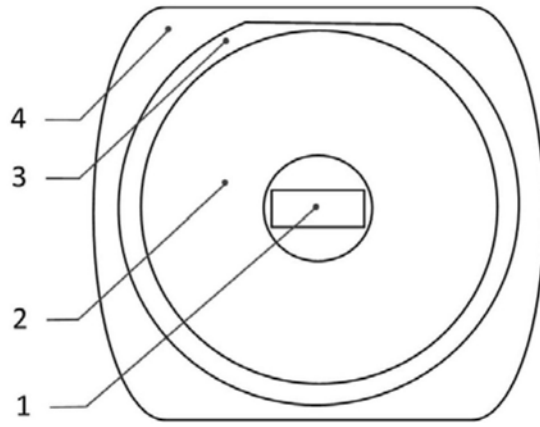


图1

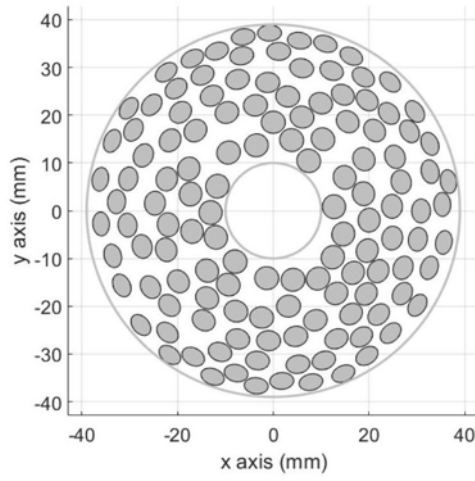


图2

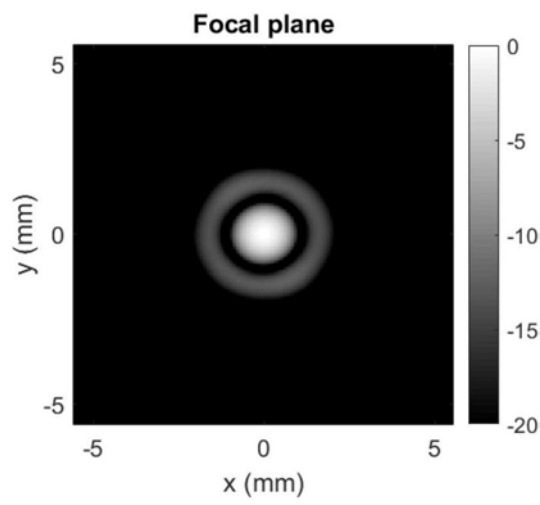


图3

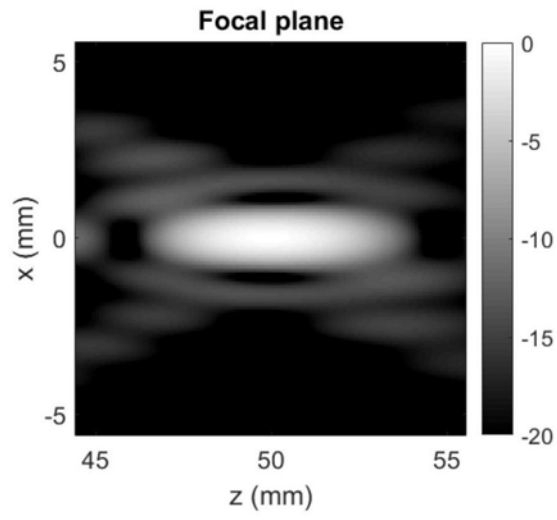


图4

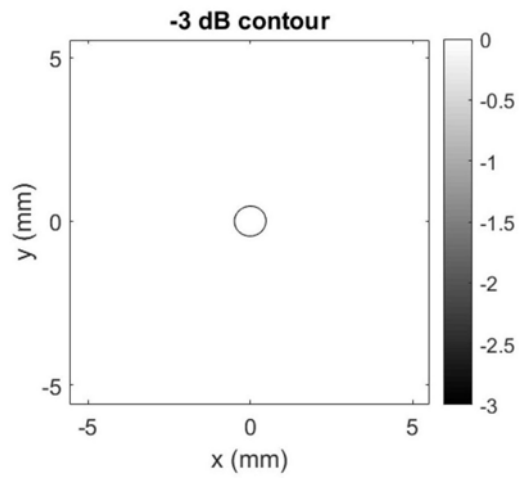


图5

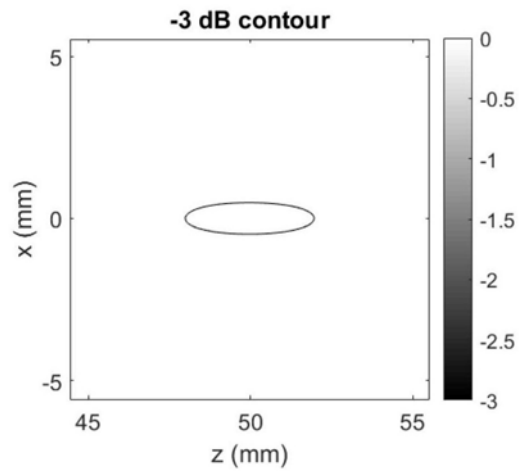


图6

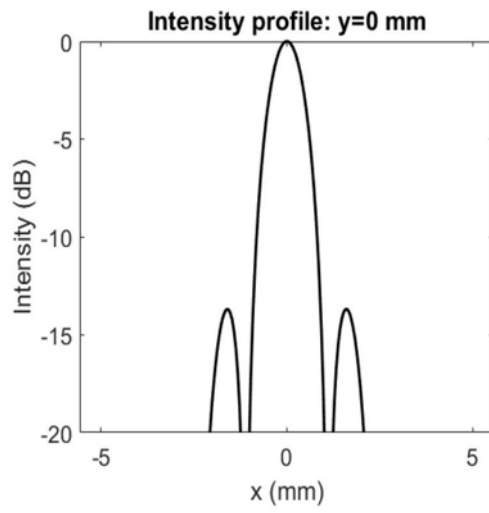


图7

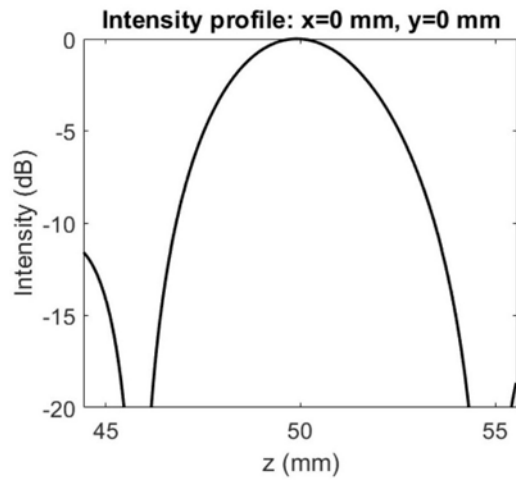


图8

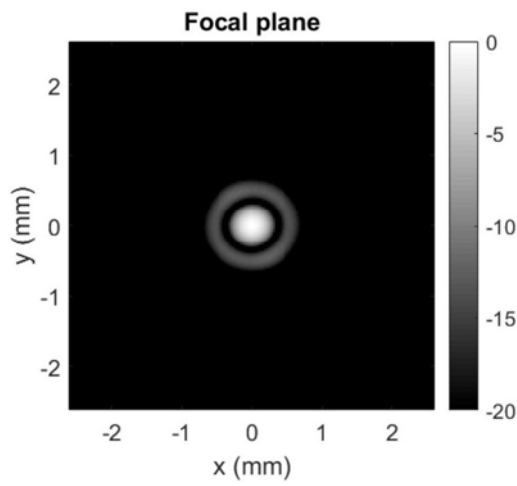


图9

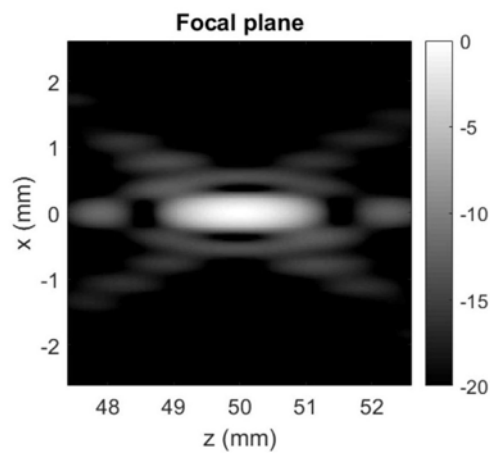


图10

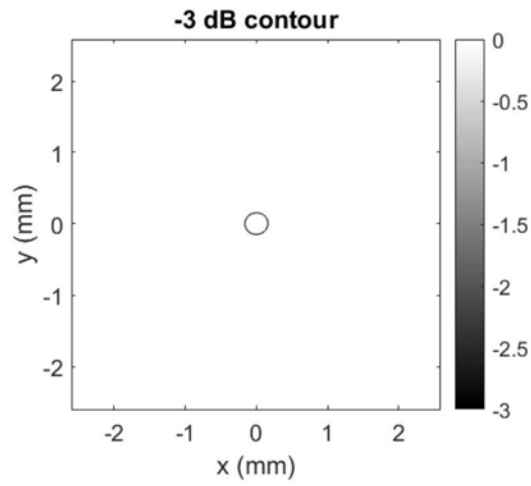


图11

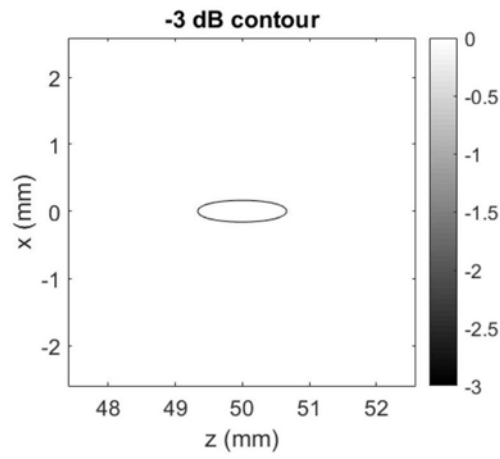


图12

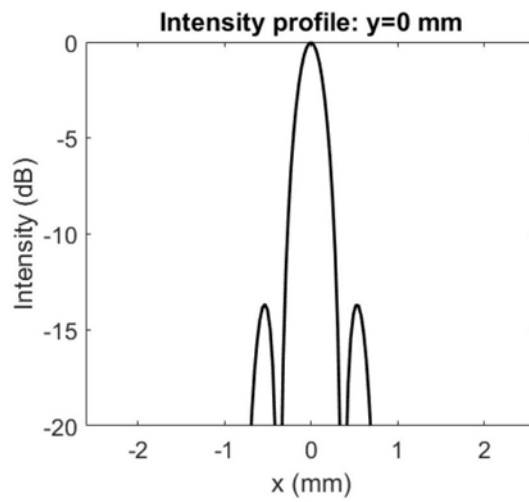


图13

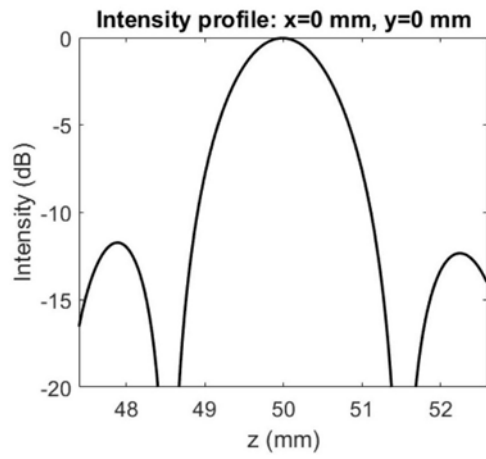


图14

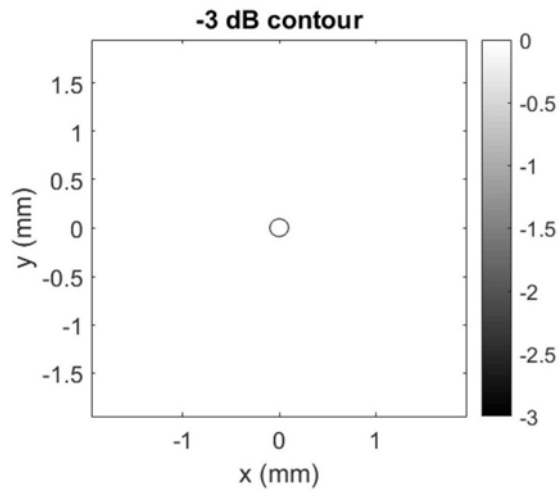


图15

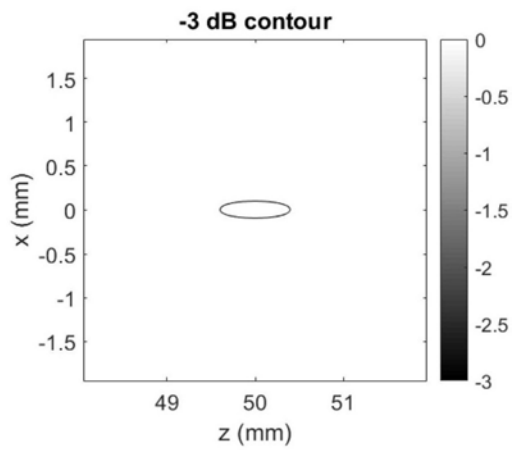


图16

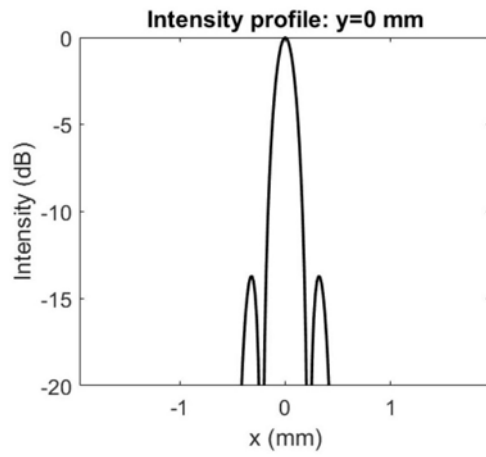


图17

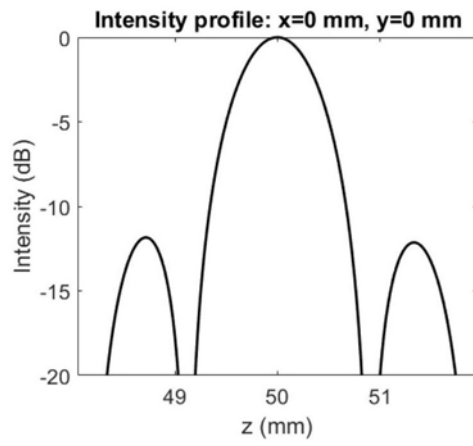


图18

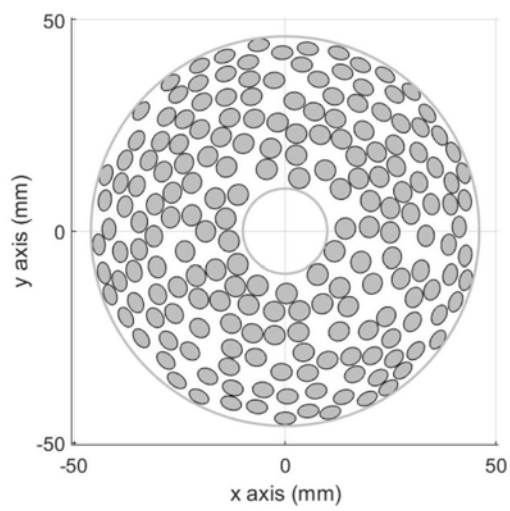


图19

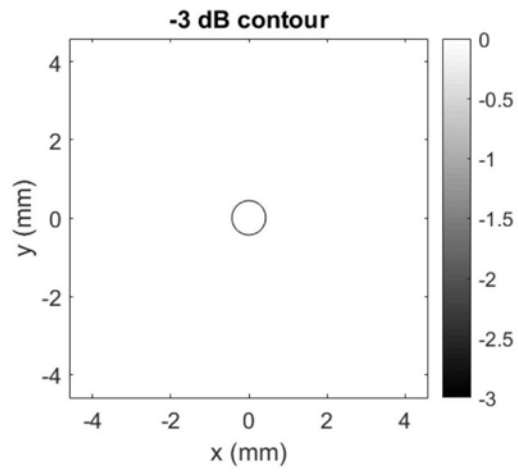


图20

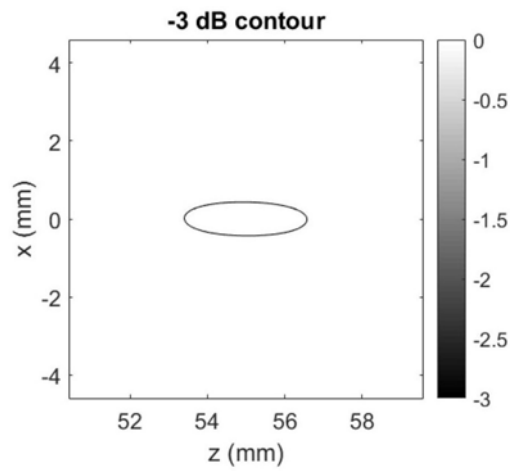


图21

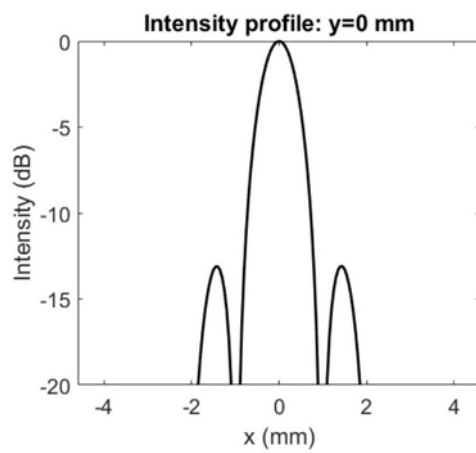


图22

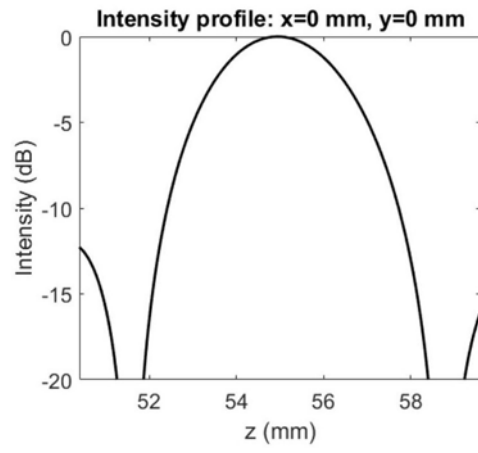


图23

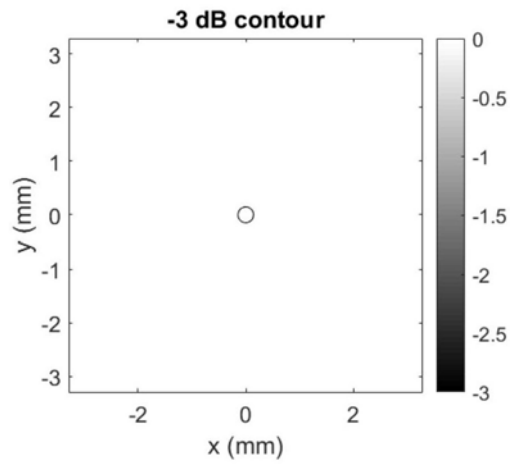


图24

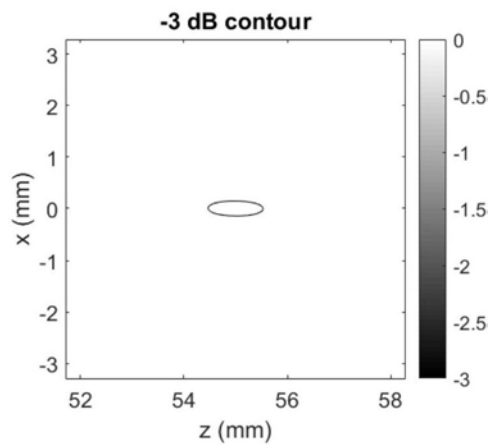


图25

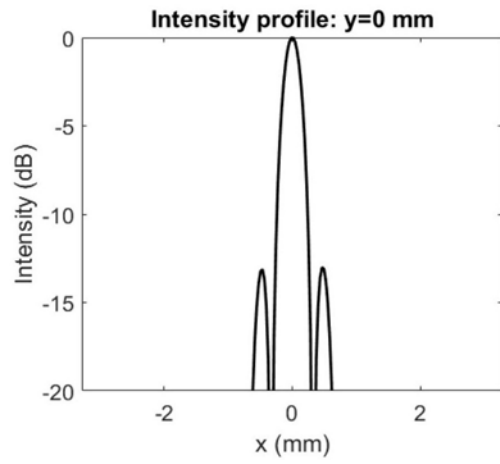


图26

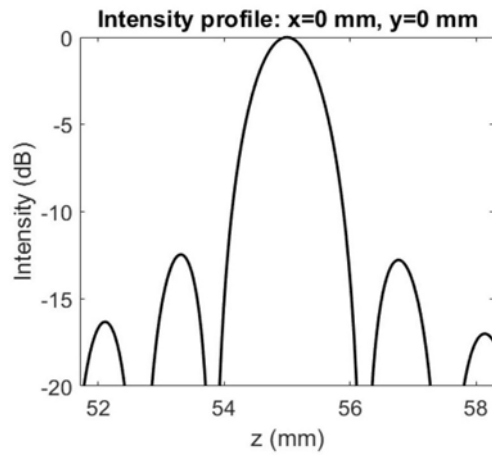


图27

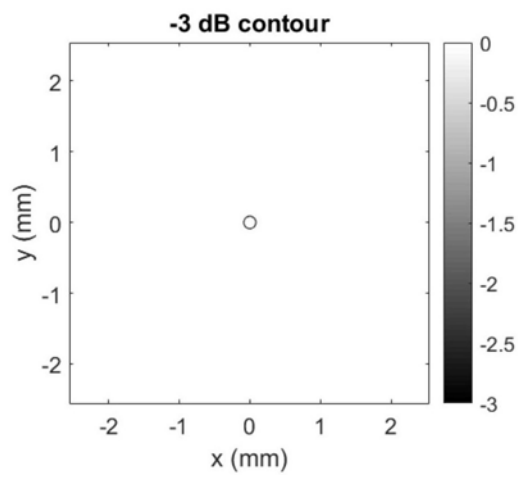


图28

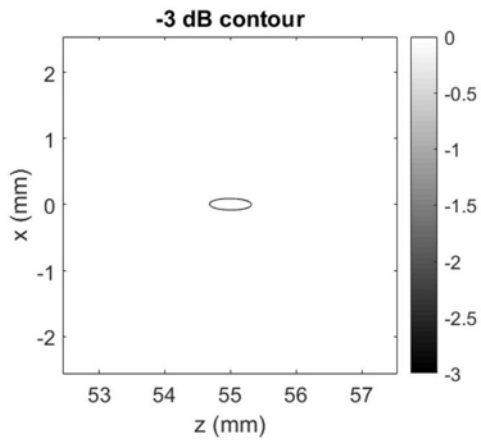


图29

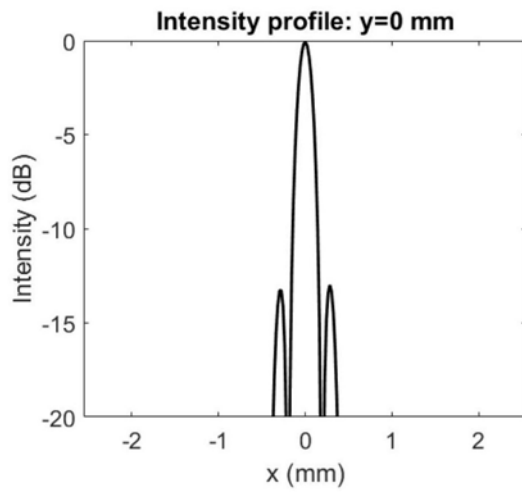


图30

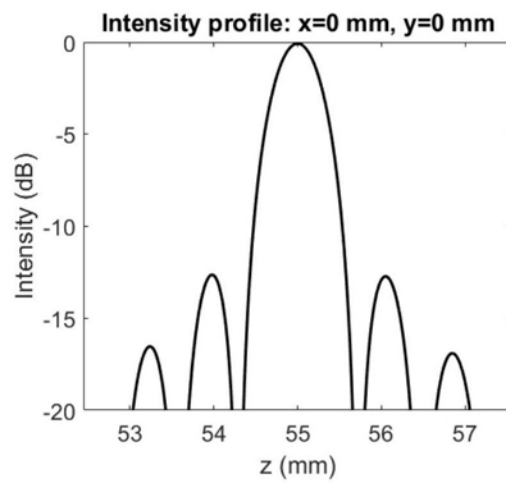


图31

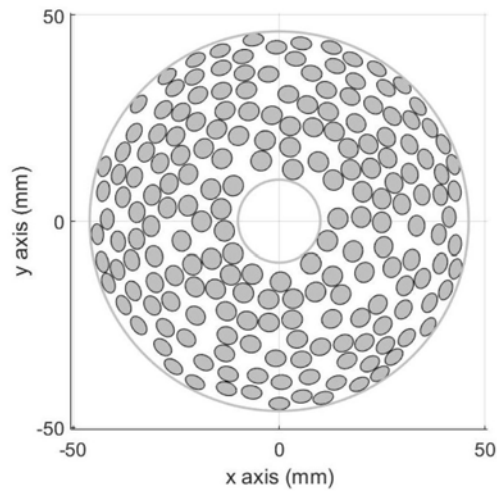


图32

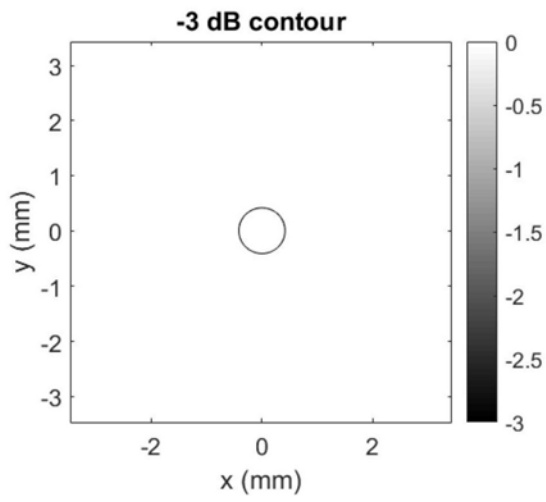


图33

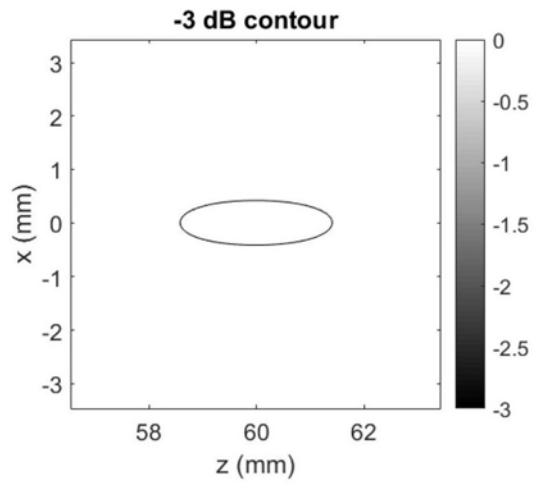


图34

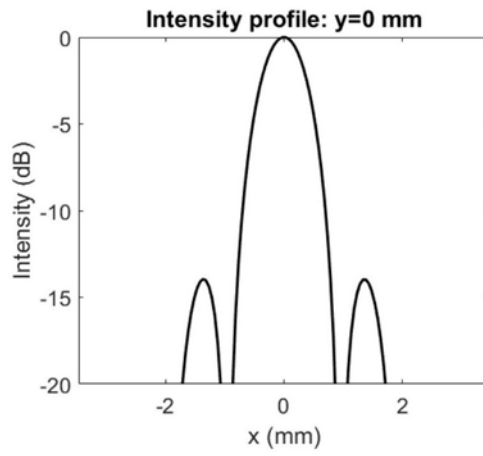


图35

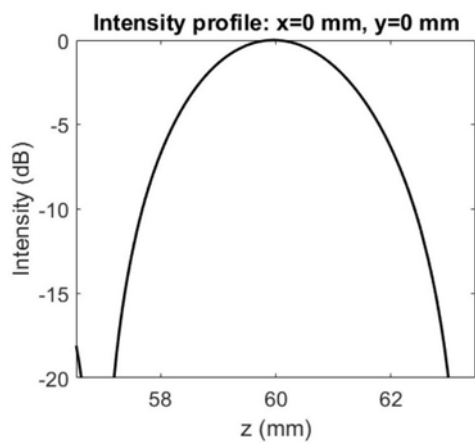


图36

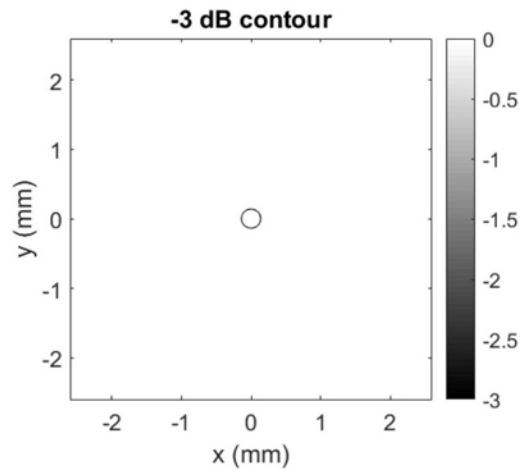


图37

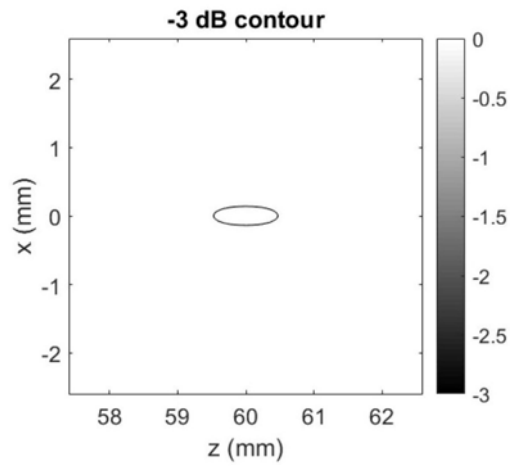


图38

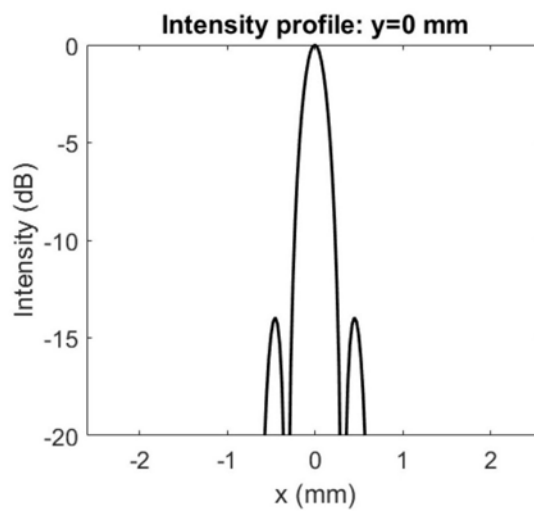


图39

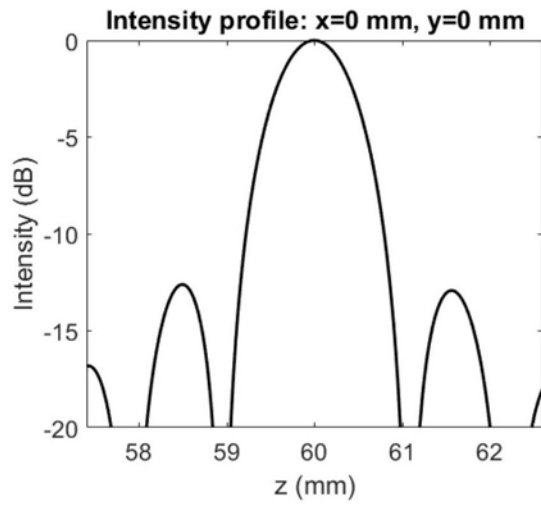


图40

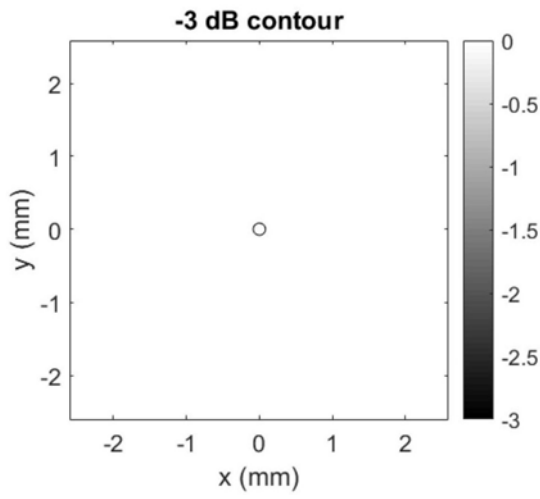


图41

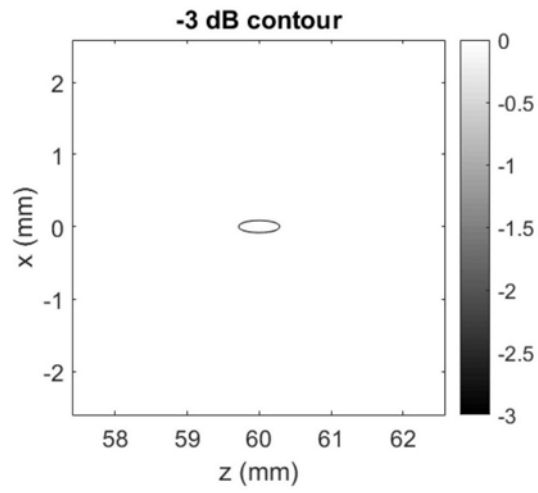


图42

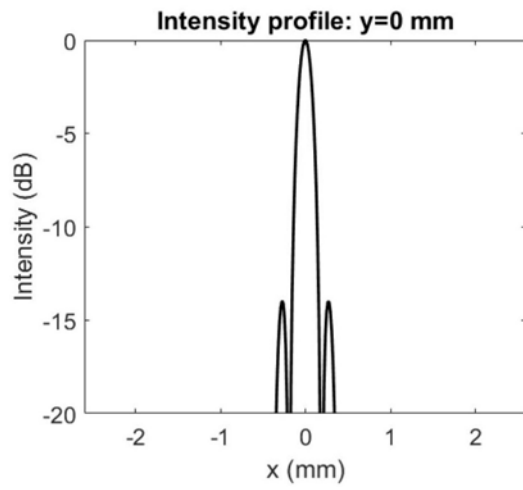


图43

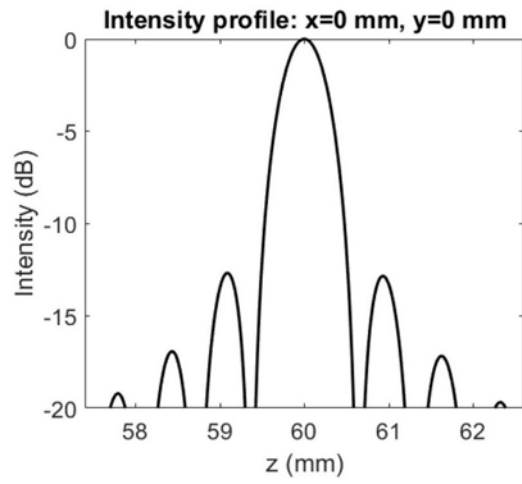


图44

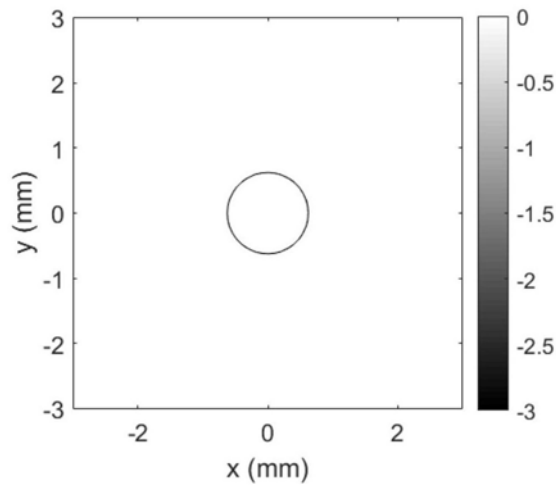


图45

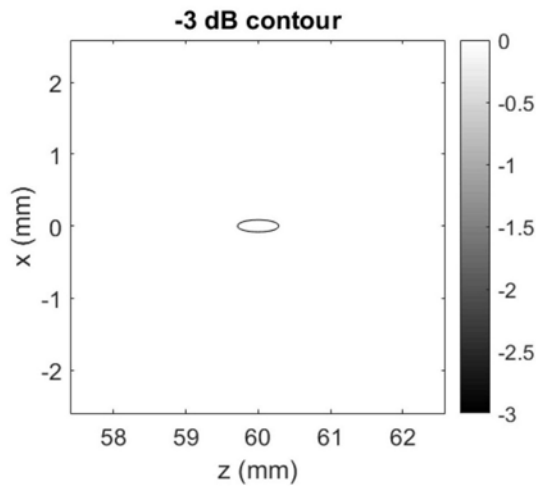


图46

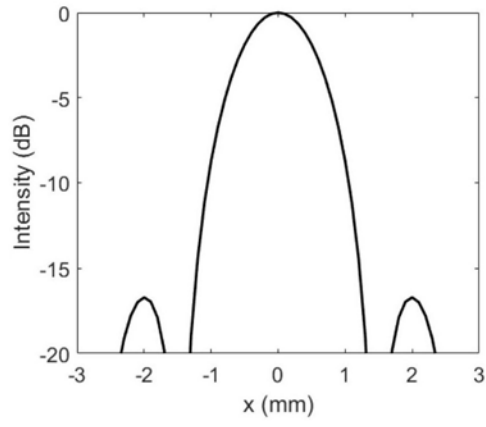


图47

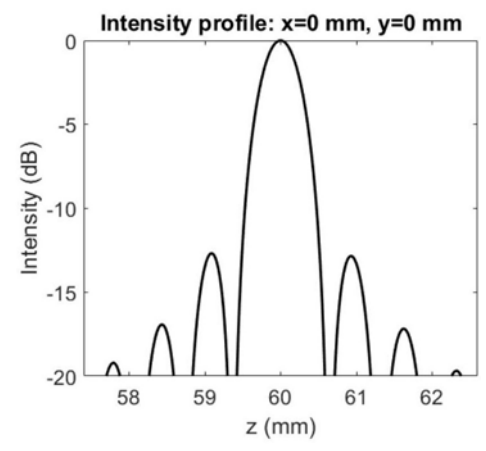


图48

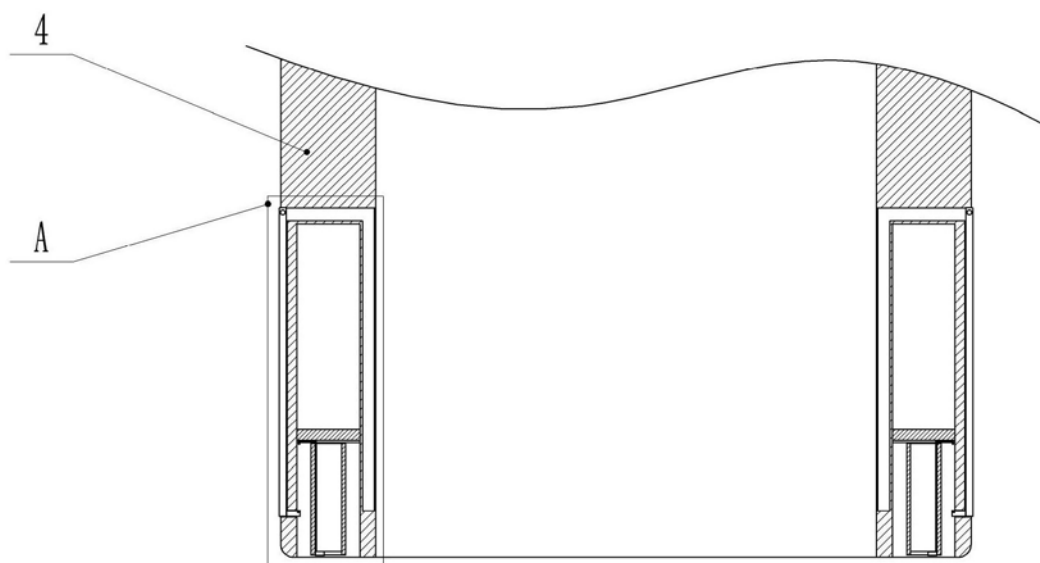


图49

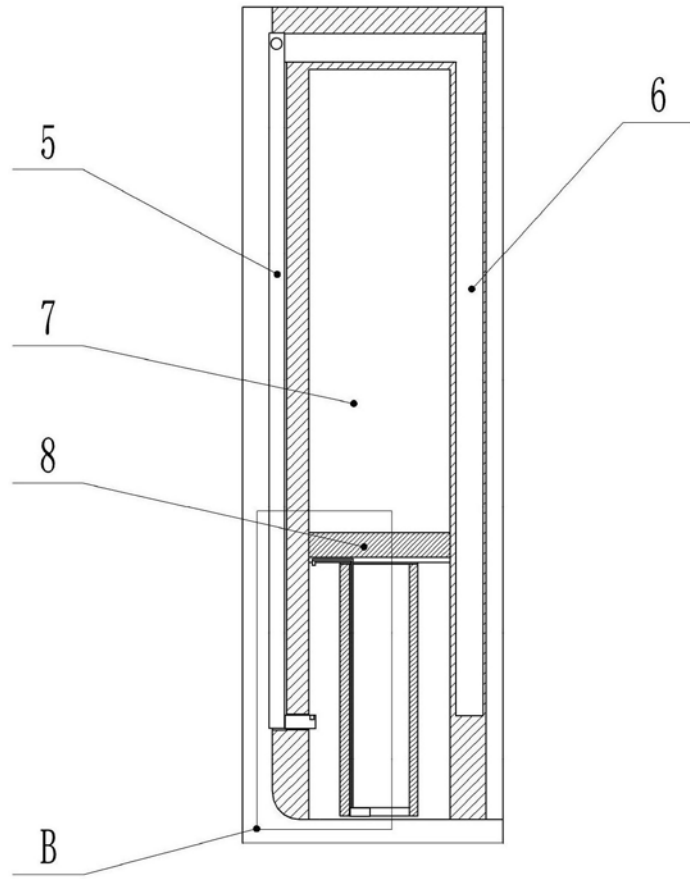


图50



专利名称(译)	数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统		
公开(公告)号	<a href="#">CN109044403A</a>	公开(公告)日	2018-12-21
申请号	CN201811014215.3	申请日	2018-08-31
[标]申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
当前申请(专利权)人(译)	重庆医科大学		
[标]发明人	曹阳 刘竞飞 冉海涛 王志刚 李攀		
发明人	曹阳 刘竞飞 冉海涛 王志刚 李攀		
IPC分类号	A61B8/08 A61M37/00		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/4444 A61M37/0092		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明涉及超声波成像技术领域，具体涉及一种数控式低强度聚焦超声波激发与成像系统，包括：检测探头，所述检测探头包括成像换能器，所述检测探头还包括球冠形的聚焦多阵列发射器，所述成像换能器设置在聚焦阵列发射器中心位置，所述聚焦阵列发射器进行体内聚焦时形成一个三维的聚焦焦点。本发明基于数字控制技术，通过球冠形的聚焦多阵列发射器进行三维聚焦，使得聚焦范围更加明确，聚焦定位时增加定位范围和定位位置的准确性。

