



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105251140 A

(43) 申请公布日 2016. 01. 20

(21) 申请号 201510816714. 4

(22) 申请日 2015. 11. 23

(71) 申请人 南京大学

地址 210093 江苏省南京市鼓楼区汉口路
22 号

(72) 发明人 郭霞生 林洲 章东

(74) 专利代理机构 南京知识律师事务所 32207

代理人 蒋海军

(51) Int. Cl.

A61N 7/00(2006. 01)

A61B 8/00(2006. 01)

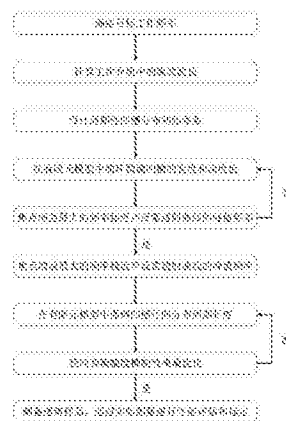
权利要求书2页 说明书7页 附图5页

(54) 发明名称

一种聚焦声透镜的设计方法

(57) 摘要

本发明公开了一种聚焦声透镜的设计方法，属于聚焦超声领域。本发明通过在传统聚焦声透镜的声辐射面构建声学人工结构，即在传统聚焦声透镜的声辐射面设置周期性分布的同心环状凹槽结构，并采用有限元模拟计算对凹槽的结构参数进行优化设计，从而能够在特定频率范围内抑制声焦点处径向旁瓣的幅度，同时提高声能的聚焦增益。采用本发明的设计方法设计出的声透镜可以应用于聚焦超声成像和聚焦超声治疗领域，相比于现有的声透镜聚焦装置，能够有效降低径向旁瓣幅度，提高聚焦增益，减小焦点位置的偏移。



1. 一种聚焦声透镜的设计方法,其步骤为:

步骤一、选定聚焦声透镜的初始目标工作频率 f_0 , 根据该初始目标工作频率 f_0 计算出声波在工作介质中的纵波波长 λ ; 在聚焦声透镜表面的声辐射面, 即凹球面上设置周期性分布的同心环状凹槽结构, 并设置该凹槽结构的初始分布参数: 相邻凹槽的间隔为 L_0 , 凹槽的深度为 h_0 , 凹槽的宽度为 d_0 ;

步骤二、在有限元模型计算中循环调节凹槽的宽度 d 和深度值 h , 并采用频率扫描的方法分别计算焦点声压及透镜的声透射率相对于频率 f 的变化关系, 当产生焦点声压最大的工作频率 $f_{1\max}$ 与声波反常透射的峰值频率 $f_{2\max}$ 的差值 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 达到预期要求时即停止循环, 以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 , 并以此时的凹槽深度和宽度分别作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ;

步骤三、在目标工作频率 f_1 附近分析焦点处的径向旁瓣相对于主瓣的幅度比值, 在有限元模型计算中保持优化后的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 不变, 不断调节相邻凹槽的间隔 L 使上述幅度比值达到最小, 从而取得最佳的径向旁瓣幅度抑制效果, 并以此时相邻凹槽的间隔 L 作为本次循环中优化的相邻凹槽的间隔 L_1 ;

步骤四、评价经步骤一至步骤三中优化后的聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果, 聚焦效果包括以下三项指标: (a) 焦点处的径向旁瓣幅度相对于主瓣幅度的比值; (b) 焦点处的聚焦增益, 即焦点声压相对于平面活塞超声换能器发射声压的增益; (c) 声压焦点位置与透镜几何焦点位置之间的偏移量;

步骤五、如果步骤四中聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果未达到设定目标, 则重复进行步骤二至步骤四, 直至步骤四中聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果达到设定目标;

步骤六、根据步骤五中最终得到的凹槽宽度 d 、凹槽深度 h 、相邻凹槽的间隔 L 来制作聚焦声透镜。

2. 根据权利要求 1 所述的一种聚焦声透镜的设计方法, 其特征在于: 步骤一中所有凹槽的圆心均位于聚焦声透镜的轴线上, 且每个凹槽的底部与顶部的宽度保持弧度值一致。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的一种聚焦声透镜的设计方法, 其特征在于: 步骤一中设置相邻凹槽间隔的初始值 L_0 以及凹槽深度的初始值 h_0 均为波长 λ , 凹槽宽度的初始值 d_0 为半波长 $\lambda/2$ 。

4. 根据权利要求 1-3 中任一项所述的一种聚焦声透镜的设计方法, 其特征在于: 步骤二中凹槽的深度 h 与宽度 d 的具体优化过程为:

(1) 先保持凹槽的宽度 d 不变, 以初始深度 h_0 的 1% 为步长增大凹槽的深度 h , 若 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 减小, 则保持上述步长不变继续增大凹槽深度 h , 反之则以上述步长持续减小凹槽的深度 h , 当 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大时则停止调整, 以 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大前的凹槽深度作为新的凹槽深度 h ;

(2) 使新的凹槽深度 h 保持不变, 以初始宽度 d_0 的 1% 为步长增大凹槽的宽度 d , 若 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 减小, 则保持上述步长不变继续增大凹槽宽度 d , 反之则以上述步长持续减小凹槽宽度 d , 当 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大时则停止调整, 以 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大前的凹槽宽度作为新的凹槽宽度 d ;

(3) 循环执行步骤 (1)、步骤 (2), 当 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 达到预期要求时即停止循环。

5. 根据权利要求 4 所述的一种聚焦声透镜的设计方法,其特征在于:在步骤 (3) 中,当 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 小于声波反常透射的峰值频率 $f_{2\max}$ 的 1% 时停止循环,此时得到的凹槽深度 h 和宽度 d 值即为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ,且以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 ;若上述条件始终无法满足,则以循环过程中使 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 的值最小时的凹槽深度 h 和宽度 d 值作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ,以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 。

6. 根据权利要求 5 所述的一种聚焦声透镜的设计方法,其特征在于:步骤三中相邻凹槽间隔 L 的具体优化过程为:以凹槽初始间隔 L_0 的 0.5% 为步长增大相邻凹槽的间隔 L ,如果焦点处的径向旁瓣与主瓣的幅度比值变小,则继续以上述步长增大相邻凹槽的间隔 L ;如上述比值变大,则以凹槽初始间隔 L_0 的 1% 为步长持续减小相邻凹槽的间隔 L ;当调整至上述幅度比值开始变大时则停止调整,并以上述幅度比值开始变大之前的相邻凹槽间隔作为优化的相邻凹槽间隔 L_1 。

一种聚焦声透镜的设计方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声治疗技术领域,更具体地说,涉及一种聚焦声透镜的设计方法。

背景技术

[0002] 高强度聚焦超声(HIFU)技术是一种有效的无损创伤治疗技术,对体内深层、固体肿瘤组织的治疗具有很好的效果,其主要是通过一定的方式使超声波透过体表后聚集在病灶组织上,经过细胞与超声的相互作用,在病灶组织内产生不可逆转的凝固性坏死,从而达到治疗的目的。目前,该技术以其无害、安全、有效等优势得到了国内外许多学者和医生的广泛关注,并已在泌尿学、肿瘤学、神经外科、妇科、眼科等医学领域中被广泛应用和推广。

[0003] 超声聚焦换能器是HIFU技术的核心器件,由于HIFU技术的应用对象是有生命的活体,治疗过程中要利用高强度超声能量消除病灶,但更重要的是要保证治疗对象的安全性,因此实现超声能量精准聚焦,即超声换能器的聚焦特性的好坏是HIFU技术治疗的关键。根据聚焦方式的不同,常见的超声聚焦换能器主要有球面自聚焦换能器和声透镜聚焦换能器。其中,声透镜聚焦是利用声波在弯曲界面上的折射来达到聚焦的目的,结构简单,成本低廉,能够通过改变透镜曲率来改变焦距,适合应用于超声成像和超声治疗。然而由于声透镜聚焦换能器的聚焦效果受到声波衍射效应的影响,焦点的旁瓣幅度相对较大,在超声成像中容易导致伪影和斑点等不利效果,在超声治疗中容易对目标治疗区域周围的人体组织造成一定的损伤。

[0004] Durnin在自由空间的波动方程中发现了非衍射解[Phys. Rev. Lett. 58(15)1987],利用该理论实现的声束能够在轴向上保持稳定的幅度值。非衍射声束具有良好的声场特性,在医学成像,组织定征,多普勒流测量,材料无损检测等许多领域具有良好的应用前景,因而得到广泛研究。但这类解的算法复杂,能量激发效率不高,需要较大的空间尺度,从而限制了其推广应用。

[0005] 近年来关于利用声学反常透射现象的声学人工结构的研究也取得了许多进展,在声学人工结构中利用声子晶体与基体界面上的表面波都可以获得非衍射声束(J. Appl. Phys. 106(4), 044512-044513, 2009)。Christensen等人在声学刚性板上加上周期性凹槽结构后,利用在结构中激发的声表面波获得了声波反常透射和非衍射的效果[Nat. Phys. 3(12), 851-852, 2007],该理论提供了一种高效简便的激发准直声束的方法。但由于非衍射声束理论属于较新的声学原理,截止于目前,国内外学者对非衍射声束理论的研究还处于比较浅显的阶段,还没有研究能够将非衍射声束理论与聚焦超声设备相结合,也没有研究能够将声准直效应应用于超声聚焦理论。

[0006] 经检索,关于提高聚焦效果的聚焦设备已有相关专利公开。

[0007] 如,中国专利申请号:201510010200.X,申请日为:2015年01月08日,发明创造名称:一种基于位移本征模式的声波聚焦器件,该申请案主要是通过将金属环状结构浸没在水中作为声聚焦器件,从而将焦点的形状由椭球形压缩到一个平面附近范围内,在一定程度上可以提高声波的聚焦效果,但该申请案并没有涉及声透镜的设计和制备,其原理与本

发明不同,且其对径向旁瓣幅度的抑制效果及对焦点增益的提升效果也没有提及。

[0008] 又如,中国专利申请号:201210142895.3,申请日为:2012年05月07日,发明创造名称为:一种聚焦方法和装置,该申请案利用时间反转理论能够实现自适应的高精度聚焦,提高了聚焦超声的精度和超声治疗的准确性。但该申请案也没有涉及声透镜的设计和制备,其主要是针对电子相控阵列聚焦方式进行的改进,虽能够在一定程度上增强焦点的超声强度,但不能抑制焦点处径向旁瓣的幅度,也不能减小声焦点与几何焦点之间的偏移,从而不可避免地会对目标治疗区域周围的人体组织造成一定的损伤。

发明内容

[0009] 1. 发明要解决的技术问题

[0010] 本发明的目的在于克服超声聚焦换能器采用现有声透镜进行聚焦时,焦点附近的径向旁瓣幅度较大,在超声治疗中会对目标区域周边的人体组织造成一定损伤的不足,提供了一种聚焦声透镜的设计方法。通过使用本发明的设计方法设计的聚焦声透镜,能够利用声波反常透射现象激发声准直效应,从而将能量更好地聚集到焦点区域,大大降低了焦点径向旁瓣的幅度,且提高了焦点的声波聚焦增益,从而提高了超声成像和超声治疗的准确性与安全性。

[0011] 2. 技术方案

[0012] 为达到上述目的,本发明提供的技术方案为:

[0013] 本发明的一种聚焦声透镜的设计方法,其步骤为:

[0014] 步骤一、选定聚焦声透镜的初始目标工作频率 f_0 ,根据该初始目标工作频率 f_0 计算出声波在工作介质中的纵波波长 λ ;在聚焦声透镜表面的声辐射面,即凹球面上设置周期性分布的同心环状凹槽结构,并设置该凹槽结构的初始分布参数:相邻凹槽的间隔为 L_0 ,凹槽的深度为 h_0 ,凹槽的宽度为 d_0 ;

[0015] 步骤二、在有限元模型计算中循环调节凹槽的宽度 d 和深度值 h ,并采用频率扫描的方法分别计算焦点声压及透镜的声透射率相对于频率 f 的变化关系,当产生焦点声压最大的工作频率 $f_{1\max}$ 与声波反常透射的峰值频率 $f_{2\max}$ 的差值 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 达到预期要求时即停止循环,以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 ,并以此时的凹槽深度和宽度分别作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ;

[0016] 步骤三、在目标工作频率 f_1 附近分析焦点处的径向旁瓣相对于主瓣的幅度比值,在有限元模型计算中保持优化后的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 不变,不断调节相邻凹槽的间隔 L 使上述幅度比值达到最小,从而取得最佳的径向旁瓣幅度抑制效果,并以此时相邻凹槽的间隔 L 作为本次循环中优化的相邻凹槽的间隔 L_1 ;

[0017] 步骤四、评价经步骤一至步骤三中优化后的聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果,聚焦效果包括以下三项指标:(a) 焦点处的径向旁瓣幅度相对于主瓣幅度的比值;(b) 焦点处的聚焦增益,即焦点声压相对于平面活塞超声换能器发射声压的增益;(c) 声压焦点位置与透镜几何焦点位置之间的偏移量;

[0018] 步骤五、如果步骤四中聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果未达到设定目标,则重复进行步骤二至步骤四,直至步骤四中聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果达到设定目标;

[0019] 步骤六、根据步骤五中最终得到的凹槽宽度 d 、凹槽深度 h 、相邻凹槽的间隔 L 来制作聚焦声透镜。

[0020] 更进一步地，步骤一中所有凹槽的圆心均位于聚焦声透镜的轴线上，且每个凹槽的底部与顶部的宽度保持弧度值一致。

[0021] 更进一步地，步骤一中设置相邻凹槽间隔的初始值 L_0 以及凹槽深度的初始值 h_0 均为波长 λ ，凹槽宽度的初始值 d_0 为半波长 $\lambda/2$ 。

[0022] 更进一步地，步骤二中凹槽的深度 h 与宽度 d 的具体优化过程为：

[0023] (1) 先保持凹槽的宽度 d 不变，以初始深度 h_0 的 1% 为步长增大凹槽的深度 h ，若 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 减小，则继续以上述步长增大凹槽深度 h ，反之则以上述步长持续减小凹槽的深度 h ，当 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 开始变大时则停止调整，以 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 开始变大前的凹槽深度作为新的凹槽深度 h ；

[0024] (2) 使新的凹槽深度 h 保持不变，以初始宽度 d_0 的 1% 为步长增大凹槽的宽度 d ，若 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 减小，则继续以上述步长增大凹槽宽度 d ，反之则以上述步长持续减小凹槽宽度 d ，当 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 开始变大时则停止调整，以 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 开始变大前的凹槽宽度作为新的凹槽宽度 d ；

[0025] (3) 循环执行步骤 (1)、步骤 (2)，当 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 达到预期要求时即停止循环。

[0026] 更进一步地，在步骤 (3) 中，当 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 小于声波反常透射的峰值频率 $f_{2\max}$ 的 1% 时停止循环，此时得到的凹槽深度 h 和宽度 d 值即为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ，且以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 ；若上述条件始终无法满足，则以循环过程中使 $|f_{1\max}-f_{2\max}|$ 的值最小时的凹槽深度 h 和宽度 d 值作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ，以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 。

[0027] 更进一步地，步骤三中相邻凹槽间隔 L 的具体优化过程为：以凹槽初始间隔 L_0 的 0.5% 为步长增大相邻凹槽的间隔 L ，如果焦点处的径向旁瓣与主瓣的幅度比值变小，则继续以上述步长增大相邻凹槽的间隔 L ；如上述比值变大，则以凹槽初始间隔 L_0 的 1% 为步长持续减小相邻凹槽的间隔 L ；当调整至上述幅度比值开始变大时则停止调整，并以上述幅度比值开始变大之前的相邻凹槽间隔作为优化的相邻凹槽间隔 L_1 。

[0028] 3. 有益效果

[0029] 采用本发明提供的技术方案，与现有技术相比，具有如下显著效果：

[0030] (1) 本发明的一种聚焦声透镜的设计方法，通过在传统声透镜的辐射表面设置周期性分布的同心环形凹槽，并通过有限元计算对环形凹槽的分布参数，即相邻凹槽的间隔 L ，凹槽的深度 h 及凹槽的宽度 d 进行优化设计，能够在目标频率范围引入声准直效应以抑制衍射效应的发生。通过采用本发明的设计方法得到的聚焦声透镜，能够使聚焦声场焦点处的径向旁瓣幅度得到明显抑制，大大减少了超声成像中的斑点和伪影现象以及超声治疗中对目标区域周边组织产生的副作用。使用本发明得到的聚焦声透镜能够将更多的声能量聚焦到主瓣区域，从而提高聚焦效率，有利于提高超声成像的对比度和超声治疗的效率，且能够减小声场焦点和透镜几何焦点之间的偏移量，使超声成像和超声治疗在深度方向上更加准确。

[0031] (2) 本发明的一种聚焦声透镜的设计方法，其设计方案不需要对声透镜的结构作

较大改变,只须用周期结构来修饰透镜的辐射表面,具有加工难度低、容易实现的优点。

附图说明

- [0032] 图 1 为本发明的一种聚焦声透镜的设计方法的设计流程图；
- [0033] 图 2 中的 (a) 为传统聚焦声透镜的聚焦示意图；
- [0034] 图 2 中的 (b) 为本发明的聚焦声透镜的聚焦示意图；
- [0035] 图 2 中的 (c) 为传统聚焦声透镜的立体结构示意图；
- [0036] 图 2 中的 (d) 为本发明的聚焦声透镜的立体结构示意图；
- [0037] 图 3 中的 (a) 为利用传统聚焦声透镜聚焦时焦平面上的归一化声压分布的有限元模拟结果示意图；
- [0038] 图 3 中的 (b) 为利用本发明的聚焦声透镜聚焦时焦平面上的归一化声压分布的有限元模拟结果示意图；
- [0039] 图 3 中的 (c) 为利用传统聚焦声透镜聚焦时焦平面上的归一化声压分布的实际测量结果示意图；
- [0040] 图 3 中的 (d) 利用本发明的聚焦声透镜聚焦时焦平面上的归一化声压分布的实际测量结果示意图；
- [0041] 图 4 为分别利用传统的聚焦声透镜和本发明的聚焦声透镜聚焦时焦点处的径向声压分布相对于主瓣幅度的归一化值的对比图；
- [0042] 图 5 为分别利用传统的聚焦声透镜和本发明的聚焦声透镜聚焦时焦点处径向第一旁瓣幅度相对于主瓣幅度的归一化值随频率变化的对比图；
- [0043] 图 6 为分别利用传统的聚焦声透镜和本发明的聚焦声透镜聚焦时声轴线上的声压分布相对于焦点最大声压的归一化值的分布对比图；
- [0044] 图 7 为分别利用传统的聚焦声透镜和本发明的聚焦声透镜聚焦时声焦点与透镜几何焦点之间的距离随工作频率变化的分布对比图；
- [0045] 图 8 为分别利用传统的聚焦声透镜和本发明的聚焦声透镜聚焦时焦点增益的分布对比图。

具体实施方式

[0046] 为进一步了解本发明的内容,现结合附图和实施例对本发明作详细描述。

[0047] 实施例 1

[0048] 本实施例的一种聚焦声透镜的设计方法,其设计流程如图 1 所示,其具体步骤为：

[0049] 步骤一、选定聚焦声透镜的初始目标工作频率 $f_0 = 547\text{kHz}$,根据该初始目标工作频率 f_0 计算出声波在工作介质（声传播介质）中的纵波波长 $\lambda = c/f_0$, c 为声波在工作介质中的纵波声速。在聚焦声透镜表面的声辐射面,即凹球面上设置周期性分布的同心环状凹槽结构,所有凹槽均指向透镜的几何焦点,凹槽圆心均位于聚焦声透镜的轴线上,且每个凹槽的底部与顶部的宽度保持弧度值一致。设置该凹槽结构的初始分布参数：相邻凹槽的间隔（即凹槽的环向分布周期长度）为 L_0 ,凹槽的深度为 h_0 ,凹槽的宽度为 d_0 ,且有 $L_0 = h_0 = \lambda$, $d_0 = \lambda/2$ 。

[0050] 如图 2(a) 和图 2(b) 所示分别为传统聚焦声透镜和本实施例所设计的聚焦声透镜

的聚焦示意图,其中 d 为凹槽的宽度, L 为凹槽的环向分布周期长度,即相邻凹槽的间隔, h 为凹槽的深度, r 为透镜辐射面的半径, θ 为透镜的张角;声透镜的几何半径为 75mm,透镜张角 40° ,声透镜材料选用铝,其密度和纵波声速 c 分别为 2700 千克/立方米和 6400 米/秒;声传播介质为水,其密度和纵波声速分别为 1000 千克/立方米和 1500 米/秒,此时传播介质中的纵波波长 λ 约为 2.74 毫米。因此,本实施例中设计 $L_0 = h_0 = 2.74\text{mm}$, $d_0 = \lambda/2 = 1.37$ 。

[0051] 步骤二、在有限元模型计算中循环调节凹槽的宽度 d 和深度值 h ,并采用频率扫描的方法分别计算焦点声压及透镜的声透射率相对于频率 f 的变化关系,当产生焦点声压最大的工作频率 $f_{1\max}$ 与声波反常透射的峰值频率 $f_{2\max}$ 的差值 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 达到预期要求时即停止循环,以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 ,并以此时的凹槽深度和宽度分别作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 。本实施例中凹槽的深度 h 与宽度 d 的具体优化过程为:

[0052] (1) 先保持凹槽的宽度 d 不变,以初始深度 h_0 的 1% 为步长增大凹槽的深度 h ,若 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 减小,则保持上述步长不变继续增大凹槽深度 h ,反之则以上述步长持续减小凹槽的深度 h ,当 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大时则停止调整,以 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大前的凹槽深度作为新的凹槽深度 h 。

[0053] (2) 使新的凹槽深度 h 保持不变,以初始宽度 d_0 的 1% 为步长增大凹槽的宽度 d ,若 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 减小,则保持上述步长不变继续增大凹槽宽度 d ,反之则以上述步长持续减小凹槽宽度 d ,当 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大时则停止调整,以 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 开始变大前的凹槽宽度作为新的凹槽宽度 d 。

[0054] (3) 循环执行步骤 (1)、步骤 (2),当 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 小于声波反常透射的峰值频率 $f_{2\max}$ 的 1% 时停止循环,以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 ,并以此时的凹槽深度和宽度分别作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 。若上述条件始终无法满足,则以循环过程中使 $|f_{1\max} - f_{2\max}|$ 的值最小时的凹槽深度 h 和宽度 d 值作为本次循环中优化的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 ,以此时产生焦点增益最大的工作频率 $f_{1\max}$ 作为目标工作频率 f_1 。

[0055] 步骤三、在目标工作频率 f_1 附近 (本实施例是在 $0.9f_1 \sim 1.1f_1$ 范围内) 分析焦点处的径向旁瓣相对于主瓣的幅度比值,在有限元模型计算中保持优化后的凹槽深度 h_1 和宽度 d_1 不变,不断调节相邻凹槽的间隔 L 使上述幅度比值达到最小,从而取得最佳的径向旁瓣幅度抑制效果,并以此时相邻凹槽的间隔 L 作为本次循环中优化的相邻凹槽的间隔 L_1 。本实施例中相邻凹槽间隔 L 的具体优化过程为:以凹槽初始间隔 L_0 的 0.5% 为步长增大相邻凹槽的间隔 L ,如果焦点处的径向旁瓣与主瓣的幅度比值变小,则继续以上述步长增大相邻凹槽的间隔 L ;如上述比值变大,则以凹槽初始间隔 L_0 的 1% 为步长持续减小相邻凹槽的间隔 L ;当调整至上述幅度比值开始变大时则停止调整,并以上述幅度比值开始变大之前的相邻凹槽间隔作为优化的相邻凹槽间隔 L_1 。

[0056] 步骤四、评价经步骤一至步骤三中优化后的聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果,聚焦效果包括以下三项指标:(a) 焦点处的径向旁瓣幅度相对于主瓣幅度的比值;(b) 焦点处的聚焦增益,即焦点声压相对于平面活塞超声换能器发射声压的增益;(c) 声压焦点位置与透镜几何焦点位置之间的偏移量。具体而言,在有限元模型中计算出上述三项

指标,并与设定目标相比较,本实施例中三项指标的设定目标分别为:(a) 焦点处的径向旁瓣幅度相对于主瓣幅度的比值相较于使用传统透镜时至少下降 3dB;(b) 焦点处的聚焦增益不低于使用传统透镜的情形;(c) 声压焦点位置与透镜几何焦点位置之间的偏移量不超过 0.5mm。

[0057] 步骤五、如果步骤四中聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果未达到设定目标,则重复进行步骤二至步骤四,直至步骤四中聚焦声透镜在目标工作频率 f_1 处的聚焦效果达到设定目标。本实施例中经有限元模拟计算并优化设计后,得到凹槽的最终设计尺寸为:凹槽宽度 d 为 1.05mm,深度 h 为 2.07mm,相邻凹槽的间隔 L 为 2.72mm。

[0058] 步骤六、根据步骤五中最终得到的凹槽宽度 d 、凹槽深度 h 、相邻凹槽的间隔 L 来制作聚焦声透镜,即得本实施例的聚焦声透镜。

[0059] 为了证明本实施例所得聚焦声透镜的聚焦效果,同时制备一个传统聚焦声透镜,其材质及尺寸均与本实施例的聚焦声透镜完全一致,唯一的区别是其辐射表面没有设置周期分布的环形凹槽,两只透镜的立体示意图如图 2(c) 和图 2(d) 所示。将上述两种聚焦声透镜分别与一只平面活塞超声换能器(美国 Panametrics 公司,型号 V389-SU,中心频率 500kHz)利用白凡士林作为耦合剂进行贴合,浸没在水槽中(长 60 厘米,宽 45 厘米,高 40 厘米)进行实验。将一只针式水听器(美国 ONDA 公司,型号 HNC-0400)装配在三维移动控制系统上进行声压扫描测量,信号由一台数字示波器进行采集和数字化。

[0060] 如图 3 所示为两种不同透镜焦平面上(焦点处垂直于声传播方向的平面)的归一化声压分布,由图 3 可以看出,本实施例所提供聚焦声透镜相比传统聚焦声透镜具有更好的聚焦效果,其旁瓣幅度得到明显降低。

[0061] 如图 4 所示为采用传统声透镜和本实施例的声透镜聚焦时焦点处径向声压分布相对于主瓣幅度的归一化值。其中,实线为利用传统聚焦声透镜的有限元模拟结果,虚线为利用本实施例的聚焦声透镜的有限元模拟结果,实心圆为利用传统聚焦声透镜进行实验的测量结果,空心圆为利用本实施例的聚焦声透镜进行实验的测量结果。由图 4 可以看出,使用传统聚焦声透镜时第一个旁瓣的归一化值的理论计算值为 0.3,实验测量值为 0.32;使用本实施例的聚焦声透镜时第一个旁瓣的归一化值的理论计算值为 0.2,实验测量值为 0.24,相对于传统聚焦声透镜其第一旁瓣的相对幅度可下降 3 分贝左右。因此,采用本实施例的聚焦声透镜能够有效抑制焦点处径向旁瓣的幅度。

[0062] 如图 5 所示为采用传统聚焦声透镜和本实施例的聚焦声透镜时焦点处径向第一旁瓣幅度相对于主瓣幅度的归一化值随频率的变化,其中,实线为利用传统聚焦声透镜的有限元模拟结果,虚线为利用本实施例的聚焦声透镜的有限元模拟结果,实心圆为利用传统聚焦声透镜进行实验的测量结果;空心圆为利用本实施例的聚焦声透镜进行实验的测量结果。由图 5 可以看出本实施例的聚焦声透镜相比传统声透镜,可在 520kHz 到 560kHz 范围内有效降低焦点处的径向旁瓣幅度值。

[0063] 如图 6 所示为声轴线上的声压分布相对于焦点最大声压的归一化值,其中,实线为利用传统聚焦声透镜的有限元模拟结果,虚线为利用本实施例的聚焦声透镜的有限元模拟结果,实心圆为利用传统聚焦声透镜进行实验的测量结果;空心圆为利用本实施例的聚焦声透镜进行实验的测量结果。由图 6 可以看出,利用本实施例的聚焦声透镜后,焦点声压幅度最大点相比于利用传统聚焦声透镜时更靠近声源。

[0064] 如图 7 所示为声焦点与透镜几何焦点之间的距离随工作频率的变化,其中,实线为利用传统聚焦声透镜的有限元模拟结果,虚线为利用本实施例的聚焦声透镜的有限元模拟结果,实心圆为利用传统聚焦声透镜进行实验的测量结果;空心圆为利用本实施例的聚焦声透镜进行实验的测量结果。由图 7 可以看出,在实际目标工作频率 541.5kHz 处,利用本实施例的聚焦声透镜时声焦点和透镜几何焦点之间的距离约为 0.3mm,而利用传统聚焦声透镜时该距离约为 4.7mm。因此,使用本实施例的声透镜能够显著降低声压焦点位置与透镜几何焦点位置之间的偏移量。需要指出的是,虽然在 450kHz 频率处,两类透镜都能够使声焦点与透镜几何焦点之间的距离接近 0,但是从图 8 可以发现,此时透镜的声透射率非常低,并不适合用于超声激励。

[0065] 如图 8 所示为采用传统聚焦声透镜和本实施例的聚焦声透镜时的焦点增益(焦点最大声压值相对于平面活塞超声换能器发射声压的归一化值,单位为分贝)。其中,实线为利用传统聚焦声透镜的有限元模拟结果,虚线为利用本实施例的聚焦声透镜的有限元模拟结果,实心圆为利用传统聚焦声透镜进行实验的测量结果,空心圆为利用本实施例的聚焦声透镜进行实验的测量结果。由图 8 可以看出,在实际目标工作频率 541.5kHz 处,利用本实施例的聚焦声透镜时相比利用传统聚焦声透镜,其焦点增益可提升约 5.5 分贝。

[0066] 综上所述,本实施例的一种聚焦声透镜的设计方法,通过在传统声透镜的辐射表面设置周期性分布的同心环形凹槽,并通过大量的研究,采用有限元模型对凹槽的分布参数进行了优化设计,从而能够在目标频率范围引入声准直效应以抑制衍射效应的发生,使聚焦声场焦点处的径向旁瓣幅度得到明显抑制,大大减少了超声成像中的斑点和伪影现象以及超声治疗中对目标治疗区域周边组织产生的副作用。使用本实施例得到的聚焦声透镜同时能够将更多的声能量聚焦到主瓣区域,从而提高聚焦效率,有利于提高超声成像的对比度和超声治疗的效率,且能够减小声场焦点和透镜几何焦点之间的偏移量,使超声成像和超声治疗在深度方向上更加准确。

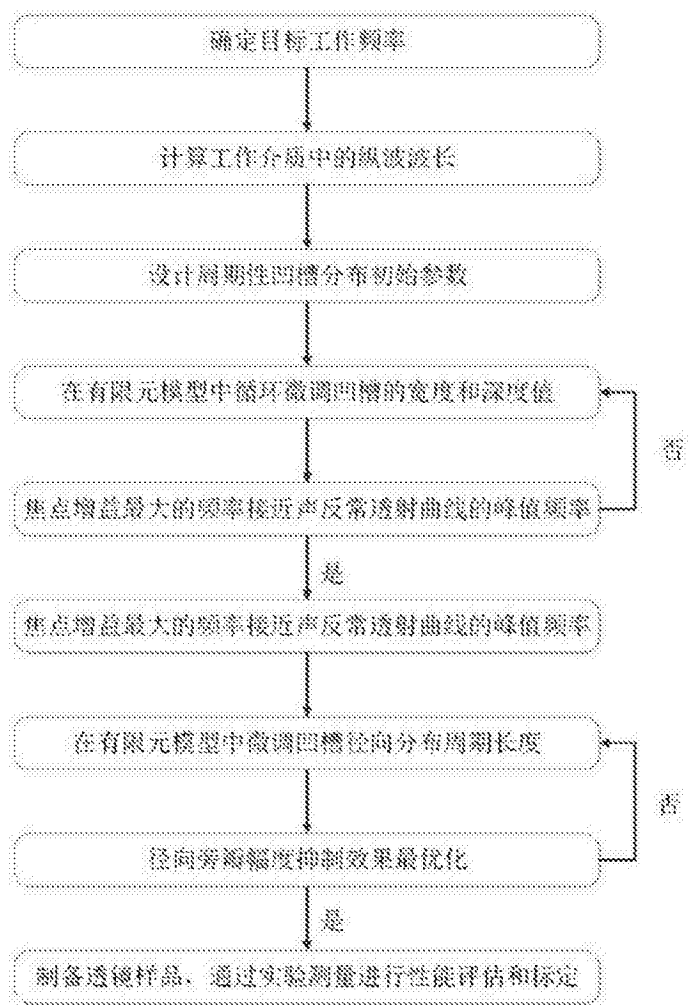


图 1

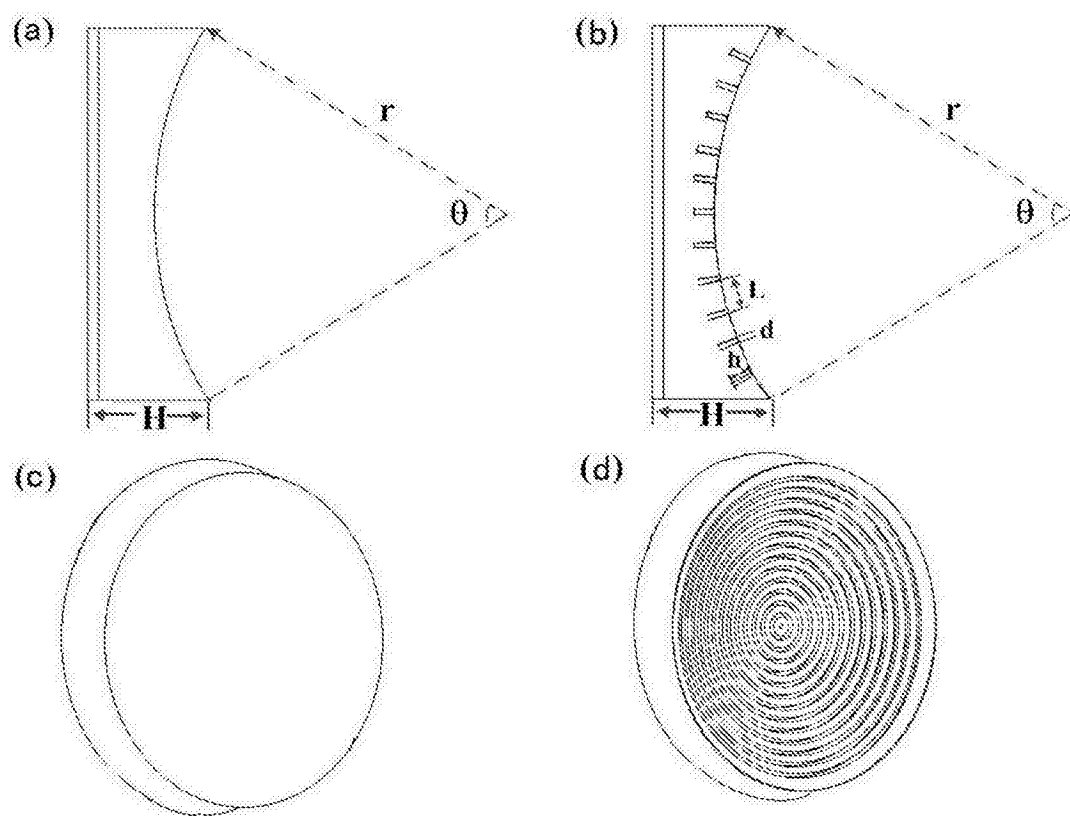


图 2

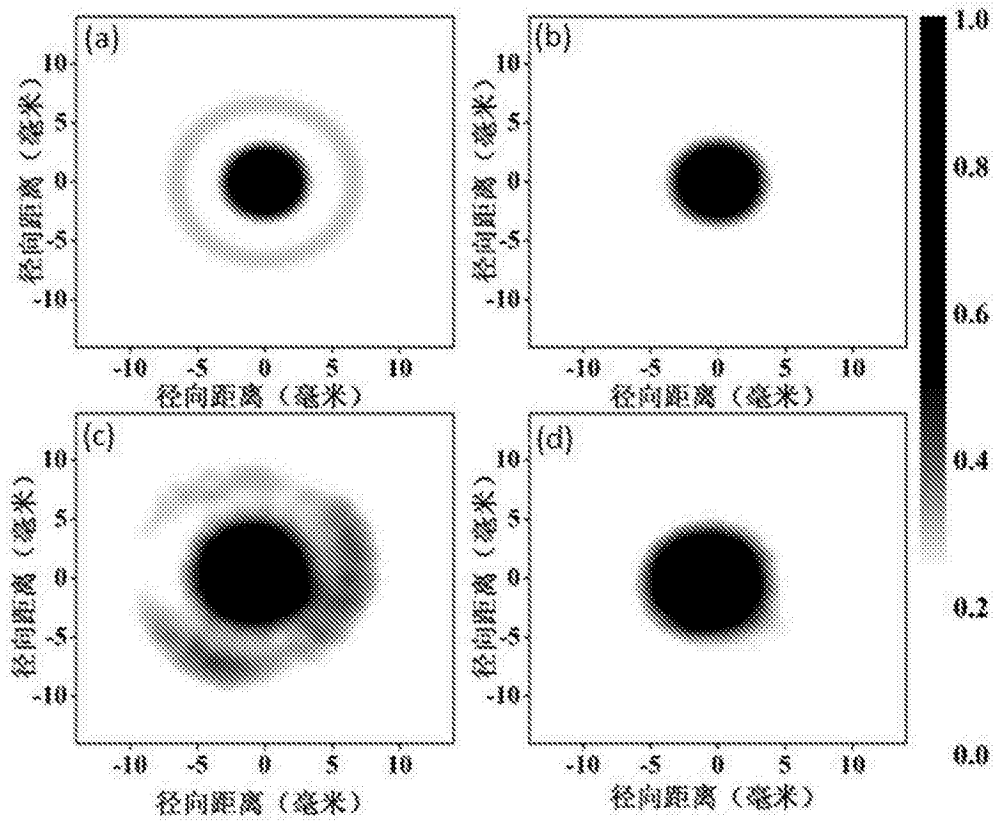


图 3

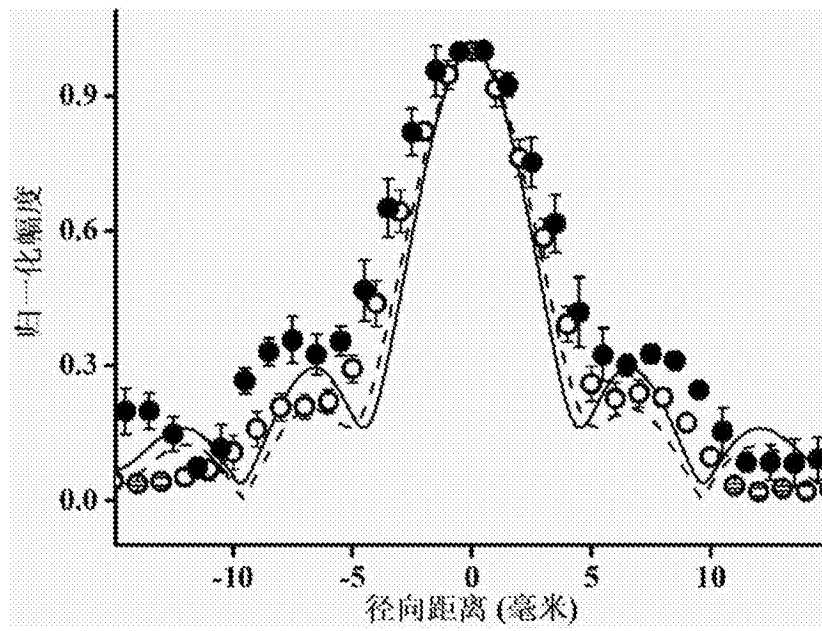


图 4

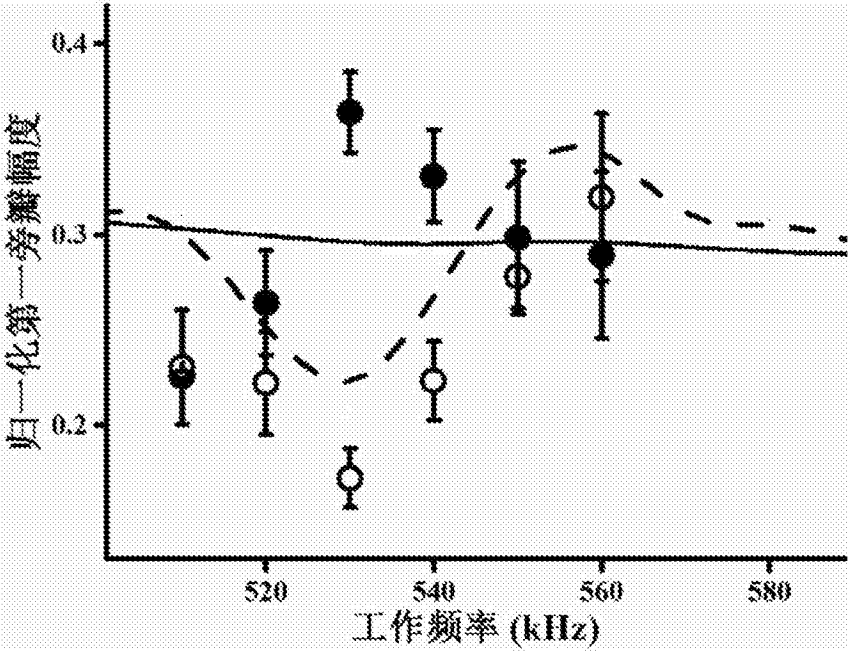


图 5

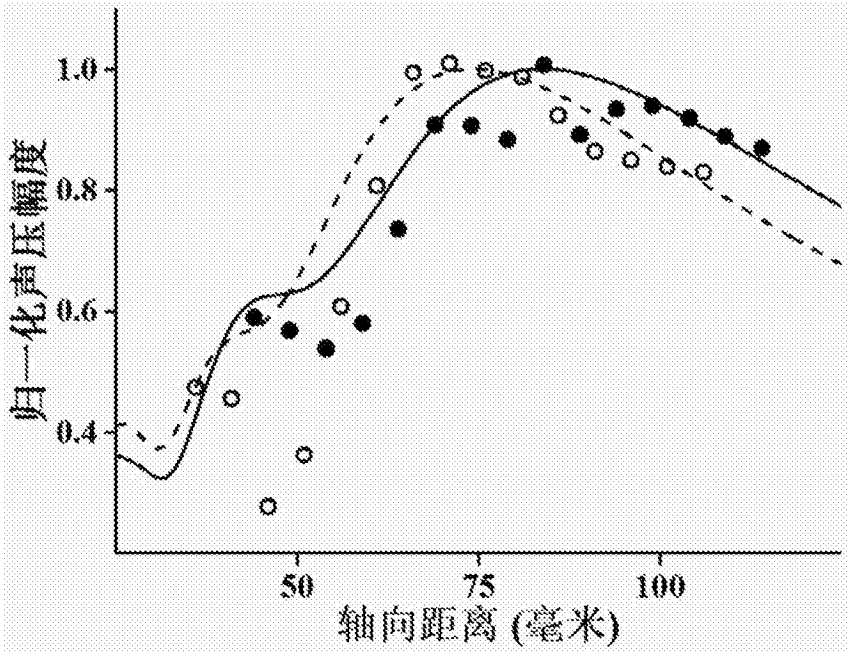


图 6

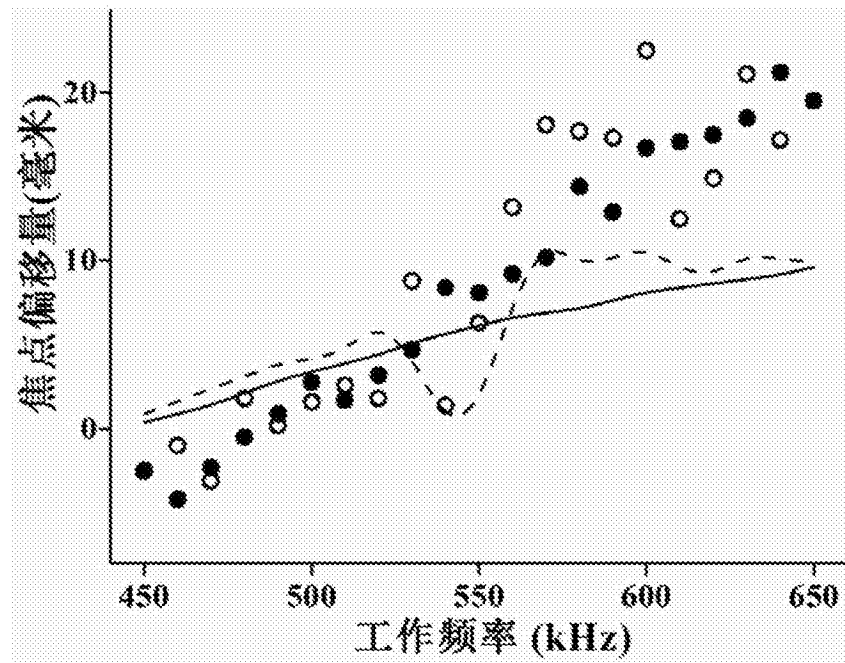


图 7

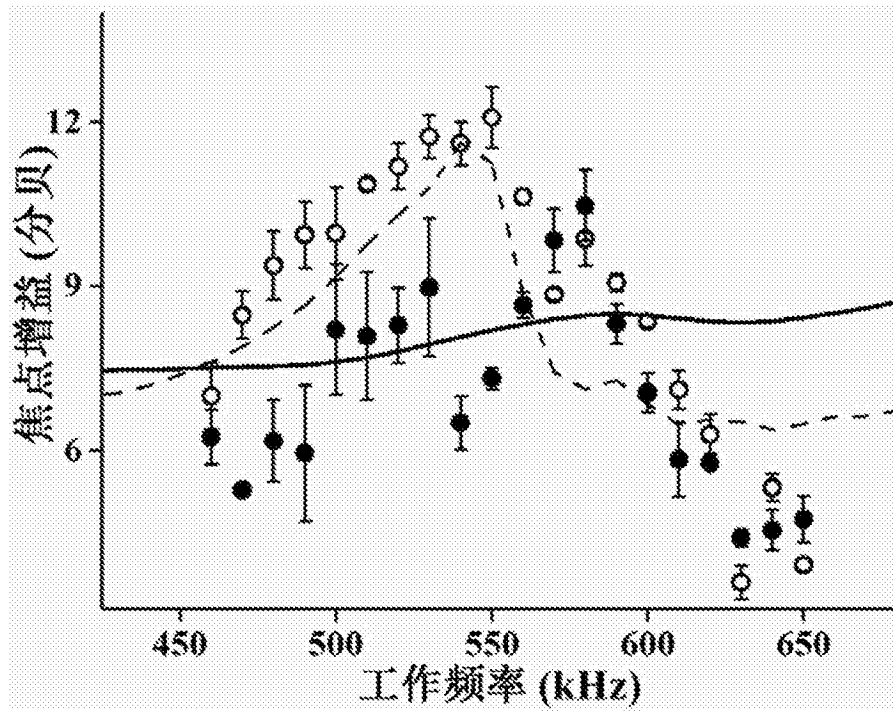


图 8

专利名称(译)	一种聚焦声透镜的设计方法		
公开(公告)号	CN105251140A	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	CN201510816714.4	申请日	2015-11-23
[标]申请(专利权)人(译)	南京大学		
申请(专利权)人(译)	南京大学		
当前申请(专利权)人(译)	南京大学		
[标]发明人	郭霞生 林洲 章东		
发明人	郭霞生 林洲 章东		
IPC分类号	A61N7/00 A61B8/00		
代理人(译)	蒋海军		
其他公开文献	CN105251140B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种聚焦声透镜的设计方法，属于聚焦超声领域。本发明通过传统聚焦声透镜的声辐射面构建声学人工结构，即在传统聚焦声透镜的声辐射面设置周期性分布的同心环状凹槽结构，并采用有限元模拟计算对凹槽的结构参数进行优化设计，从而能够在特定频率范围内抑制声焦点处径向旁瓣的幅度，同时提高声能的聚焦增益。采用本发明的设计方法设计出的声透镜可以应用于聚焦超声成像和聚焦超声治疗领域，相比于现有的声透镜聚焦装置，能够有效降低径向旁瓣幅度，提高聚焦增益，减小焦点位置的偏移。

