



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108175439 A

(43)申请公布日 2018.06.19

(21)申请号 201711295998.2

(22)申请日 2017.12.08

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路28号

(72)发明人 万明习 柏晨 张馨予 纪美伶

(74)专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公司 61200

代理人 范巍

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书1页 说明书4页 附图5页

(54)发明名称

低频经颅专用超声换能器及其应用

(57)摘要

本发明提供一种低频经颅专用超声换能器及其应用:本发明提供的超声换能器为中心频率在1.6MHz至2.3MHz之间,阵元数目为128阵元~256阵元的线阵、1.5D线阵或面阵换能器,该换能器大小能够较好的贴合颞骨进行成像,通过对上述超声换能器的成像实验,其穿透性更好,透过颅骨后的声压更强,成像效果更好,同时可以更好地提高成像的分辨率,从而可以作为经颅专用的超声换能器使用。本发明提供的低频超声换能器不仅可以进行B模式成像,也可以进行平面波、线性调频、宽聚焦等方式成像,可应用于经颅B超成像、经颅多普勒成像、经颅脉冲逆转成像中,提高图像质量。

1. 一种低频经颅专用超声换能器,其特征在于:该超声换能器包括由多个阵元构成的线阵、1.5D线阵或面阵;所述线阵中,阵元长度为8mm~12mm,阵元中心间距为0.15mm~0.25mm或0.25mm~0.35mm,有效孔径为19.2mm~32mm或32mm~44.8mm,中心频率为1.6MHz~2.3MHz,阵元数为128~256;所述1.5D线阵中,主轴阵元中心间距为0.25mm~0.35mm,主轴有效孔径为16mm~22.4mm,次轴阵元中心间距为4mm~6mm,次轴有效孔径为16mm~24mm,中心频率为1.6MHz~2.3MHz,阵元数为128~256;所述面阵中,主轴阵元中心间距为1mm~1.4mm,主轴有效孔径为16mm~22.4mm,次轴阵元中心间距为1mm~1.4mm,次轴有效孔径为16mm~22.4mm,中心频率为1.6MHz~2.3MHz,阵元数为128~256。

2. 根据权利要求1所述一种低频经颅专用超声换能器,其特征在于:所述超声换能器的阵元数为128或256。

3. 根据权利要求1所述一种低频经颅专用超声换能器,其特征在于:所述线阵的中心频率为1.8MHz~2.2MHz,1.5D线阵的中心频率为1.8MHz~2.2MHz,面阵的中心频率为1.6MHz~1.9MHz。

4. 根据权利要求1所述一种低频经颅专用超声换能器,其特征在于:所述超声换能器的脉冲宽度小于等于10 μ s,带宽大于等于60%,相邻阵元串扰小于等于-30dB,背材衰减小于等于-60dB。

5. 一种如权利要求1所述的低频经颅专用超声换能器在经颅B超成像、经颅多普勒成像或经颅脉冲逆转成像中的应用。

6. 根据权利要求5所述的应用,其特征在于:所述低频经颅专用超声换能器用于颅内血管成像。

低频经颅专用超声换能器及其应用

技术领域

[0001] 本发明属于超声检测及超声成像技术领域,具体涉及低频超声换能器阵列设计及应用。

背景技术

[0002] 超声成像是利用超声声束扫描人体,通过对反射信号的接收和处理,以获得内脏器官的图像。虽然超声成像可以对诸多人体组织和器官进行成像观察,但是对于颅内组织和血管的成像还处于发展阶段。目前超声技术对于颅骨内的监测主要采用经颅多普勒技术。颅内血管造影成像技术的发展为颅内监测和疾病的检测提供了更准确的方法。对颅内血管进行血管成像克服了经颅多普勒检测的许多缺点。

[0003] 超声波在人体骨骼中衰减明显,所以为使颅内血管成像效果更好,需要寻找颅骨最薄的地方进行研究。颅骨一共8块,由右额骨、筛骨、蝶骨、枕骨各一块,及颞骨、顶骨各一对组成。正常人的颅骨厚度在1~1.5cm之间,但是颅骨厚度不一,在额、定节处最厚,颞枕棱处最薄。经过实验,也验证在颞骨边缘超声波透过颅骨的声衰减最弱。所以颅内血管的造影成像主要通过颞骨。

[0004] 颅骨对超声波的衰减作用是影响超声技术对颅内血管及组织成像的主要因素,因此解决超声透过颅骨后的衰减问题是超声颅内血管成像技术的关键。虽然颞骨周围是颅骨最薄的部位,但是对超声波仍然具有很强的衰减作用。所以经颅超声换能器的设计应减少超声波衰减的同时保障成像的分辨率。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于提供一种低频经颅专用超声换能器及其应用,在克服了颅内血管成像超声波衰减的同时保障了成像的分辨率。

[0006] 为达到上述目的,本发明采用了以下技术方案:

[0007] 一种低频经颅专用超声换能器,该超声换能器包括由多个阵元构成的线阵、1.5D线阵或面阵;所述线阵中,阵元长度为8mm~12mm,阵元中心间距为0.15mm~0.25mm或0.25mm~0.35mm,有效孔径对应为19.2mm~32mm或32mm~44.8mm,中心频率为1.6MHz~2.3MHz,阵元数为128~256;所述1.5D线阵中,主轴阵元中心间距为0.25mm~0.35mm,主轴有效孔径为16mm~22.4mm,次轴阵元中心间距为4mm~6mm,次轴有效孔径为16mm~24mm,中心频率为1.6MHz~2.3MHz,阵元数为128~256;所述面阵中,主轴阵元中心间距为1mm~1.4mm,主轴有效孔径为16mm~22.4mm,次轴阵元中心间距为1mm~1.4mm,次轴有效孔径为16mm~22.4mm,中心频率为1.6MHz~2.3MHz,阵元数为128~256。

[0008] 优选的,所述超声换能器的阵元数为128或256。

[0009] 优选的,所述线阵的中心频率为1.8MHz~2.2MHz,1.5D线阵的中心频率为1.8MHz~2.2MHz,面阵的中心频率为1.6MHz~1.9MHz。

[0010] 优选的,所述超声换能器的脉冲宽度小于等于10 μ s,带宽大于等于60%,相邻阵元

串扰小于等于-30dB,背材衰减小于等于-60dB。符合实际设计要求,且提供多样化的工作模式。

[0011] 上述低频经颅专用超声换能器在经颅B超成像、经颅多普勒成像或经颅脉冲逆转成像中的应用。

[0012] 优选的,所述低频经颅专用超声换能器用于颅内血管成像(例如,脑血管超声造影成像)。利用低频超声换能器可以进一步提高成像质量,为颅内血管的检测提供更精确的信息。

[0013] 本发明的有益效果体现在:

[0014] 本发明提供的超声换能器为中心频率在1.6MHz至2.3MHz之间,阵元数目为128阵元~256阵元的面阵或线阵换能器,该换能器大小能够较好的贴合颞骨进行成像,通过对上述超声换能器的成像实验,本发明涉及的低频超声换能器的穿透性更好,透过颅骨后的声压比现有高频超声换能器更强,因此成像效果更好,同时可以更好地提高成像的分辨率,从而可以作为经颅专用的超声换能器使用。本发明提供的低频超声换能器不仅可以进行B模式成像,也可以进行平面波、线性调频、宽聚焦等方式成像,可应用于经颅B超成像、经颅多普勒成像、经颅脉冲逆转成像中,提高图像质量。

附图说明

[0015] 图1为实施例列举的第一类低频经颅超声线阵(linear array)换能器的阵元排列示意图;

[0016] 图2为实施例列举的第二类低频经颅超声线阵换能器的阵元排列示意图;

[0017] 图3为实施例列举的低频经颅超声1.5D线阵换能器的阵元排列示意图;

[0018] 图4为实施例列举的低频经颅超声面阵(plan array)换能器的阵元排列示意图;

[0019] 图5为经颅超声成像实验系统及流程图;

[0020] 图6为线阵换能器成像效果图,其中:(a)为图1所示换能器的仿真效果图,(b)为图2所示换能器的仿真效果图;

[0021] 图7为线阵换能器对猪脑仿体的成像效果图,其中:(a)为图1所示换能器的成像结果,(b)为图2所示换能器的成像结果;

[0022] 图8为图4所示的面阵换能器成像仿真效果图。

具体实施方式

[0023] 下面结合附图和实施例对本发明做进一步的详细说明。

[0024] 本发明设计了专门应用于经颅成像的低频超声换能器,设计特点如下:

[0025] 1) 高分辨率

[0026] 超声波频率越低,成像的分辨率越低,所以为了得到成像效果最好的超声图像,本发明为多阵元超声换能器。多阵元可以保证一定的有效孔径,成像分辨率不会过低,从而减少低频对成像质量的影响。

[0027] 2) 小区域成像

[0028] 颞骨是颅骨中超声波衰减最弱的地方,因此经颅超声成像采取颞骨位置成像。为了贴合颞骨便于经颅成像,本发明在保证换能器性能的前提下尽可能的减小换能器尺寸,

方便换能器贴合头部采集图像。

[0029] 3) 低频

[0030] 由于超声波的声衰减特性,为了使颅内血管成像更加清晰,利用特定的低频超声换能器对颅内血管进行成像观察,可以减少颅骨对超声波的衰减作用。本发明所采用的低频超声换能器中心频率为1.6MHz~2.3MHz,减少超声波透过颅骨时的衰减。

[0031] 本发明具体设计了两类线阵、一类面阵和一类1.5D线阵超声换能器:

[0032] 第一类线阵换能器尺寸较小,为较高灵敏度低频超声换能器。换能器阵元中心间距为0.15mm至0.25mm,阵元长度为8mm至12mm,有效孔径为19.2mm至32mm,共128阵元,中心频率为1.8MHz至2.2MHz,声阻抗匹配为Rexolite (2.5MRayl),脉冲宽度(-20dB) 小于等于10 μ s,可发射单频短脉冲,或长时间脉冲序列,如线性调频信号、编码激励信号等,带宽大于等于60%,灵敏度一致性为 ± 3 dB,相邻阵元串扰小于等于-30dB,背材衰减小于等于-60dB。这一类低频超声换能器单个阵元较窄,有效孔径较短,成像分辨率较高,但是阵元面积也较小,适合较小区域、对成像区域面积要求较高的经颅成像。

[0033] 第二类线阵换能器尺寸较大,为高灵敏度低频超声换能器。换能器阵元中心间距为0.25mm至0.35mm,阵元长度为8mm至12mm,有效孔径为32mm至44.8mm,共128阵元,中心频率为1.8MHz至2.2MHz,声阻抗匹配为Rexolite (2.5MRayl),脉冲宽度(-20dB) 小于等于10 μ s,可发射单频短脉冲,或长时间脉冲序列,如线性调频信号、编码激励信号等,带宽大于等于60%,灵敏度一致性为 ± 3 dB,相邻阵元串扰小于等于-30dB,背材衰减小于等于-60dB。这一类低频超声换能器单个阵元较宽,有效孔径相对于第一类换能器较大,可以提高成像分辨率。但是阵元面积也较大,适合较大区域的经颅成像。

[0034] 第三类换能器为1.5D低频超声换能器。换能器主轴阵元中心间距为0.25mm至0.35mm,主轴有效孔径为16mm至22.4mm,次轴阵元中心间距为4mm至6mm,次轴有效孔径为16mm至24mm,共256阵元,中心频率为1.8MHz至2.2MHz,脉冲宽度(-20dB) 小于等于10 μ s,可发射单频短脉冲,或长时间脉冲序列,如线性调频信号、编码激励信号等,带宽大于等于60%,灵敏度一致性为每一阵元 ± 3 dB,相邻阵元串扰小于等于-30dB,背材衰减小于等于-60dB。这一类换能器在次轴方向上可以加大有效孔径,提高成像分辨率和灵敏度。同时,主轴有效孔径比第一、二类线阵换能器要小,可在区域较小的部位成像。

[0035] 第四类换能器为面阵低频超声换能器。换能器主轴阵元中心间距为1mm至1.4mm,主轴有效孔径为16mm至22.4mm,次轴阵元中心间距为1mm至1.4mm,次轴有效孔径为16mm至22.4mm,共256阵元,中心频率为1.6MHz至1.9MHz,脉冲宽度(-20dB) 小于等于10 μ s,可发射单频短脉冲,或长时间脉冲序列,如线性调频信号、编码激励信号等,带宽大于等于60%,灵敏度一致性为每一阵元 ± 3 dB,相邻阵元串扰小于等于-30dB,背材衰减小于等于-60dB。这一类面阵换能器相比于低频线阵换能器,可用于三维超声成像。

[0036] 实验例

[0037] 参见图1,第一类低频超声线阵换能器的举例中,阵元数为128,阵元中心间距0.2mm,阵元长度10mm,中心频率2MHz,带宽80%。

[0038] 参见图2,第二类低频超声线阵换能器的举例中,阵元数为128,阵元中心间距0.3mm,阵元长度10mm,中心频率2MHz,带宽80%。

[0039] 参见图3,低频超声1.5D线阵换能器的举例中,阵元数为256,按照64(主轴) $\times$ 4(次

轴)排列,阵元主轴中心间距0.3mm,次轴中心间距5mm,中心频率2MHz,带宽60%。

[0040] 参见图4,低频超声面阵换能器的举例中,阵元数为256,按照 16×16 排列,阵元中心间距均为1.2mm,中心频率1.75MHz,带宽70%。

[0041] 上述低频超声换能器的中心频率范围在1.6MHz至2.2MHz之间,超声波透过颅骨后的衰减较小。而且换能器阵元数目为128阵元或256阵元,阵元数目较多时换能器有效孔径较大,提高成像分辨率。上述特征符合经颅超声成像换能器的要求。

[0042] 参见图5,本实验利用不同的低频超声换能器透过颅骨模型对血管模型进行微泡造影成像,由于真实颅骨难以得到并且不易于操作,因此实际实验中利用3D打印技术打印出与真实人体组织声衰减较为接近的模型(Chen B.,Meiling J.et al.,“Design and Characterization of an Acoustically and Structurally Matched 3D-Printed Model for Transcranial Ultrasound Imaging”,IEEE Transactions on Ultrasonics, Ferroelectrics,and Frequency Control),模型内含有脑组织仿体,造影微泡按照血管仿体的管道以流动泵推动持续流经脑组织仿体。低频超声换能器在开放式超声成像平台主机的控制下发射低频超声信号、接收回波信号并将回波信号传送至主机;主机将回波信号传输至开放式超声成像平台接收模块;接收模块对收到的回波信号采样、存储为射频采样数据并传送给计算机;计算机对回波射频采样数据进行波束合成等处理,随后依照标准的成像过程显示得到超声图像。

[0043] 实验过程中将对应的低频超声换能器置于颅骨模型的颞骨处进行对血管模型的成像观察,随后对成像原始数据进行处理(波束合成方法,例如可选取压缩自适应波束合成方法),与普通超声换能器(目前超声设备常用的中心频率较高、用于浅表观测的线阵超声换能器,例如中心频率8~10MHz)成像进行对比。

[0044] 参见图6,通过比较图1所示换能器与图2所示换能器成像仿真结果,可以看出,图1所示换能器与图2所示换能器仅存在尺寸差异,图1换能器中心间距为0.2mm,称其为小线阵;图2换能器中心间距为0.3mm,称其为大线阵。在中心频率和阵元数目相同的情况下,换能器尺寸越小,与颞骨尺寸越贴合。但是换能器尺寸越大,有效孔径越大,成像效果越好。如图6所示,可以明显看出图2所示换能器仿真成像分辨率优于图1所示换能器成像分辨率。

[0045] 参见图7,通过比较图1所示换能器与图2所示换能器对猪脑仿体成像结果,可以看出,成像结果所示与图6结果一致,图2所示大线阵换能器的成像效果优于图1所示小线阵换能器成像结果。通过对比还可以看出,图1所示的小线阵换能器更适合小区域成像,在保证成像分辨率的基础上,对于经颅成像具有更好的操作灵活性。而图2所示的大线阵换能器成像分辨率更好,更适合对图像要求更高的超声成像。

[0046] 参见图8,由图4所示面阵换能器成像仿真结果,可以看出,本发明设计的面阵换能器在超声成像时也具有较好的分辨率。

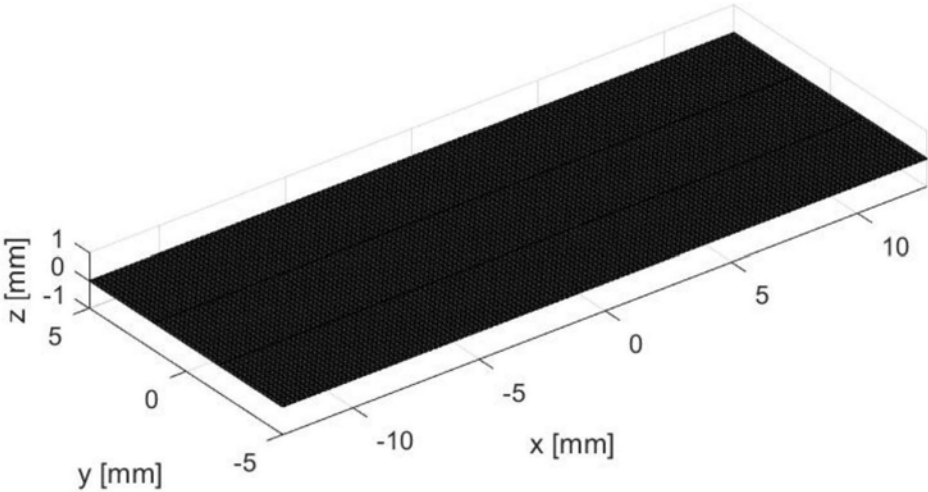


图1

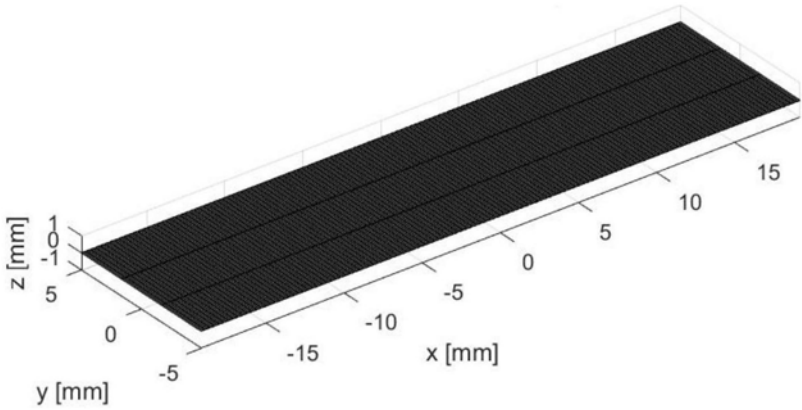


图2

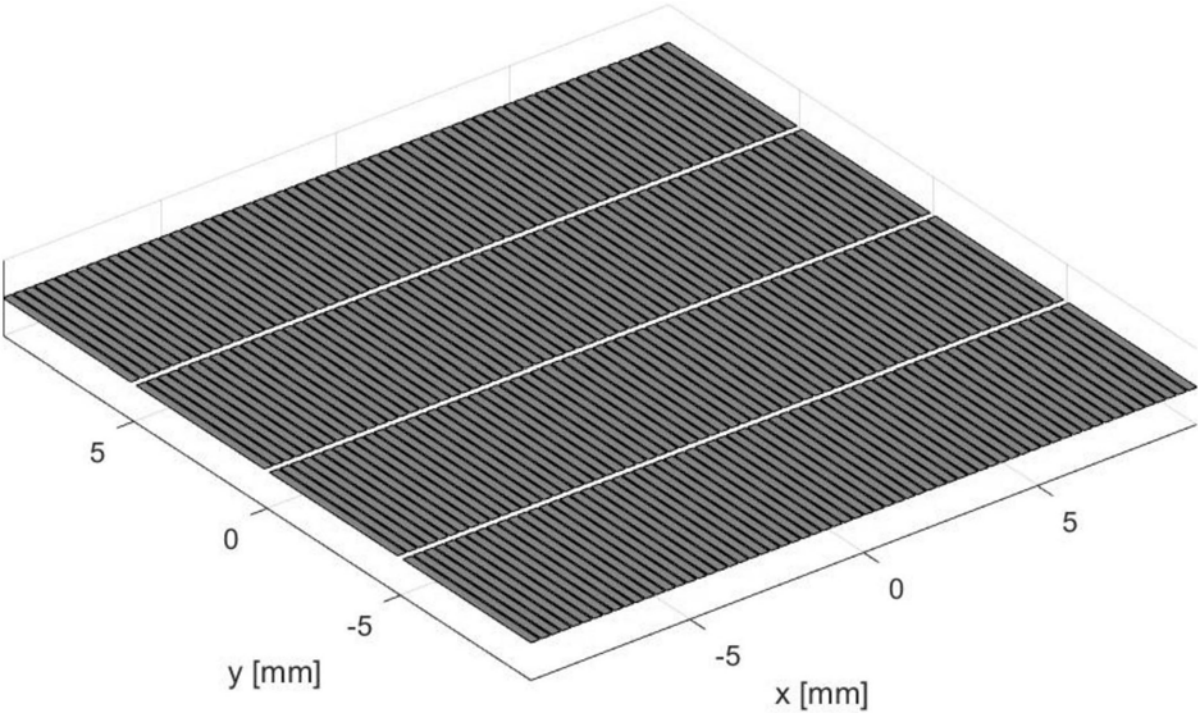


图3

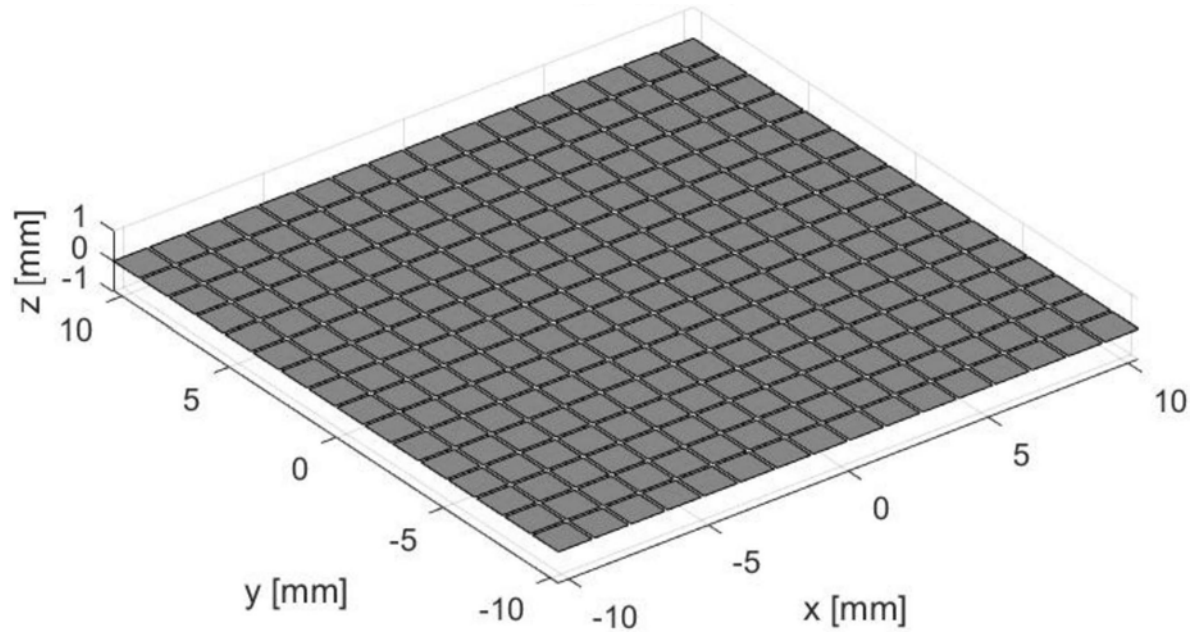


图4

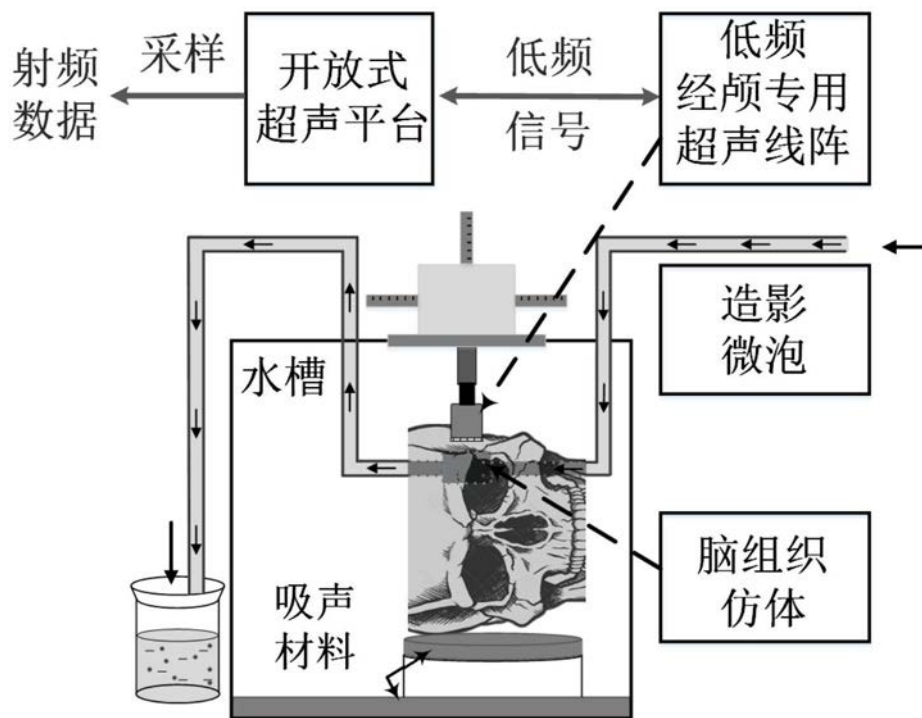


图5

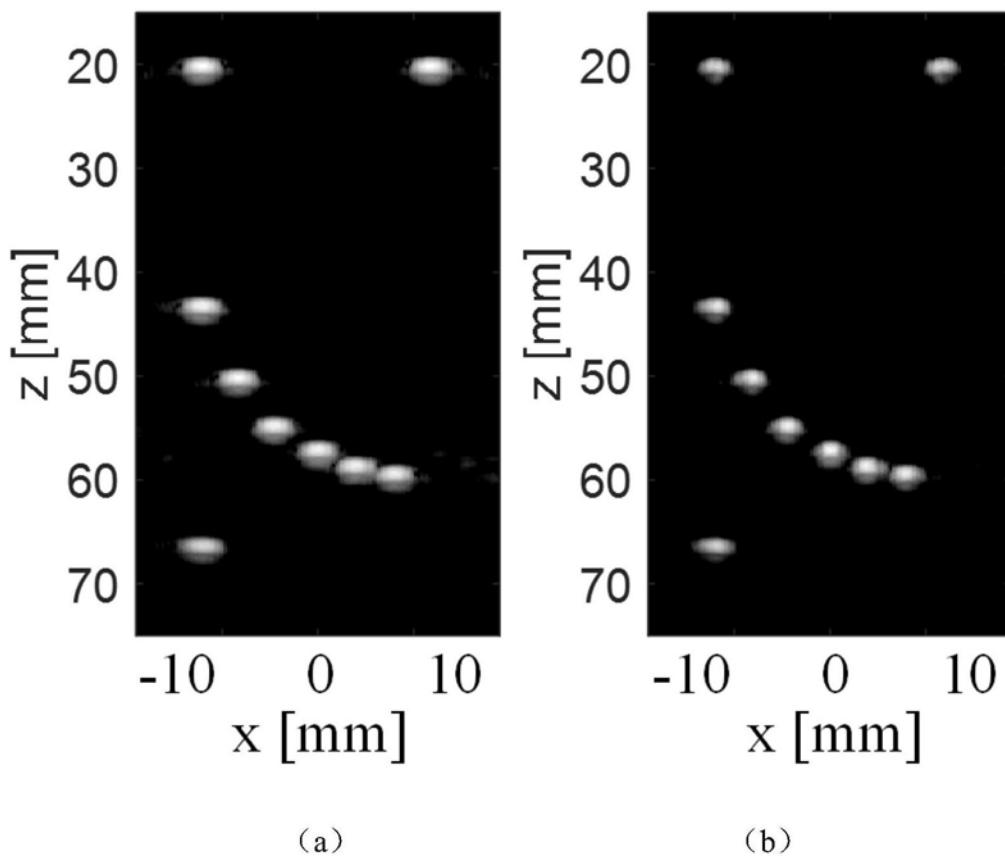


图6

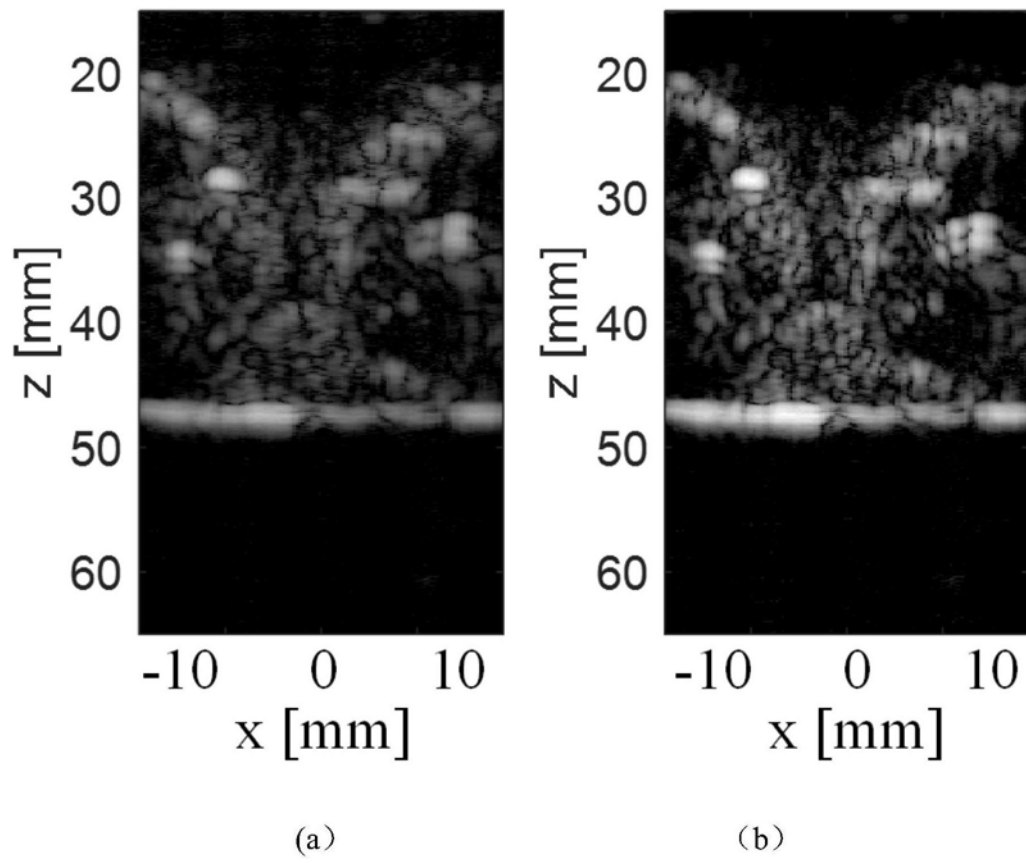


图7

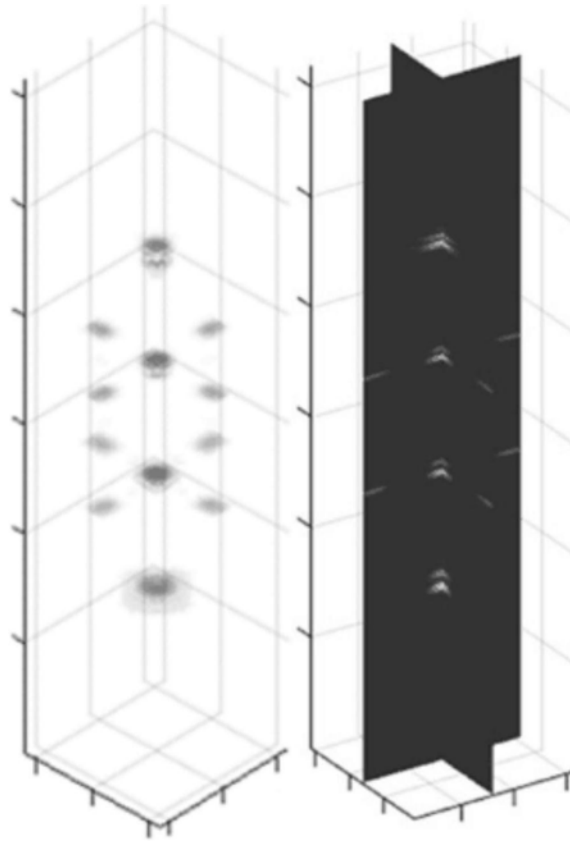


图8

专利名称(译)	低频经颅专用超声换能器及其应用		
公开(公告)号	CN108175439A	公开(公告)日	2018-06-19
申请号	CN2017111295998.2	申请日	2017-12-08
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	万明习 柏晨 张馨予 纪美伶		
发明人	万明习 柏晨 张馨予 纪美伶		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4494 A61B8/0816 A61B8/4483		
代理人(译)	范巍		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种低频经颅专用超声换能器及其应用：本发明提供的超声换能器为中心频率在1.6MHz至2.3MHz之间，阵元数目为128阵元~256阵元的线阵、1.5D线阵或面阵换能器，该换能器大小能够较好的贴合颞骨进行成像，通过对上述超声换能器的成像实验，其穿透性更好，透过颅骨后的声压更强，成像效果更好，同时可以更好地提高成像的分辨率，从而可以作为经颅专用的超声换能器使用。本发明提供的低频超声换能器不仅可以进行B模式成像，也可以进行平面波、线性调频、宽聚焦等方式成像，可应用于经颅B超成像、经颅多普勒成像、经颅脉冲逆转成像中，提高图像质量。

