



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103549977 A

(43) 申请公布日 2014. 02. 05

(21) 申请号 201310540875. 6

(22) 申请日 2013. 11. 05

(71) 申请人 深圳大学

地址 518000 广东省深圳市南山区深圳大学
南校区医学院 516 室

(72) 发明人 彭珏 陈思平 汪天富 张新宇
陈昕

(74) 专利代理机构 深圳市千纳专利代理有限公司
44218

代理人 康宇宁

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

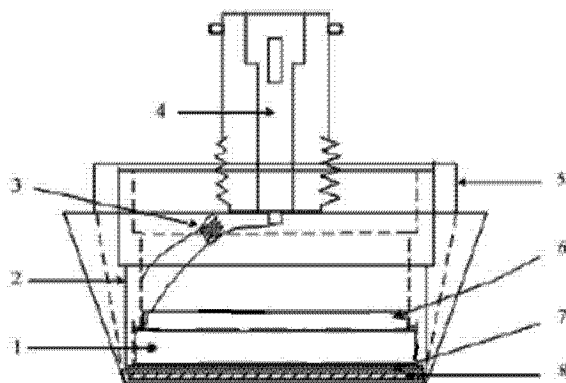
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54) 发明名称

一种经颅多普勒平面环形相控阵探头

(57) 摘要

本发明申请提供一种经颅多普勒平面环形相控阵探头,包括压电振子、金属屏蔽壳体、电子调谐电路、同轴电缆、外壳、背衬、匹配层和声透镜,其中,压电振子为包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环,各阵元采用独立引线控制,各阵元的面积相等,且各阵元的路径差相同,每一个独立阵元采用特定的时间延时激励,可获得超声波束传播方向上的动态聚焦。本发明申请利用平面环形相控阵列,通过在发射或接收时对各阵元进行依次延时,实现发射聚焦或者接收聚焦,从而使得焦点连续可调,可将超声波束进行有效可控地收窄,景深长,具有可变孔径、可变焦点、可变迹等优点,能综合提高系统的侧向分辨率,有效提高信噪比。



1. 一种经颅多普勒平面环形相控阵探头,其特征在于:包括压电振子、金属屏蔽壳体、电子调谐电路、同轴电缆、外壳、背衬、匹配层和声透镜,压电振子为包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环,各阵元采用独立引线控制,各阵元的面积相等,且各阵元的路径差相同,每一个独立阵元采用特定的时间延时激励,可获得超声波束传播方向上的动态聚焦。

2. 根据权利要求1所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头,其特征在于:所述的阵元环,对各个独立的阵元施加不同的延时激励信号,使加载在外环上的电脉冲时延量最少,内圆环上的电脉冲时延逐级增加,从而使各环先后发出声脉冲,在声场中形成会聚的波阵面,使得经颅多普勒探头能够在轴线上指定点处实现声束聚焦,接收回波信号同样采取延时聚焦的方式。

3. 根据权利要求1或2所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头,其特征在于,所述环形相控阵的设计尺寸由以下公式推导:

$$\gamma = \frac{D^2}{8RN}$$

其中D是阵元的直径, γ 是阵元间的路径差,R是焦距,N为阵元的数目,路径差的确定可以由环型相控阵的延迟时间求得:

$$\gamma = t * v$$

其中,t是延迟时间,v是超声在人体组织中的传播速度,只需要确定了 γ ,R,N,就可以根据公式推导出环形相控阵的尺寸。

4. 根据权利要求1或2所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头,其特征在于:所述压电振子包括压电陶瓷、压电单晶或者压电复合材料。

5. 根据权利要求1或2所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头,其特征在于:所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头包括5~8个或以上的阵元环。

一种经颅多普勒平面环形相控阵探头

技术领域

[0001] 本发明申请涉及一种焦距可调节的经颅多普勒(TCD, Transcranial Doppler)探头结构,特别是涉及一种用于经颅多普勒成像系统的平面多通道阵列式探头,具有极佳的指向性,且焦距连续可调,属于医疗诊断超声系统技术领域。

背景技术

[0002] 经颅超声多普勒(TCD)是用频谱多普勒对颅底动脉血流动力学进行评价的一种无创性检查方法。TCD 检查适用于脑血管畸形、脑血管痉挛、颅内压增高、脑动脉狭窄和闭塞、颈内动脉狭窄和闭塞、偏头疼、椎动脉-基底动脉供血不足、证实脑死亡、手术中及术后监测脑动脉、锁骨下动脉盗血综合症等,已广泛地应用于临床。

[0003] 经颅多普勒仪包括经颅多普勒主机和探头(换能器),经颅多普勒探头,主要是采用单阵元探头,简称单探头,可进一步分为两类:脉冲波多普勒(pulsed wave Doppler, PW)探头和连续波多普勒(continuous wave Doppler, CW)探头。连续多普勒探头采用两个换能器,一个换能器上的晶片连续不间断地发射连续超声波信号,另一个换能器上的晶片接收返回的连续波信号。脉冲多普勒探头采用单个换能器,间隔一定时间规律间歇地发射和接收超声波。临床上常用的是 2MHz 左右频率的脉冲波探头,使超声波穿透颅骨较薄的部分(透声窗),对颅底血管进行扫描,部分超声波被血管中的红细胞反射,由于血流是流动的,根据多普勒效应,发射超声波和接收回波之间会产生频差,对频差大小及方向的分析处理即可得到受检血管的血流状况和各种参数。全系列不同频率的探头,包括 2MHz、4MHz、8MHz 和 16MHz。探头的频率越低,超声波的穿透能力越强,但是分辨率差,图像粗糙,反之,探头频率越高,穿透力越弱,但分辨率高,图像细腻。不同频率的探头,适用于不同的检查部位:1MHz 或 1.6MHz 脉冲波,适用于老年人颞窗闭合严重情形下的颅内血管检测;2MHz 脉冲波,适用于颅内血管检测;4MHz 连续波,适用于颈外段血管检测;8MHz 连续波适用于皮肤表层血管检测;16MHz 及 20MHz 脉冲波,适用于手术中及动物实验过程浅表血管检测。

[0004] 目前的经颅多普勒探头,主要是采用单阵元探头,简称单探头。所谓单探头,即压电振子为一片压电晶片,压电晶片具有压电效应;而当压电晶片受电脉冲激励后会产生振动,发出超声波。从材料的角度讲,可以是压电陶瓷、压电单晶、压电聚合物、压电复合材料等。匹配层可以是单层匹配,也有双层匹配或是三层及三层以上匹配。为提高系统的侧向分辨率,往往在辐射面的最前方用软性的声透镜来实现超声波束聚焦,或者直接将压电振子做成球壳的形状,实现自聚焦。由于这种聚焦方式,是采用几何聚焦的原理,焦点固定且唯一,由声透镜或者球壳状压电振子的曲率半径以及超声在人体组织中的传播声速决定,且焦距深度有限。

发明内容

[0005] 为解决现有 TCD 单元探头焦点固定的问题,本发明申请利用平面环形相控阵列,通过在发射或接收时对各阵元进行依次延时,实现发射聚焦或者接收聚焦,从而使得焦点

连续可调,可将超声波束进行有效可控地收窄,景深长,综合提高侧向分辨率,有效提高信噪比。同时,医生可以在操作过程中通过阵元延时量的微调,精确定位所需观察的流速最快区域,并作进一步的详细检查。

[0006] 具体来说,本发明申请所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头,包括压电振子、金属屏蔽壳体、电子调谐电路、同轴电缆、外壳、背衬、匹配层和声透镜,其中,压电振子为包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环,各阵元采用独立引线控制,各阵元的面积相等,且各阵元的路径差相同,每一个独立阵元采用特定的时间延时激励,可获得超声波束传播方向上的动态聚焦。

[0007] 进一步的,所述的阵元环,对各个独立的阵元施加不同的延时激励信号,使加载在外环上的电脉冲时延量最少,内圆环上的电脉冲时延逐级增加,从而使各环先后发出声脉冲,在声场中形成会聚的波阵面,使得经颅多普勒探头能够在轴线上指定点处实现声束聚焦,接收回波信号同样采取延时聚焦的方式。

[0008] 进一步的,所述环形相控阵的设计尺寸由以下公式推导:

$$[0009] \quad \gamma = \frac{D^2}{8RN}$$

[0010] 其中 D 是阵元的直径, γ 是阵元间的路径差, R 是焦距, N 为阵元的数目,路径差的确定可以由环型相控阵的延迟时间求得:

$$[0011] \quad \gamma = t * v$$

[0012] 其中, t 是延迟时间, v 是超声在人体组织中的传播速度,只需要确定了 γ , R, N, 就可以根据公式推导出环形相控阵的尺寸。

[0013] 进一步的,所述压电振子包括压电陶瓷、压电单晶或者压电复合材料。

[0014] 进一步的,本发明申请可以设计成任意数量的阵元环,从环形相控阵的辐射声场特性来看,阵元数越多越能获得理想的球凹面聚焦效果,但是 TCD 平面环形相控阵由于采用的是等面积法,阵元数越多,外环的宽度越窄,制作的工艺难度和精密程度越高,因此需要选取一个合理的阵元数目,通常优选 5 ~ 8 个或以上的阵元环。

[0015] 本发明申请所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头,各阵元独立引线控制,采用的是等面积阵元结构,阵元的电学阻抗特性具有较好的一致性,而且各阵元的路径差相同,即激励信号的延迟时间量相同,可以简化激励和接收电路的设计;且工作频率、阵元数目、焦距、各阵元的半径等参数均采用一维环型相控阵设计规范,对每一个独立阵元采用特定的时间延时激励,可获得超声波束传播方向上的动态聚焦。

[0016] 本发明申请中,多通道平面环阵结构具有以下优点:

[0017] 1、可变孔径,通过电路开关设置,例如近场工作阵元为 5 个,远场工作阵元增加到 8 个,从而使孔径变大,可以减少因人体组织对超声波的衰减而引起的不同深度处的反射信号间的巨大差异;

[0018] 2、可变焦点,对不同的物理通道施加不同的时间延迟,可以使轴线上的焦距发生变化,通过适当的电子控制,可根据要求实现多个焦点的聚焦声束,使得分辨率大幅提高;

[0019] 3、可变迹,在发射或接收时,对于阵列的各个阵元采用幅度加权的发射,具体的加权函数可以不同;

[0020] 4、聚焦区域侧向分辨率一致。

附图说明

[0021] 图 1 是本发明申请所述经颅多普勒平面环形相控阵探头实施例的示意图；

[0022] 图 2 是本发明申请环型相控阵压电振子设计原理图, 2-a 为俯视图及 2-b 剖面图；图 3 是本发明申请环型相控阵结构剖面图；

[0023] 图 4 是本发明申请所述经颅多普勒平面环形相控阵探头的平面环阵激励及接收聚焦示意图；

[0024] 其中, 1 为压电振子、2 为金属屏蔽壳体、3 为电子调谐电路、4 为同轴电缆、5 为外壳、6 为背衬、7 为匹配层、8 为声透镜、9 为电极。

具体实施方式

[0025] 下面结合具体实施例对本发明申请所述的技术内容进行非限制性的解释和说明, 目的是为了公众更好地理解所述的技术内容。

[0026] 如图 1 所示, 本发明申请所述的经颅多普勒平面环形相控阵探头, 包括压电振子 1、金属屏蔽壳体 2、电子调谐电路 3、同轴电缆 4、外壳 5、背衬 6、匹配层 7 和声透镜 8, 其中, 压电振子 1 为包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环, 优选 5 ~ 8 个或以上的阵元环, 所述压电振子包括压电陶瓷、压电单晶或者压电复合材料。如图 2-a 和 2-b 所示, 各阵元采用独立引线控制, 各阵元的面积相等, 且各阵元的路径差相同, 每一个独立阵元采用特定的时间延时激励, 可获得超声波束传播方向上的动态聚焦。所述的阵元环, 对各个独立的阵元施加不同的延时激励信号, 使加载在外环上的电脉冲时延量最少, 内圆环上的电脉冲时延逐级增加, 从而使各环先后发出声脉冲, 在声场中形成会聚的波阵面, 使得经颅多普勒探头能够在轴线上指定点处实现声束聚焦, 接收回波信号同样采取延时聚焦的方式。

[0027] 其中, 所述环形相控阵的设计尺寸由以下公式推导：

$$[0028] \quad \gamma = \frac{D^2}{8RN}$$

[0029] 其中 D 是阵元的直径, γ 是阵元间的路径差, R 是焦距, N 为阵元的数目, 路径差的确定可以由环型相控阵的延迟时间求得：

$$[0030] \quad \gamma = t * v$$

[0031] 其中, t 是延迟时间, v 是超声在人体组织中的传播速度, 只需要确定了 γ , R, N, 就可以根据公式推导出环形相控阵的尺寸。

[0032] 为减少各个阵元间的串扰, 环阵探头往往可以将对应的背衬以及匹配层都隔离开, 附图 3 给出了背衬隔离的实施示意图。发射超声波束的聚焦与接收回波信号的聚焦原理是相同的, 聚焦效果的计算是互易的, 以接收聚焦为例, 如图 4 所示的 5 个同心的独立阵元, 阵元 No1 在最外侧, No5 处在 5 个阵元的几何中心。从轴线上的目标散射回换能器的信号, 将首先到达阵元 No5, 然后依次到达 No4、No3、No2 和 No1, 由于到达 5 个独立阵元的信号来自同一个目标, 因此, 将阵元 No1 ~ 4 的输出信号各延迟一个适当的时间, 使得最终到达和点的来自 5 个阵元的信号同相位叠加。对于不在轴线上的反射及散射目标引起的回波, 合成信号则明显减小, 这就达到了接收聚焦的效果, 根据目标焦距的深度不同, 则采用不同的延序列。

[0033] 应该明确的是,上述的内容包括附图,均不是对所述技术方案的限制,凡以相同或近似原理对所述技术方案的任意改进,包括对各部分结构的形状、尺寸、所用材质,或功能相似元件的等同替换,都在本发明申请所要求的技术方案之内。

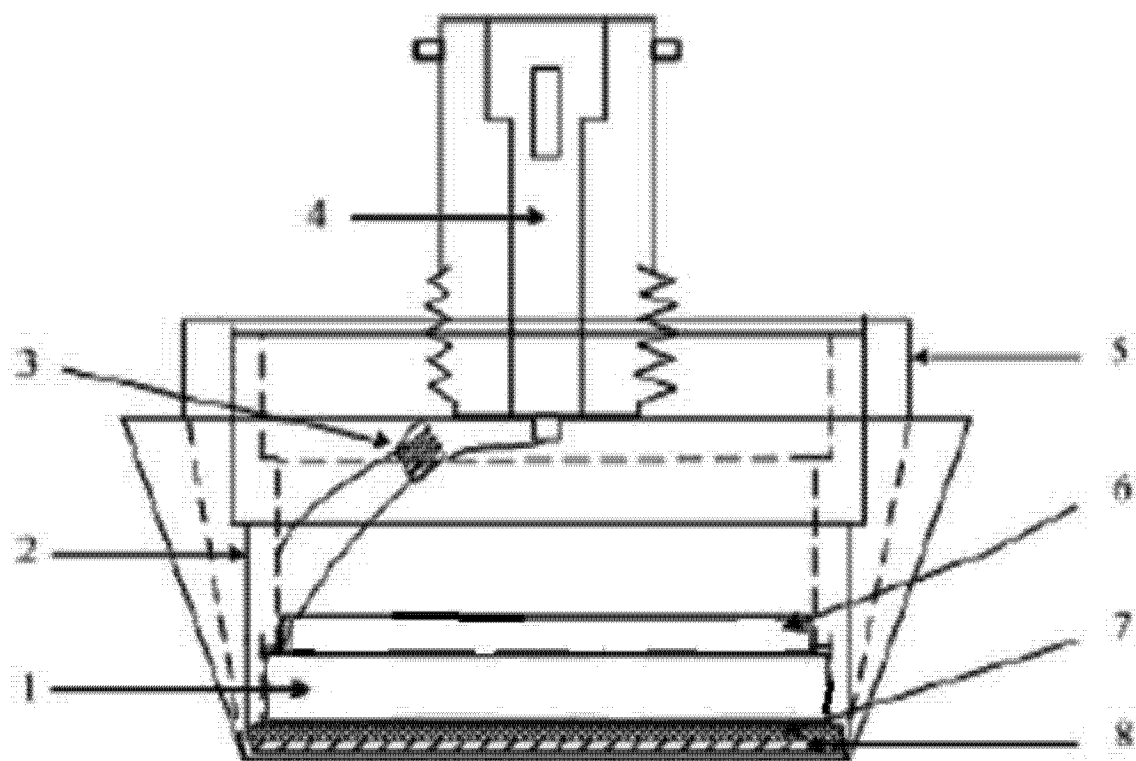


图 1

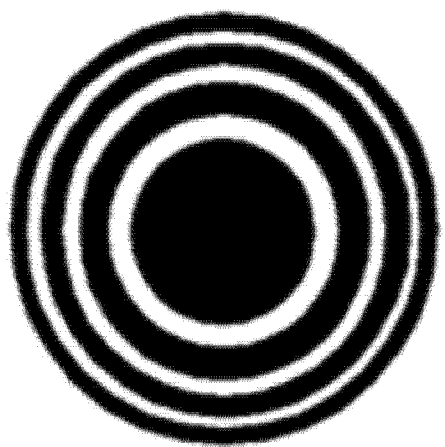


图 2-a

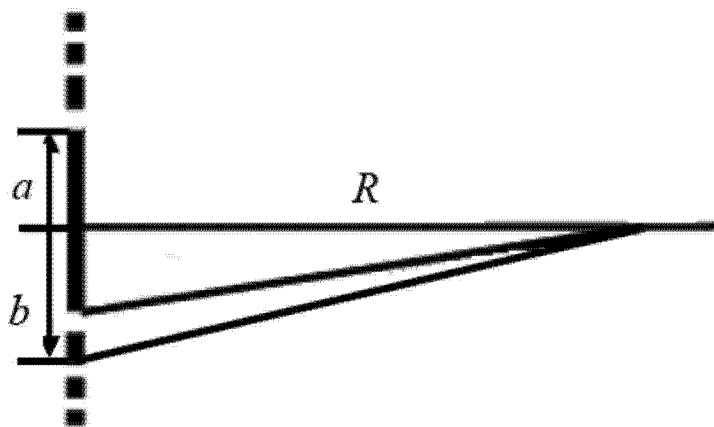


图 2-b

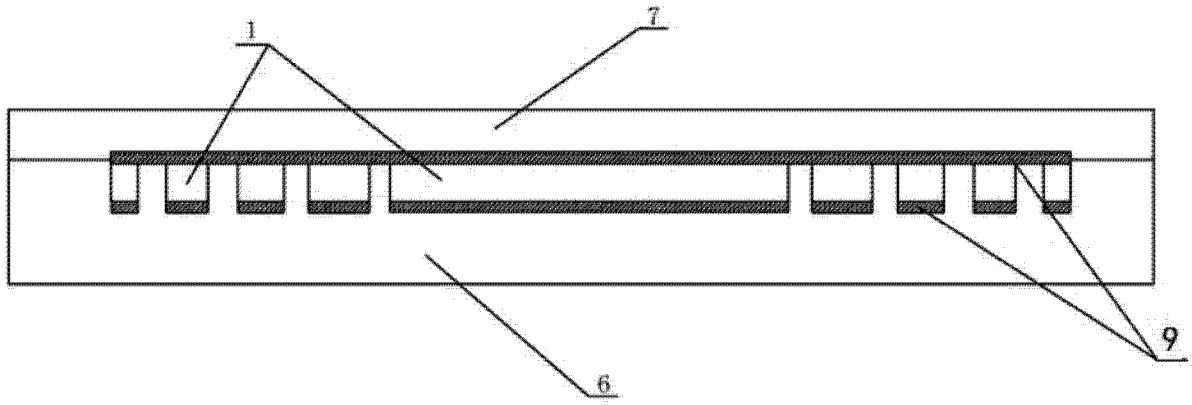


图 3

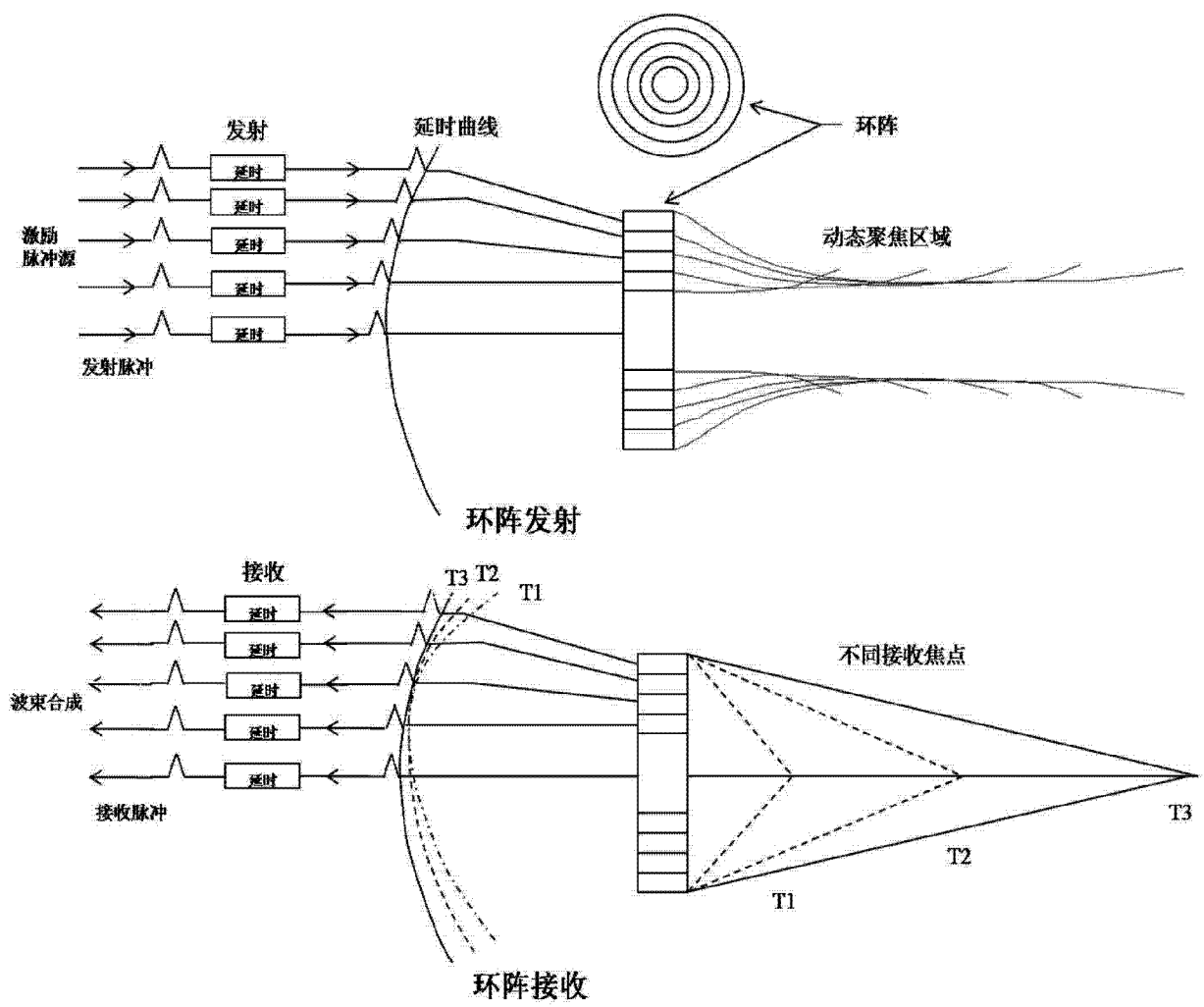


图 4

专利名称(译)	一种经颅多普勒平面环形相控阵探头		
公开(公告)号	CN103549977A	公开(公告)日	2014-02-05
申请号	CN201310540875.6	申请日	2013-11-05
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
申请(专利权)人(译)	深圳大学		
当前申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	彭珏 陈思平 汪天富 张新宇 陈昕		
发明人	彭珏 陈思平 汪天富 张新宇 陈昕		
IPC分类号	A61B8/06		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明申请提供一种经颅多普勒平面环形相控阵探头，包括压电振子、金属屏蔽壳体、电子调谐电路、同轴电缆、外壳、背衬、匹配层和声透镜，其中，压电振子为包括一个以上按照同心圆呈环形分布的阵元环，各阵元采用独立引线控制，各阵元的面积相等，且各阵元的路径差相同，每一个独立阵元采用特定的时间延时激励，可获得超声波束传播方向上的动态聚焦。本发明申请利用平面环形相控阵列，通过在发射或接收时对各阵元进行依次延时，实现发射聚焦或者接收聚焦，从而使得焦点连续可调，可将超声波束进行有效可控地收窄，景深长，具有可变孔径、可变焦点、可变迹等优点，能综合提高系统的侧向分辨率，有效提高信噪比。

