



(12) 实用新型专利

(10) 授权公告号 CN 212327216 U

(45) 授权公告日 2021.01.12

(21) 申请号 202021427449.3

(ESM) 同样的发明创造已同日申请发明专利

(22) 申请日 2020.07.20

(66) 本国优先权数据

202021377335.2 2020.07.14 CN

(73) 专利权人 上海释康企业管理咨询合伙企业  
(有限合伙)

地址 201306 上海市浦东新区中国(上海)  
自由贸易试验区临港新片区环湖西二  
路888号C楼

(72) 发明人 郝良适 郝长宁

(74) 专利代理机构 上海汉声知识产权代理有限  
公司 31236

代理人 胡晶

(51) Int. Cl.

A61N 7/00 (2006.01)

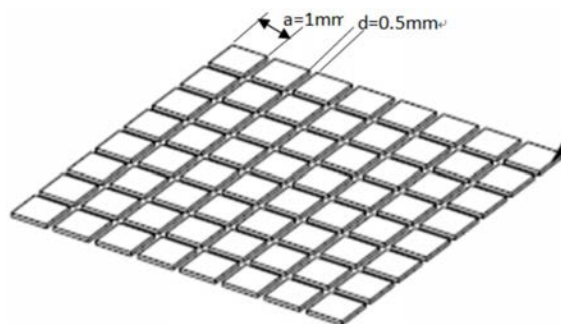
权利要求书1页 说明书3页 附图3页

(54) 实用新型名称

一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统

(57) 摘要

本实用新型公开了一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,包括基阵、电极引出层、PCB板和控制器,基阵包括多个阵元,基阵的背面焊接有针脚,基阵通过插针的方式安装到电极引出层,电极引出层的针脚对应着相应的阵元,电极引出层贴到PCB板上,PCB控制相应阵元的发射延迟,PCB板与控制器连接,控制器用于设置相控阵探头的聚焦角度、深度、强度和作用时间。本实用新型利用医学研究中肿瘤血管特异分子或肿瘤特异性分子对表达,在量子点和声敏剂对该分子同时标记基础上,通过相控阵声动力的空间、时间分辨率技术,进行准确定位、精确声能量释放,实现对肿瘤血管或肿瘤靶向分子聚焦成像与定量靶向分子的声动力精准治疗的目的。



1. 一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,包括基阵、电极引出层、PCB板和控制器,所述基阵包括多个阵元,所述基阵的背面焊接有针脚,所述基阵通过插针的方式安装到所述电极引出层,所述电极引出层的针脚对应着相应的所述阵元,所述电极引出层贴到所述PCB板上,所述PCB控制相应所述阵元的发射延迟,所述PCB板与所述控制器连接,所述控制器用于设置相控阵探头的聚焦角度、深度、强度和作用时间。

2. 根据权利要求1所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,各个所述阵元之间进行灌胶处理,各个所述阵元通过所述控制器控制独立工作。

3. 根据权利要求1所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,所述阵元由压电晶片切割而成。

4. 根据权利要求1所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,所述阵元的尺寸为 $1\text{mm}\times 1\text{mm}$ 。

5. 根据权利要求4所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,所述阵元的中心间距为 $1.5\text{mm}$ 。

6. 根据权利要求1所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,所述阵元的数量为 $20\times 20$ 。

7. 根据权利要求6所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,发射信号时,每一行所述阵元形成一个聚焦点,水平方向的所有阵元的聚焦点将形成一条扫描线,通过沿扫描方向快速移动扫描线,实现扫描;接收时,选取所述基阵的中心位置的20个所述阵元进行接收成像,根据所述阵元接收信号的时间延迟确定位置。

8. 根据权利要求1所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,所述阵元为矩形阵元。

9. 根据权利要求1所述的一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,其特征在于,所述阵元数量为 $14-40000$ 个,发射频率为 $0.5\text{MHz}-5\text{MHz}$ ,所述基阵聚焦区域声强为 $0.3-10\text{W}/\text{cm}^2$ ,扫描宽度为 $0.5\text{cm}-20\text{cm}$ ,聚焦深度为 $2\text{cm}-20\text{cm}$ 。

## 一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统

### 技术领域

[0001] 本实用新型涉及相控阵声动力技术,尤其涉及一种相控阵声动力基于时间、空间分辨率下对肿瘤及肿瘤血管病灶对准确定位、精确声能量释放诊疗合一系统。

### 背景技术

[0002] 超声相控阵是由若干独立的阵元按照一定的形状和尺寸组合而成,不同的阵元形状和排列方式通过电子控制可产生不同特点的焦点。利用超声相控阵技术可以实现声场多种形态的焦域模式,从理论上进行时间分辨、空间分辨率,对肿瘤及肿瘤血管病灶对准确定位、精确声能量释放治疗,对病灶进行准确定位、定量提供超声能量进行精准治疗成为可能。

[0003] 声动力疗法(SDT)的基本原理是:在超声(空化)作用下,声敏剂发生生化学反应产生有细胞毒性的活性氧物质(单线态氧 $^1O_2$ 、自由基等),这些声化学反应产物和超声空化的生物效应协同作用,使肿瘤细胞发生不可逆的损伤,致使癌细胞的凋亡和死亡,实现非手术的肿瘤定位治疗。由于超声可以很容易透入几厘米甚至十几厘米的生物软组织(取决于超声频率),并能聚焦到很小的区域,本新型利用量子点、声敏剂对靶分子进行同时标记,进行靶向声动力治疗。可以推广应用于所有靶向分子的治疗,是一种非药物对靶向治疗方法。

### 实用新型内容

[0004] 本实用新型提出了一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,利用超声相控阵技术可以实现声场多种形态的焦域模式,通过时间分辨、空间分辨,对肿瘤及肿瘤血管病灶对准确定位、精确声能量释放治疗,对病灶进行准确定位、定量提供超声能量进行精准治疗成为可能,实现肿瘤血管或肿瘤聚焦成像与精准靶向声动力治疗,从而达到肿瘤及肿瘤血管诊疗合一的目的。

[0005] 本实用新型所采用的技术方案是:

[0006] 一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,包括基阵、电极引出层、PCB板和控制器,所述基阵包括多个阵元,所述基阵的背面焊接有针脚,所述基阵通过插针的方式安装到所述电极引出层,所述电极引出层的针脚对应着相应的所述阵元,所述电极引出层贴到所述PCB板上,所述PCB控制相应所述阵元的发射延迟,所述PCB板与所述控制器连接,所述控制器用于设置相控阵探头的聚焦角度、深度、强度和作用时间。

[0007] 较佳的,各个所述阵元之间进行灌胶处理,各个所述阵元通过所述控制器控制独立工作。

[0008] 较佳的,所述阵元由压电晶片切割而成。

[0009] 较佳的,所述阵元的尺寸为 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ 。

[0010] 较佳的,所述阵元的中心间距为 $1.5\text{mm}$ 。

[0011] 较佳的,所述阵元的数量为 $20 \times 20$ 。

[0012] 较佳的,发射信号时,每一行所述阵元形成一个聚焦点,水平方向的所有阵元的聚

焦点将形成一条扫描线,通过沿扫描方向快速移动扫描线,实现扫描;接收时,选取所述基阵的中心位置的20个所述阵元进行接收成像,根据所述阵元接收信号的时间延迟确定位置。

[0013] 较好的,所述阵元为矩形阵元。

[0014] 较好的,所述阵元数量为14-40000个,发射频率为0.5MHz-5MHz,所述基阵聚焦区域声强为0.3-10W/cm<sup>2</sup>,扫描宽度为0.5cm-20cm,聚焦深度为2cm-20cm。

[0015] 与现有技术相比,本实用新型的有益效果是:

[0016] 本实用新型采用二维平面相控阵,通过电子控制各个阵元独立工作,通过发射延迟,使各阵元发射的信号在同一时间到达聚焦点处,能量在聚焦点处集中,从而实现声动力治疗;相控阵探头发射信号时,每一行阵元形成一个聚焦点,水平方向的所有阵元的聚焦点形成一条扫描线,通过沿扫描方向移动扫描线,实现扫描,然后由相控阵中心位置的阵元进行接收成像,从而实现肿瘤血管或肿瘤聚焦成像;最终,达到肿瘤及肿瘤血管的精准定位、精准治疗的诊疗合一的目的。

### 附图说明

[0017] 图1为本实用新型一实施例的基阵的结构示意图;

[0018] 图2为本实用新型一实施例的相控阵探头各阵元经过延时后的聚焦效果图;

[0019] 图3为本实用新型一实施例的相控阵探头各阵元经过延时和角度偏转后的聚焦效果图;

[0020] 图4为本实用新型一实施例的相控阵扫描过程示意图;

[0021] 图5为本实用新型一实施例的相控阵扫描过程示意图;

[0022] 图6为本实用新型一实施例的相控阵探头发射信号的过程示意图;

[0023] 图7为本实用新型一实施例的相控阵探头接收信号的过程示意图。

### 具体实施方式

[0024] 为使本实用新型的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合附图对本实用新型的各实施方式详细的阐述。

[0025] 如图1至图7所示,一种相控阵声动力肿瘤及肿瘤血管诊疗合一系统,包括基阵、电极引出层、PCB板和控制器,基阵包括多个阵元,基阵的背面焊接有针脚,基阵通过插针的方式安装到电极引出层,电极引出层的针脚对应着相应的阵元,电极引出层贴到PCB板上,PCB控制相应阵元的发射延迟,PCB板与控制器连接,控制器用于设置相控阵探头的聚焦角度、深度、强度和作用时间。

[0026] 本实施例相控阵技术指标如下:

[0027] 该系统采用二维平面相控阵,物理尺寸为20cm×20cm,阵元数量为14-40000个,发射频率为0.5MHz-5MHz,基阵聚焦区域声强为0.3-10W/cm<sup>2</sup>,扫描宽度为0.5cm-20cm,聚焦深度为2cm-20cm。

[0028] 本实施例二维平面相控阵的工艺流程如下:

[0029] 1、切割压电陶瓷基阵

[0030] 将物理尺寸为29.5mm×29.5mm的压电晶片进行切割,切割成由多个矩形阵元组成

的基阵,阵元数量为 $20 \times 20$  (400个),阵元尺寸为 $1\text{mm} \times 1\text{mm}$ ,阵元中心间距为 $1.5\text{mm}$ ,阵元的发射频率为 $2\text{MHz}$ 。

[0031] 2、基阵灌胶处理

[0032] 将阵元与阵元之间进行灌胶处理,使阵元成为独立的个体,从而通过电子控制各个阵元独立工作。

[0033] 3、引出基阵各阵元电极

[0034] 在基阵背面焊接针脚,然后透过插针的方式将基阵安装到电极引出层,电极引出层的针脚对应着相应的阵元。

[0035] 4、贴PCB板

[0036] 将已安装压电基阵的电极引出层贴到PCB板上。

[0037] 5、PCB板上控制算法写入

[0038] 在PCB板上进行控制算法的编写,控制相应阵元的发射延迟。

[0039] 6、控制器设置聚焦角度、深度、强度、作用时间

[0040] 将PCB板与控制器相连,控制器界面有聚焦角度、深度、强度、作用时间的设置,通过控制器设置聚焦的角度、深度、强度、作用时间,可灵活控制相控阵探头的聚焦作用效果。

[0041] 如图2所示,相控阵探头各阵元经过延时后的聚焦效果;如图3所示,相控阵探头各阵元经过延时以及角度偏转后的聚焦效果。

[0042] 计算各阵元与聚焦位置处的声程差,得到各阵元的信号发射延迟时间,距离聚焦点远的阵元先发射,距离聚焦点近的阵元后发射信号,从而使得各阵元发射的信号在同一时间到达聚焦点处,能量在聚焦点处集中。

[0043] 如图4和图5所示,相控阵的扫描过程。

[0044] 如图6所示,相控阵探头发射信号的过程;如图7所示,相控阵探头接收信号的过程。

[0045] 相控阵探头发射信号时,将每一行阵元形成一个聚焦点(全部400个阵元均参与扫描),这样水平方向的所有阵元的聚焦点将形成一条扫描线,通过沿扫描方向快速移动扫描线,实现扫描;接收时,则选取相控阵中心位置的20个阵元(垂直方向)进行接收成像,根据阵元接收信号的时间延迟,最终确定障碍物位置。

[0046] 以上所述,仅为本实用新型较佳的具体实施方式,但本实用新型的保护范围并不局限于此,任何熟悉本技术领域的技术人员在本实用新型揭露的技术范围内,可轻易想到的变化或替换,都应涵盖在本实用新型的保护范围之内。因此,本实用新型的保护范围应该以权利要求的保护范围为准。

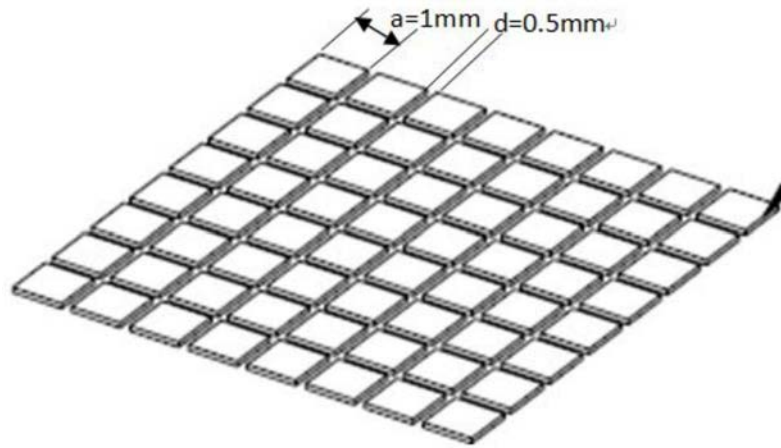


图1

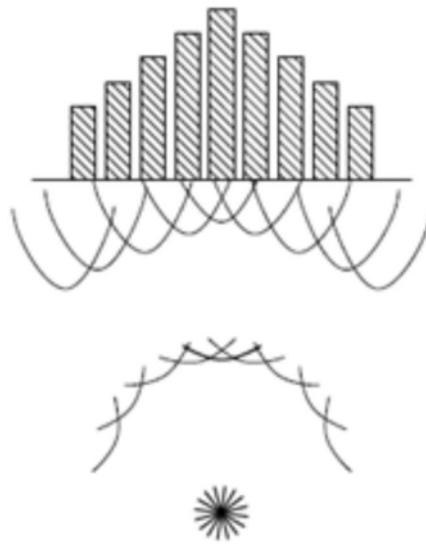


图2

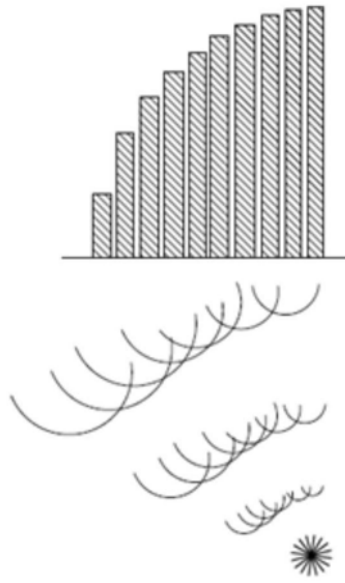


图3

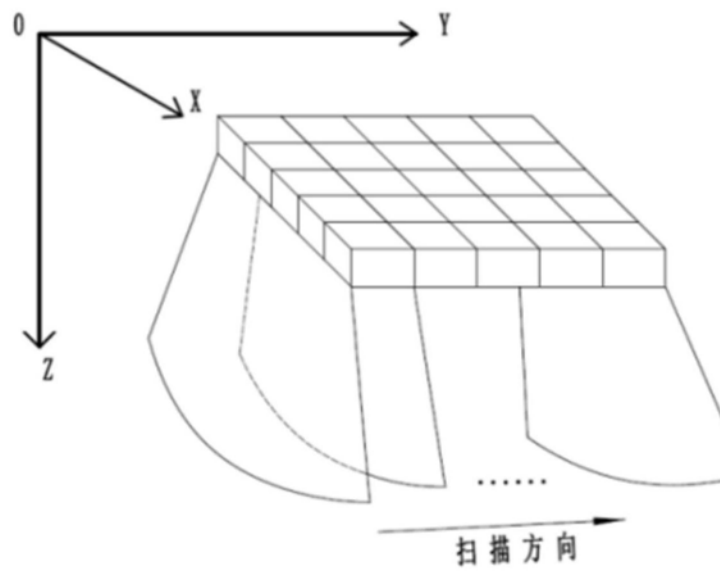


图4

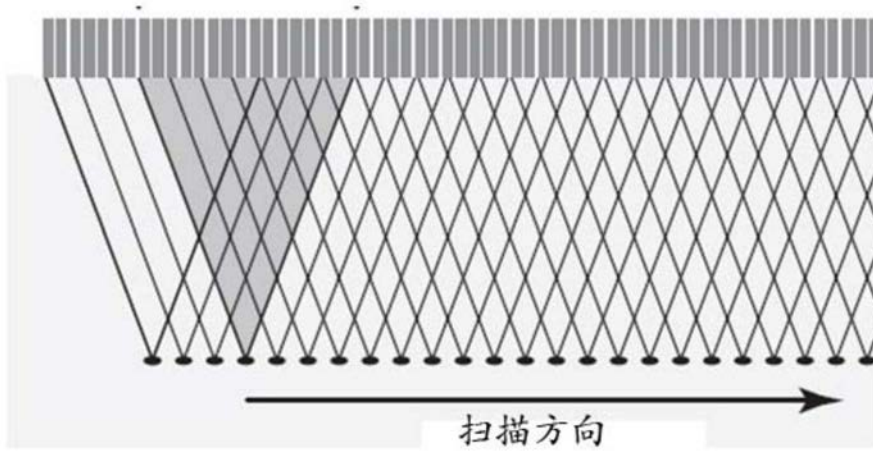


图5

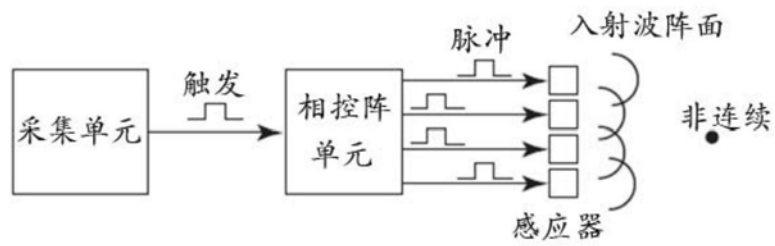


图6

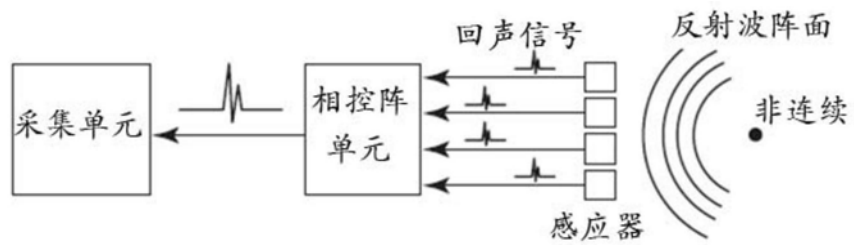


图7