



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111093520 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880060505.3

(22)申请日 2018.08.14

(30)优先权数据

15/708,214 2017.09.19 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.18

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2018/001103 2018.08.14

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/058171 EN 2019.03.28

(71)申请人 医视特有限公司

地址 以色列提拉特卡尔迈勒市

(72)发明人 S·维塔克 约阿夫·利维

(74)专利代理机构 南京苏创专利代理事务所

(普通合伙) 32273

代理人 常晓慧

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

A61N 7/02(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61B 6/03(2006.01)

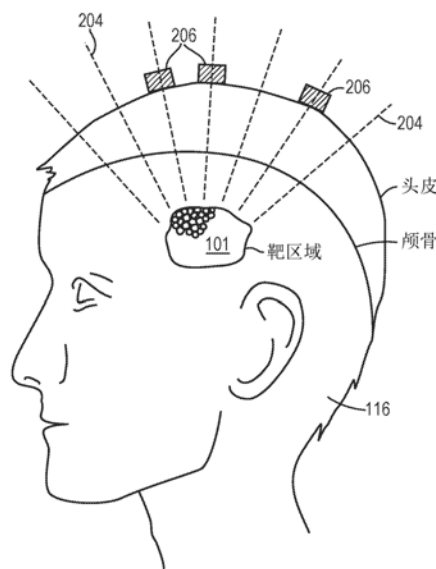
权利要求书4页 说明书13页 附图11页

(54)发明名称

局部空化信号测量

(57)摘要

在聚焦超声程序中用于检测来自患者靶区域的空化信号的各种方法包括:超声换能器;成像装置,用于获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征;控制器,其被配置为至少部分地基于解剖区域的生理学特征选择一个或多个解剖区域,并将所选择的一个或多个解剖区域映射到一个或多个相应的皮肤区域;以及一个或多个空化检测装置,其附接至相应的皮肤区域。



1. 一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号的系统,该系统包括:

超声换能器;

成像装置,用于获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征;

控制器,其被配置为:

至少部分地基于解剖区域的生理学特征选择解剖区域中的至少一个;和

将选择的解剖区域映射到相应的皮肤区域;和

附接到相应的皮肤区域的至少一个空化检测装置。

2. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为基于沿着波束路径的解剖区域的生理学特征来预测从靶区域行进通过每个解剖区域的空化信号的波束路径和束像差。

3. 根据权利要求2所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为基于沿着波束路径的生理学特征来预测与每个解剖区域相关联的传输效率。

4. 根据权利要求3所述的系统,其中所述生理学特征包括与每个解剖区域相关联的结构、厚度、层数、局部骨密度、表面几何形状或波束路径的入射角中的至少一个。

5. 根据权利要求3所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为基于与解剖区域相关联的传输效率选择至少一个解剖区域。

6. 根据权利要求2所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为通过将来自靶区域的所预测的信号路径投影到相应的皮肤区域上来将每个所述至少一个所选择的解剖区域映射到相应的皮肤区域。

7. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为将成像装置的坐标与患者所位于的房间中的空间坐标相关联。

8. 根据权利要求7所述的系统,进一步包括用于获取至少三个位置跟踪器的实时图像的二级成像装置。

9. 根据权利要求8所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为将二级成像装置中的坐标配准到成像装置中的坐标。

10. 根据权利要求8所述的系统,其中所述位置跟踪器附接到三个基准点,并且所述位置跟踪器或基准点中的至少一个可由成像装置检测到。

11. 根据权利要求1所述的系统,所述系统进一步包括用于获取所述靶区域或相应的皮肤区域中的至少一个的生理学特征的二级成像装置,其中所述控制器进一步被配置为将所述二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。

12. 根据权利要求1所述的系统,进一步包括用于显示相应的皮肤区域的显示硬件。

13. 根据权利要求1所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为至少部分地基于由所述空化检测装置接收的空化信号来操作所述超声换能器。

14. 一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号的系统,该系统包括:

超声换能器;

成像装置,用于获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征;

控制器,其被配置为:

至少部分地基于解剖区域的解剖学特征计算与每个解剖区域相关联的传输效率;和生成所述解剖区域的地图,该图指示计算出的与解剖区域相关联的传输效率;和基于所生成的地图,将至少一个空化检测装置附接到至少一个解剖区域。

15. 根据权利要求14所述的系统,其中所述控制器还被配置为基于沿着波束路径的解剖区域的生理学特征来预测从靶区域行进通过每个解剖区域的空化信号的波束路径和束像差。

16. 根据权利要求15所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为基于沿着波束路径生理学特征来预测所述传输效率。

17. 根据权利要求16所述的系统,其中所述生理学特征包括与每个解剖区域相关联的结构、厚度、层数、局部骨密度、表面几何形状或波束路径的入射角中的至少一个。

18. 根据权利要求14所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为通过将来自靶区域的所预测的信号路径投影到相应的皮肤区域上来将每个所述至少一个所选择的解剖区域映射到相应的皮肤区域。

19. 根据权利要求18所述的系统,所述系统进一步包括用于获取所述靶区域或相应的皮肤区域中的至少一个的生理学特征的二级成像装置,其中所述控制器进一步被配置为将所述二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。

20. 根据权利要求14所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为将成像装置的坐标与患者所位于的房间中的空间坐标相关联。

21. 根据权利要求20所述的系统,进一步包括用于获取至少三个位置跟踪器的实时图像的二级成像装置。

22. 根据权利要求21所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为将所述二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。

23. 根据权利要求21所述的系统,其中所述位置跟踪器附接到三个基准点,并且所述位置跟踪器或基准点中的至少一个可由成像装置检测到。

24. 根据权利要求14所述的系统,进一步包括用于显示所生成的地图的显示硬件。

25. 根据权利要求14所述的系统,其中所述控制器进一步被配置为至少部分地基于由所述空化检测装置接收的空化信号来操作所述超声换能器。

26. 一种用于放置至少一个空化检测装置以在聚焦超声过程中检测来自患者靶区域的空化信号的方法,该方法包括:

- (a) 获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征;
- (b) 至少部分地基于解剖区域特征选择至少一个解剖区域;
- (c) 将所选择的解剖区域映射到相应的皮肤区域;和
- (d) 基于所述映射,将至少一个空化检测装置放置在相应的皮肤区域。

27. 一种用于放置至少一个空化检测装置以在聚焦超声过程中检测来自患者靶区域的空化信号的方法,该方法包括:

- (a) 获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征;
- (b) 对于每个解剖区域,计算与其相关联的传输效率;
- (c) 生成所述解剖区域的地图,该图指示计算出的与解剖区域相关联的传输效率;和
- (d) 基于所生成的地图,将至少一个空化检测装置附接到至少一个解剖区域。

28.一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号的系统,该系统包括:

超声换能器;

壳体,其配置用于与来自靶区域的空化信号行进通过的解剖区域接合;和

至少一个空化检测装置,位于壳体内,用于检测来自靶区域的空化信号,

其中优化所述壳体的至少一部分以进行空化检测。

29.根据权利要求28所述的系统,其中通过将所述壳体的表面几何形状配置为与所述解剖区域的表面几何形状互补来优化所述壳体。

30.根据权利要求28所述的系统,其中所述空化检测装置的取向与所述空化信号的传播方向一致。

31.根据权利要求28所述的系统,其中所述壳体被配置为为所述空化信号行进通过壳体提供延迟长度。

32.根据权利要求31所述的系统,其中所述延迟长度表示为 d_2 ,并且满足以下方程式:

$$d_2 = n \times \frac{\lambda}{2} - d_1,$$

其中, d_1 表示空化信号行进通过的解剖区域的延迟长度, λ 表示空化信号的波长, n 是整数。

33.根据权利要求28所述的系统,进一步包括在所述壳体内部的声阻抗匹配层,用于匹配所述解剖区域和所述空化检测装置的声阻抗。

34.根据权利要求28所述的系统,进一步包括在所述壳体内部的吸声器,用于吸收除所述空化信号以外的噪声。

35.根据权利要求28所述的系统,进一步包括在所述壳体内部的声反射器,用于反射除所述空化信号以外的噪声。

36.根据权利要求35所述的系统,其中所述声反射器包括气隙。

37.根据权利要求28所述的系统,其中所述壳体被配置为为所述空化信号行进通过壳体提供传播宽度。

38.根据权利要求37所述的系统,其中所述传播宽度表示为 D_h ,并且满足以下方程式:

$$\left(\frac{v_s}{D_s} + \frac{v_h}{D_h} \right) \times 2 = nT,$$

其中 D_s 表示空化信号行进通过的解剖区域的宽度; v_s 表示解剖区域中的声速; v_h 表示壳体中的声速; T 表示空化信号的周期; n 是整数。

39.根据权利要求28所述的系统,其中所述壳体被配置为增加所检测的空化信号的信噪比。

40.一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号的系统,该系统包括:

超声换能器;和

至少一个空化检测装置,用于检测来自靶区域的空化信号,

其中,相对于所述靶区域布置空化检测装置,使得所检测的空化信号的信噪比大于10

41. 根据权利要求40所述的系统,其中相对于所述靶区域布置空化检测装置,使得所检测的空化信号的信噪比大于1。

局部空化信号测量

技术领域

[0001] 本发明的领域大体上涉及超声系统,更具体地,涉及用于测量靶区域来自超声聚焦的空化信号的系统和方法。

背景技术

[0002] 聚焦超声(即,频率大于约20千赫兹的声波)可用于对患者体内的内部身体组织进行成像或治疗。例如,超声波可用于与肿瘤切除、靶向给药、打开血脑屏障(BBB)、栓体溶解和其他外科手术相关的应用。在肿瘤切除期间,压电陶瓷换能器放置在患者外部,但紧邻待切除的肿瘤(即,靶区域)。换能器将电子驱动信号转换成机械振动,从而产生声波的发射。换能器可以设置几何形状并与其他这样的换能器一起定位,使得它们发射的超声能量共同在对应于靶区域(或在靶区域内)的“聚焦区”处形成聚焦波束。可选地或另外地,单个换能器可以由多个单独驱动的换能器元件形成,换能器元件的相位可以各自独立地控制。这种“相控阵”换能器有助于通过调整换能器之间的相对相位将聚焦区引导到不同的位置。如本文所用,术语“元件”表示阵列中的单个换能器或单个换能器的可独立驱动的部分。磁共振成像(MRI)可用于使患者和靶可视化,从而引导超声波束。

[0003] 在聚焦超声程序中,可以在靶区域产生小气泡(或“微泡”)和/或将小气泡(或“微泡”)引入靶区域。根据所施加的声场的幅度和频率,微泡可能发生振荡或坍塌(这种机制被称为“空化”),从而在靶区域和/或其周围区域中引起各种热效应。例如,在低声压下,微泡空化可以增强超声聚焦区域的能量吸收,从而使其中的组织比不存在微泡时更快地被加热并且更有效地被消融。如果在中枢神经系统中使用,微泡空化会破坏血管,从而引起BBB的开放”,从而增强靶向药物的递送。然而,在高声压下,可能引起不稳定的微泡空化,这可能导致不希望的生物效应,例如出血、细胞死亡和超出靶的大范围组织损伤。

[0004] 为了使超声程序期间微泡空化的不良影响最小化,一种常规方法是联合使用空化检测器与超声换能器,以在每次超声处理后测量来自微泡的空化信号(例如,压力波);如果空化信号水平高于预定阈值幅度,则暂停超声程序。但是,在被空化检测器接收到之前,空化信号必须遍历位于空化检测器与靶之间的一层或多层介入组织(例如,患者的颅骨和头皮);空化信号可能通过包括传播、散射、吸收、反射和折射在内的多个过程与介入组织相互作用。其结果是,除了传播信号之外,空化检测器还可能检测到反射、折射和/或散射的空化信号,从而可能无法提供准确反映靶区域上的空化效应的信息。尽管可以过滤掉不想要的空化信号,但这将需要部署大量的空化检测器,以便获得相对于要过滤掉的噪声足够大量的空化信号。这会大大增加设计和经济负担。

[0005] 因此,需要在不带来使用大量空化检测器的负担的情况下,准确地检测和监视在靶区域由超声波产生的微泡空化。

发明内容

[0006] 本发明提供了用于在超声程序(例如超声治疗或成像)期间准确、可靠地检测在靶

区域和/或其周围区域的超声聚焦中的微泡空化的系统和方法,其不需要使用大量的空化检测器。在各种实施例中,使有限数量(优选地少于五个,或少于十个)的空化检测装置与患者的头皮上为空化信号提供高传输效率(例如,高于预定阈值)的区域直接接触。可以基于从靶区域穿过颅骨和头皮的预测波束路径以及所截取区域中头皮和/或颅骨的解剖学特征计算与每个头皮区域相关联的传输效率。可以使用成像系统(例如,MRI设备和/或计算机断层扫描设备)获取所述解剖学特征。另外,可以通过考虑头皮和/或颅骨区域的其他特征(例如,几何形状)选择要附接空化检测装置的头皮位置。例如,可以优选选择具有基本平坦的表面的颅骨区域和没有疤痕的头皮区域。可以使用例如导电膏或导电胶将空化检测器附接到患者的头皮上。

[0007] 一旦确定了将空化检测装置附接到其上的头皮/颅骨区域的位置,就可以将成像(例如,MRI)系统中头皮/颅骨区域的坐标配准到患者所处环境的空间坐标中。在各种实施例中,通过将至少三个位置跟踪器附接到至少三个MRI基准点(例如,患者的鼻尖、耳朵、眼睛边缘或上颌牙齿)来执行所述配准。可以实时获取所述位置跟踪器的光学图像,这能使用户基于实时图像推断环境中跟踪器的空间坐标。在各种实施例中,基于MR图像中的MRI基准点的位置和光学图像中的跟踪器的位置,可以获得将MRI坐标转换成光学成像系统的坐标的配准矩阵。之后,可以使用光学图像监视跟踪器在空间坐标中的运动,然后使用配准矩阵将其转换为MRI坐标。在一些实施例中,将患者的头皮和位置跟踪器(作为MR图像或光学图像)显示给用户,以帮助将空化检测装置附接到优选的头皮区域(例如,具有高传输效率的区域)。例如,可以使用高亮或圆形在显示器上突出优选的头皮区域,并且可以将跟踪器的实时位置叠加在头皮图像上。然后,用户可以移动位置跟踪器,直到其位置与被突出的头皮区域令人满意地重叠,随后将空化检测装置附接到位置跟踪器指示的头皮位置。作为替换,可以使用各种颜色来显示头皮,每种颜色都与穿过相应的颅骨区域时的空化信号的传输效率相对应。同样,用户可以利用位置跟踪器来引导空化检测装置到具有高传输效率的头皮区域的附接。

[0008] 所述空化检测装置可以是有线或无线装置,并且可以在时域和/或频域中检测信号。在一些实施例中,空化检测装置是现货供应产品(例如,常规可用的收发器)或使用现货供应产品进行改进。

[0009] 在各种实施例中,通过优化容纳空化检测装置的壳体的构造和/或属性来改善所接收的空化信号的信噪比(SNR)。例如,壳体的几何形状可以被定制为与颅骨的几何形状互补,以避免换能器和患者头部之间出现间隙。这可以通过,例如,包括沿着壳体表面的凝胶或其他合适的贴合(但在声学上干扰最小)材料来实现,或者基于患者的颅骨的几何形状,例如,使用患者头部的相机扫描或计算机断层扫描(CT)引导三维打印机来制造外壳。

[0010] 替代地或附加地,空化检测装置可以被定向为与声信号的传播方向一致,以减少在空化检测装置的表面上发生的反射。在一些实施例中,通过调整到达空化检测装置之前穿过颅骨和壳体的声信号的传播距离来优化空化信号的声延迟。此外,可以选择或调整壳体的材料特性,以在颅骨和空化检测装置之间提供阻抗匹配,从而确保空化检测装置接收到最大信号功率。

[0011] 替代地或附加地,所述壳体可以包括声阻抗匹配层,以在颅骨和空化检测装置之间提供阻抗匹配。由于不同的患者可能具有不同的颅骨阻抗,因此调整壳体的材料属性和/

或采用阻抗匹配层可以显著改善性能。在一些实施例中,所述壳体还包括一个或多个吸声器和/或反射器,以吸收/反射来自靶区域以外的源的信号。所述吸收器/反射器还可以使空化检测装置接收更少的已被折射、反射和/或散射并因此不能提供准确反映靶区域内的空化的信息的信号。另外,可以相对于靶区域布置空化检测装置,使得接收的空化信号的SNR大于 10^{-6} (或者在一些实施例中,大于一)。

[0012] 因此,一方面,本发明涉及一种用于在聚焦超声程序中检测来自患者靶区域的空化信号的系统。在各种实施例中,该系统包括超声换能器;成像装置,用于获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征;控制器;以及一个或多个空化检测装置,其附接到相应的皮肤区域。在一种实施方式中,所述控制器被配置为至少部分地基于所述生理学特征选择一个或多个解剖区域,并将所选择的解剖区域映射到对应的皮肤区域。在一些实施例中,所述系统还包括用于显示相应的皮肤区域的显示硬件。另外,所述控制器还被配置为至少部分地基于由空化检测装置接收的空化信号来操作超声换能器。

[0013] 在各种实施例中,所述控制器还被配置为基于沿着波束路径的解剖区域的生理学特征来预测从靶区域行进穿过每个解剖区域的空化信号的波束路径和束像差。另外,所述控制器可以被配置为基于沿着波束路径的生理学特征来预测与每个解剖区域相关联的传输效率。所述生理学特征可以包括与每个解剖区域相关联的结构、厚度、层数、局部骨密度、表面几何形状和/或波束路径的入射角。在一个实施例中,所述控制器被配置为基于与解剖区域相关联的传输效率来选择解剖区域。所述控制器可以进一步被配置为通过将来自靶区域的所预测的信号路径投影到相应的皮肤区域上来将所选择的解剖区域映射到相应的皮肤区域。

[0014] 在各种实施例中,所述控制器被配置为使成像装置的坐标与患者所位于的房间中的空间坐标相关联。另外,该系统可以包括用于获取三个或更多个位置跟踪器的实时图像和/或获取靶区域和/或相应的皮肤区域的生理学特征的二级成像装置。所述位置跟踪器可以附接到三个基准点,并且所述位置跟踪器和/或基准点可以由成像装置检测到。所述控制器可以被配置为将二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。在一个实施例中,所述控制器被配置为将二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。

[0015] 在另一方面,本发明涉及一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号的系统。在各种实施例中,该系统包括超声换能器;成像装置,用于获取来自靶区域的空化信号行进穿过的多个解剖区域的生理学特征;控制器;以及一个或多个空化检测装置,其基于所生成的图附接到一个或多个解剖区域。在一个实施方式中,所述控制器被配置为至少部分地基于解剖区域的解剖学特征来计算与每个解剖区域相关联的传输效率,并且生成指示与解剖区域相关联的所计算的传输效率的解剖区域的图。在一些实施例中,该系统还包括用于显示所生成的图的显示硬件。所述控制器还被配置为至少部分地基于由空化检测装置接收的空化信号来操作超声换能器。

[0016] 在一些实施例中,所述控制器还被配置为基于沿着波束路径的解剖区域的生理学特征来预测从靶区域行进穿过每个解剖区域的空化信号的波束路径和束像差。另外,所述控制器可以被配置为基于沿着波束路径的生理学特征来预测传输效率。所述生理学特征可以包括与每个解剖区域相关联的结构、厚度、层数、局部骨密度、表面几何形状和/或波束路径的入射角。在一个实施例中,所述控制器被配置为通过将来自靶区域的预测信号路径投

影到相应的皮肤区域上来将每个解剖区域映射到相应的皮肤区域。

[0017] 在一个实施例中,所述系统还包括用于获取三个或更多个位置跟踪器的实时图像和/或获取靶区域和/或相应的皮肤区域的生理学特征的二级成像装置。所述位置跟踪器附接到三个基准点,并且所述位置跟踪器和/或基准点可以由成像装置检测到。此外,所述控制器被配置为使成像装置的坐标与患者所位于的房间中的空间坐标相关联。所述控制器还可以被配置为将二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。在一个实施例中,所述控制器被配置为将二级成像装置中的坐标配准到所述成像装置中的坐标。

[0018] 本发明的另一方面涉及一种放置一个或多个空化检测装置的方法,所述装置用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号。在各种实施例中,该方法包括:(a)获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的特征;(b)至少部分地基于解剖区域的特征来选择一个或多个解剖区域;(c)将所选择的解剖区域映射到相应的皮肤区域;以及(d)基于所述映射,将所述空化检测装置放置在相应的皮肤区域上。

[0019] 在又一方面,本发明涉及一种放置一个或多个空化检测装置的方法,所述装置用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号。在一些实施例中,该方法包括:(a)获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的特征;(b)对于每个解剖区域,计算与之相关联的传输效率;(c)生成解剖区域的图,该图指示与解剖区域相关联的所计算的传输效率;以及(d)基于所生成的图将空化检测装置附接到解剖区域。

[0020] 本发明的又一方面涉及一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空化信号的系统。在各种实施例中,该系统包括超声换能器;壳体,其配置用于与来自靶区域的空化信号行进通过的解剖区域接合;以及壳体内部的空化检测装置,用于检测来自靶区域的空化信号。在一种实施方式中,至少一部分壳体被优化用于空化检测。例如,可以通过将壳体的表面几何形状配置为与解剖区域的表面几何形状互补来对壳体进行优化。

[0021] 另外,所述空化检测装置的取向可以与空化信号的传播方向一致。在一个实施例中,所述壳体被配置为提供延迟长度(delay length),以使空化信号在其中传播。所述延迟长度可以表示为 d_2 ,并且可以满足以下等式:

$$d_2 = n \times \frac{\lambda}{2} - d_1,$$

其中 d_1 代表空化信号行进通过的解剖区域的延迟长度; λ 代表空化信号的波长; n 是整数。

[0022] 在一些实施例中,该系统包括在壳体内部的声阻抗匹配层,用于匹配解剖区域和空化检测装置的声阻抗。另外,该系统还包括在壳体内部的吸声器,用于吸收除空化信号以外的噪声。附加地或可替代地,该系统包括在壳体内部的声反射器(例如,气隙),用于反射除空化信号之外的噪声。在一种实施方式中,所述壳体被配置为提供空化信号行进通过其中的传播宽度。所述传播宽度用 D_h 表示,并满足以下等式:

$$\left(\frac{v_s}{D_s} + \frac{v_h}{D_h} \right) \times 2 = nT,$$

其中 D_s 表示空化信号行进通过的解剖区域的宽度; v_s 表示解剖区域的声速; v_h 表示壳体中的声速; T 表示空化信号的周期;以及 n 是整数。在一些实施例中,所述壳体被配置为增加所检测的空化信号的信噪比。

[0023] 在另一方面,本发明涉及一种用于在聚焦超声程序期间检测来自患者靶区域的空

化信号的系统。在各种实施例中,该系统包括超声换能器和用于检测来自靶区域的空化信号的一个或多个空化检测装置。在一种实施方式中,相对于靶区域布置空化检测装置,使得所检测的空化信号的SNR大于 10^{-6} (或者在一些实施例中,大于一)。

[0024] 如本文所用,术语“基本上”是指 $\pm 10\%$,在一些实施例中, $\pm 5\%$ 。说明书中提及的“一个示例”、“示例”、“一个实施例”或“一实施例”表示与描述该实例有关的特定特征、结构或特性包括在本技术的至少一个实例中。因此,本说明书中在各个地方出现的短语“在一个示例中”、“在示例中”、“一个实施例”或“实施例”不一定都指代相同的示例。此外,特定特征、结构、程序、步骤或特性可以以任何合适的方式组合在本技术的一个或多个示例中。本文提供的标题仅是为了方便,并不旨在限制或解释所要求保护的技术的范围或含义。

附图说明

[0025] 在附图中,不同视图中相同的参考标记通常代表相同的部件。而且,附图不一定按比例绘制,而是通常将重点放在说明本发明的原理上。在下文描述中,参考以下附图描述本发明的各种实施例,其中:

[0026] 图1示出了根据各种实施例的聚焦超声系统;

[0027] 图2A示意性地描绘了根据一些实施例的在靶区域中产生和/或注入的微泡;

[0028] 图2B示意性地描绘了根据各种实施例的从微泡空化发出的声信号;

[0029] 图3A示意性地示出了人头部的组织层;

[0030] 图3B描绘了根据各种实施例的多个颅骨区域,每个颅骨区域与来自靶区域的空化信号路径相关联;

[0031] 图4A和图4B示出了根据各种实施例的用于将所选择的颅骨区域映射到头皮区域的方法;

[0032] 图5描绘了根据各种实施例将成像系统中的坐标与患者所处的环境的空间坐标进行的配准;

[0033] 图6示出了根据各种实施例用颜色标注或阴影标注或以其他方式突出的头皮区域;

[0034] 图7是示出了根据各种实施例使用直接附接到所选择患者的头皮区域的空化检测装置来检测来自靶区域的微泡空化信号的方法的流程图;

[0035] 图8A示出了根据各种实施例用于构造容纳空化检测装置的壳体的几何形状以增加空化信号的SNR的方法;

[0036] 图8B和图8C示出了根据各种实施例用于调整空化检测装置的取向和位置以改善接收信号的质量的各种方法;和

[0037] 图8D和8E分别描绘了根据各种实施例在壳体中的用于改善接收信号的质量的声阻抗匹配层和声吸收器/反射器的实施方式。

具体实施方式

[0038] 图1示出了示例性超声系统100,其用于产生聚焦的声能束并经过颅骨将其递送到患者大脑内的靶区域101。然而,本领域普通技术人员将理解,本文描述的超声系统100可以应用于人体的任何部分。在各种实施例中,系统100包括换能器元件104的相控阵列102、驱

动相控阵列102的波束形成器106、与波束形成器106通信的控制器108,以及向波束形成器106提供输入电子信号的频率发生器110。在各种实施例中,所述系统还包括一个或多个成像系统112,比如MRI设备、计算机断层扫描(CT)设备、正电子发射断层扫描(PET)设备、单光子发射计算机断层扫描(SPECT)设备、光学相机或超声波扫描设备,用于获取靶区域101及其周围区域的信息和/或确定患者头部116的颅骨114的解剖学特征。如下文进一步描述的,超声系统100和/或成像系统112可用于检测与微泡空化相关联的信息。

[0039] 阵列102可以具有适合于将其放置在颅骨114的表面上或除颅骨之外的身体部分上的弯曲(例如,球形或抛物线形)形状,或者可以包括一个或多个平面或其它形状的部分。其尺寸可根据应用在毫米和数十厘米之间变化。阵列102的换能器元件104可以是压电陶瓷元件或硅基元件,并且可以安装在任何适于阻尼各元件104之间的机械连接的材料中。也可以使用压电复合材料或通常能够将电能转换为声能的任何材料(例如,硅器件)。为了确保将最大功率传输到换能器元件104并使反射最小,可以将元件104配置为具有特定(即匹配)电阻抗(例如50 Ω)。

[0040] 换能器阵列102连接到波束形成器106,波束形成器106驱动各个换能器元件104,使得它们在靶区域101处共同产生聚焦的超声波束或场。对于n个换能器元件,波束形成器106可以包含n个驱动器电路,每个电路包括放大器118和相位延迟电路120或者由放大器118和相位延迟电路120组成;驱动电路驱动换能器元件104中的一个。波束形成器106从频率发生器110接收射频(RF)输入信号,通常在0.1MHz至10MHz的范围内,频率发生器110可以是例如可从斯坦福研究系统(Stanford Research Systems)获得的DS345型发生器。对于波束形成器106的n个放大器118和延迟电路120,输入信号可以分成n个通道。在一些实施例中,频率发生器110与波束形成器106集成在一起。射频发生器110和波束形成器106被配置为以相同的频率但是不同的相位和/或不同的振幅来驱动换能器阵列102的各个换能器元件104。

[0041] 所述波束形成器106施加的放大或衰减因子 α_1 - α_n 和相移 a_1 - a_n 用于通过患者的颅骨114将超声波能量传输和聚焦到靶区域,并考虑颅骨114和软脑组织中引起的波失真。使用控制器108计算放大因子和相移,控制器108可以通过软件、硬件、固件、硬接线或上述任何组合来提供计算功能。例如,控制器108可以以常规方式并且在没有过度实验的情况下利用用软件编程的通用或专用数字数据处理器,以确定要获得所期望的焦点或任何其他所期望的空间场模式所需的相移和放大因子。在某些实施例中,计算是基于关于颅骨114的特征(例如,结构、厚度、密度等)的详细信息以及它们对声能传播的影响。这样的信息可以从成像系统112获得,如以下进一步所述。图像采集可以是三维的,或者,作为替换,成像系统112可以提供一组适合于重建颅骨114的三维图像的二维图像,从中可以推断出厚度和密度。可以在成像系统112、控制器108或单独的设备中实现图像处理功能。

[0042] 在一些实施例中,采用施用装置122将微泡注射到患者的血流中,并且可以全身性地注射到患者的大脑中或局部地注射到靶区域104中。所述微泡可以以液滴的形式引入,所述液滴随后以充气气泡的形式蒸发,或者夹带另一种合适的物质,比如常规的超声造影剂。施用装置122可以是用于将微泡的悬浮液递送到患者血液中的任何合适的装置,并且可以采取例如手动或自动注射器、静脉内给药袋和针头套件、蠕动泵等形式。在各种实施例中,系统100还包括用于从用户接收输入的用户界面组件124(包括例如屏幕、键盘和鼠标)和用

于将靶组织101和/或介入组织的图像显示给用户的显示器126。

[0043] 参考图2A,附加地或替代地,换能器元件104发出的声能可以高于阈值,从而在靶区域101中所包含的液体和/或血浆中引起微泡202的产生。由于传播的超声波或脉冲产生的负压,或者当加热的液体破裂并充满气体/蒸汽时,或者当在包含空化核的组织上施加温和的声场时,可以形成微泡202。注射的和/或产生的微泡202本身可以产生或促进其他微泡的产生。因此,靶组织101上的实际微泡空化效应可能产生于所注射的和/或直接产生的微泡以及在组织中意外产生的微泡的组合。

[0044] 通常,在相对低的声功率(例如,高于微泡产生阈值1-2瓦)下,所产生的微泡202经历的振荡具有相等幅度的压缩和稀疏(rarefaction),因此微泡202通常保持不破裂(已知为“稳态空化”或“流空化”的状态)。微泡202的声响应在该低声功率下是线性的,并且从微泡202发射的超声的频率与入射超声波的频率(即,基频或基本谐波频率)相同或是其谐波。在较高的声功率(例如,高于微泡产生阈值10瓦以上)时,所产生的微泡202经历的稀疏比压缩大,这可能导致微泡202的空化和非线性声响应。从空化事件返回的声信号可以包括基频处的频率和/或基频的谐波、超谐波和/或分谐波。如这里所使用的,术语“基”频或“基础谐波”频率 f_0 指的是从换能器阵列102发射的超声波/脉冲的频率(或时间上变化的频率);术语“谐波”是指基频的整数倍(例如, $2f_0$ 、 $3f_0$ 、 $4f_0$ 等);术语“超谐波”是指两个非零整数谐波之间的分数频率(例如, $3f_0/2$ 、 $5f_0/4$ 等);术语“子谐波”是指基频和第一谐波之间的分数频率(例如, $f_0/2$ 、 $f_0/3$ 、 $f_0/4$ 等)。

[0045] 为了监测对靶组织101的空化效应和/或避免由此导致的对靶组织和/或其周围组织的不希望的损伤,在各种实施例中,通过使用超声换能器阵列102和/或一个或多个空化检测装置(比如收发器或合适的替代装置)206检测从靶区域101发出的空化信号204来监测靶区域101处的微泡202的空化事件。空化检测装置206可以是与控制器108通信的有线或无线装置,并且可以在时域和/或频域中检测信号。在一些实施例中,空化检测装置206是现货供应产品(例如,常规可用的收发器)。通常,少于五个的空化检测装置206就足以提供对空化信号的可靠分析。在一些实施例中,需要五个以上但少于十个空化检测装置206。

[0046] 如上所述,与频率与入射超声波频率相同的从微泡反射的信号不同,从微泡空化发出的信号包括独特的频谱特征(即具有入射超声波的谐波、超谐波和/或分谐波)。此外,参考图2B,虽然反射信号的方向高度取决于换能器元件104的位置和/或激发声场的幅度,但是空化信号204是从点源发射的(即,在靶区域101中微泡空化的位置),因此其方向是全方向的。在一个实施例中,使用一个或多个空化检测装置(例如收发器或合适的替代装置)206来测量空化信号204。所检测到的空化信号可以被传输到控制器108以进行处理和分析,以便监测对靶组织101的影响和/或避免由于微泡空化而对靶组织101和/或其周围组织造成不希望的损伤。作为替换,换能器元件104可以同时具有传输和检测能力。例如,美国专利申请号15/415,351提供了检测微泡空化信号的方法,其内容通过引用并入本文。

[0047] 由于空化信号是全方向的,空化检测装置206在理论上可以放置在患者头部116上或附近的任何位置。但是,由于来自靶区域101的空化信号204必须在到达空化检测装置206之前穿过多层介入组织(例如,颅骨和头皮),并且介入组织通常是不均匀的,所以空化信号204可能会被反射、折射、吸收和/或散射在其中。在各种实施例中,为了减少对反射的、折射的和/或散射的信号的检测并改善空化信号的质量,空化检测装置206使用例如导电膏或导

电胶或任何其他合适的材料直接附接到患者的头皮上。另外,可以将附接了空化检测装置206的头皮区域选择为位于具有足够高的传输效率(例如,如下文进一步描述的,高于预定阈值,例如0.5、0.8或0.9)的空化信号所遍历的路径上。

[0048] 通常,空化信号204在所有方向上均匀传播,直到穿过介入颅骨(intervening skull)为止。因为每个颅骨区域的解剖学特征(例如结构、厚度、各层、局部骨密度和/或相对于各层的界面的法线的方向或几何特征)可能不同,所以在不同的波束路径上与不同的颅骨区域相关联的传输效率会有所不同。因此,在各种实施例中,与每个颅骨区域相关联的传输效率可以基于其解剖学特征来确定。图3A示意性地示出了人头部116的组织层。通常,人的头部包括头皮302和颅骨304,后者具有多个组织层,包括外层306、骨髓层308和内层或脑皮层310;颅骨304的每个层的形状、厚度和密度可以高度不规则,并且对于患者而言是独特的。其结果是,当从靶区域101处的微泡202发射的空化信号204遇到颅骨304时,部分入射声能可能在界面312、314、316、318处被反射;根据波的频率以及颅骨304和头皮302的结构不均匀性,剩余能量可能部分被吸收,部分被折射并传播通过颅骨304和头皮302。因为空化信号204具有可以在超声程序之前被测量和/或预测的独特频谱,根据颅骨特征,比如颅骨304的结构不均匀性(例如,每个层306-310的厚度、局部密度和/或形状)和/或进入颅骨304的空化信号的入射角,可以准确地估计通过各个颅骨区域的信号传播的效应。

[0049] 参考图3B,在各种实施例中,将颅骨分成多个区域320,每个区域与来自靶区域101的空化信号路径322相关联。使用由成像系统112拍摄的图像来获取与每个颅骨区域320相关联的颅骨特征。例如,在超声程序之前首先获取患者颅骨304的一系列图像(例如,CT和/或MR图像)。每个图像通常对应于至少一个颅骨区域320,所述一系列图像共同覆盖了颅骨的预期区域,空化信号在到达空化检测装置206之前将穿过该颅骨的预期区域行进。或者,可以使用所获取的系列图像来重建颅骨304的三维图像,其中用户基于重建的图像来生成所述颅骨区域320。另外,可以对图像进行分割以限定头皮层302和/或颅骨层306-310。可以使用相同的成像系统或不同的成像系统来获取颅骨304和靶区域101的图像。例如,CT系统可用于获取颅骨特征,而MRI系统可用于获取头皮和靶组织的特征,因为CT系统非常适合查看骨骼结构的细节,而MRI系统可以分辨软组织形态和功能的细微变化。可以使用任何合适的配准和/或变换方法来配准这两个成像系统的坐标;在美国专利公开号2017/0103533中描述了示例性方法,其全部公开内容通过引用并入本文。通过应用成像配准,可以将使用一个系统获取的图像转换为使用另一系统获取的图像并与之组合起来。

[0050] 在各种实施例中,对颅骨304和靶区域101的图像(或组合图像)进行处理,以确定空化信号穿过颅骨304的波束路径322,并表征与沿着波束路径322与颅骨区域320相关联的颅骨特征。然后可以利用表征的颅骨特征来预测通过每个颅骨区域320的空化信号的像差。在一个实施例中,使用可以在颅骨304的微观结构水平上进行定量的指标(即,灵敏度或特征长度在几微米的数量级,例如,1、5或10微米的数量级)对颅骨特征进行表征。例如,所述指标可以是使用从CT图像获得的颅骨CT强度分布创建的定量的颅骨密度比(SDR)。例如,在美国专利公开第2016/0184026号中提供了用于计算SDR的示例性方法,其内容通过引用并入本文。在各种实施例中,在确定与每个颅骨区域320相关联的SDR值后,可以确定与其相关联的传输效率。例如,传输效率可以具有介于0和1之间的范围,分别对应于通过颅骨304的空化信号的0%和100%的传输率。计算出的SDR值可以具有带有最大值的范围;可以使用任

何合适的方法将该范围重新缩放到传输效率的范围内(即,介于0和1之间)。例如,线性转换函数可以将最大SDR值缩放为1的传输效率,并将其他SDR值线性地重新缩放到传输效率的范围中(即,介于0和1之间)。

[0051] 在另一实施例中,使用进入颅骨区域的空化信号的入射角 θ 来表征与每个颅骨区域320相关联的颅骨特征。在大约2MHz的频率下,空化信号通常以纵波模式传播。由于这些信号的速度在颅骨304中约为2700m/s,在脑部软组织中约为1500m/s,因此以大于临界角(约 30°)的入射角到达颅骨304的信号会被反射。因此,可以使用任何适当的函数基于进入其中的空化信号的入射角 θ 来计算与每个颅骨区域320相关联的传输效率。例如,传输效率TE可以计算为:

$$TE = e^{\frac{-\theta}{\theta_c}},$$

其中 θ 以度为单位。

[0052] 此外,也可以基于其他颅骨特征来计算传输效率。例如,当颅骨区域320具有大约为空化信号的1/4波长的厚度时,空化信号可以被完全反射;其结果是,与该颅骨区域320相关联的传输效率在该区域中被定义为零。在一些实施例中,可以将传输效率定义为一个以上参数的函数(例如,包括SDR和入射角两者作为变量)。然后可以将具有高于预定阈值(例如0.5、0.8或0.9)的传输效率的颅骨区域选择为空化检测装置206的优选位置。

[0053] 附加地或替代地,可以基于头皮302和/或颅骨304的几何形状来选择在头皮上空化检测装置206的位置。例如,由于空化检测装置206通常具有平坦的表面,因此优选具有大致平坦的表面的颅骨区域。另外,有利的是将空化检测装置206附接到没有疤痕的头皮区域。其结果是,在一些实施例中,使用包括多个颅骨特征(例如,SDR、入射角、骨厚度、表面几何形状等)和/或头皮特征(例如,表面光滑度)的成本函数来优化空化检测装置206的位置。例如,对于具有较高的SDR值、较小的入射角、骨厚度大体上薄于空化信号的1/4波长和/或基本平坦的表面的颅骨区域,成本函数的值可以低于具有较低的SDR值、较大的入射角、骨厚度大体上等于空化信号的1/4波长和/或曲面的颅骨区域的成本函数的值。所采用的成本函数不是关键的,并且可以利用已知的或凭经验确定的成本参数或约束。根据少数患者的临床经验,可以直接获得这些信息,而无需进行过多的实验。

[0054] 为了组合颅骨和头皮特征对空化信号的影响和/或基于选择的颅骨区域将空化检测装置附接到头皮区域,有必要将颅骨304映射到头皮302。可以使用由一个或多个成像系统(比如MRI成像系统和/或CT成像系统)获取的图像来获得这样的映射。例如,参考图4A, MRI图像402可包括具有多个限定区域408-412的靶区域101、头皮404和颅骨406。在一个实施例中,为了将颅骨区域408映射到头皮404,通过计算将在靶区域101处的微泡202与颅骨区域408的边界连接起来的预期波束路径414和416投影到头皮404上。然后将投影区域418定义为与颅骨区域408相对应的头皮区域。因此,一旦选择了具有足够高的传输效率和/或大体上平坦的表面的颅骨区域,就可以映射/确定与其相应的头皮区域,然后可以将空化检测装置206附接到其上。

[0055] 在另一实施例中,参考图4B,在CT图像422中获取颅骨特征,而在MR图像424中获取头皮和靶组织。同样,通过配准两个系统,可以将一个系统中的坐标转换为另一个系统中的坐标,并且可以将两个系统中的图像信息组合在单个坐标系(优选MRI坐标系)中。例如,可

以将在CT图像422中定义的颅骨区域的坐标转换为MR坐标;然后可以在MR图像424上显示颅骨区域。一旦靶区域、颅骨和头皮都在同一坐标系中,则可以使用以上结合图4A描述的方法来识别与优选的颅骨区域相对应的头皮区域。

[0056] 在各种实施例中,为了帮助用户将空化检测装置206附接到所选择的头皮区域,需要将成像系统(优选地,MRI系统)中的头皮的坐标与环境的空间坐标相关联。参考图5,在各个实施例中,通过使用至少三个位置跟踪器(例如,光学跟踪器和/或RF跟踪器)502和光学成像系统来实现该目的。例如,用户可以首先识别在视觉上可检测且稳定的三个MRI基准点(例如,患者的鼻尖、耳朵、眼睛边缘、上颌牙齿等),并将三个位置跟踪器502附接到其上。可以使用光学成像系统实时监控跟踪器502的位置;如下文所述,当操作跟踪器502的位置时,这为用户提供了实时反馈。换句话说,用户可以基于实时光学图像来关联跟踪器502的空间坐标。在各种实施例中,基于跟踪器502的光学图像和MRI基准的MR图像,可以计算出将光学成像系统的坐标转换为MRI坐标的配准矩阵。此后,位置跟踪器502可以在环境中移动并由光学相机实时跟踪;然后可以使用配准矩阵来计算位置跟踪器502在MRI坐标中的新位置。或者,可以将MRI坐标中头皮/颅骨的位置转换为光学成像系统的坐标。

[0057] 在各种实施例中,通过在MR图像或光学图像中对患者的头皮和位置跟踪器502的直观视觉表示来帮助用户附接空化检测装置206;在一些实施例中,可以直接在图像上指示出空化检测装置206的靶位置,并且用户可以参考位置跟踪器502容易地在患者头皮上定位相应区域。参考图6,患者的头皮602可以通过与其相应的颅骨区域的传输效率而被划分成用颜色绘制的多个头皮区域604。位置跟踪器502的位置可以叠加在彩色的头皮区域604上。然后,用户可以将位置跟踪器502移动到具有最高传输效率的头皮区域,之后将空化检测装置206附接到位置跟踪器502的位置。替代地或附加地,可以在视觉表示中突出(例如,使用高亮或圆圈606)空化检测装置206将附接到的所选择的头皮和颅骨区域。同样,位置跟踪器502可用于指导用户放置空化检测装置206。

[0058] 图7是流程图700,其示出了根据各种实施例的,使用直接附接到对应空化信号高传输效率的患者头皮的所选择的区域的空化检测装置来准确可靠地检测来自靶区域的微泡空化信号的方法。在第一步骤702中,在治疗之前,使用一个或多个成像系统获取患者头部的一系列图像。每个图像可以包括至少一个颅骨区域,并且一系列图像共同覆盖了空化信号穿过颅骨的预期行进路径。在第二步骤704中,控制器108处理图像以识别靶区域104、头皮和颅骨的多个层的位置。如果使用不同的成像系统获取图像,则可以使用任何合适的方法来实现图像配准,并将其应用于将一个成像系统中的坐标转换为另一个成像系统中的坐标以进行分析。在第三步骤706中,进一步分析图像以确定与每个颅骨区域和/或头皮区域相关联的解剖学特征。在第四步骤708中,基于所述解剖学特征,控制器可以预测从靶区域行进通过每个颅骨/头皮区域的波束路径和束像差。在第五步骤710中,当遍历每个颅骨/头皮区域时,控制器可以确定空化信号的传输效率。可选地,在第六步骤712中,控制器可以基于所述传输效率和/或其他解剖学特征(例如,表面几何形状)来选择空化检测装置将要附接的颅骨/头皮区域。在第七步骤714中,可以将成像系统中的所选择颅骨/头皮区域的坐标转换为患者所处环境的空间坐标。例如,这可以使用附接到三个MRI基准点(例如,患者的鼻尖、耳朵、眼睛边缘或上颌牙齿等)的至少三个位置跟踪器来执行。在一些实施例中,使用光学成像系统获取跟踪器的位置,其中用户可以将环境中的跟踪器的空间坐标与光学成像

系统中的坐标相关联,并且使用MRI系统来获取MRI基准点的位置。根据跟踪器的光学图像和MRI基准的MRI图像,可以配准光学成像系统和MRI系统中的坐标。在第八步骤716中,可以向用户显示在步骤712中选择的颅骨/头皮区域和位置跟踪器的实时位置(作为MR图像或光学图像)。基于此,用户可以基于由光学图像提供的实时反馈将位置跟踪器移动到所选择的区域,然后将空化检测装置附接到其上(在第九步骤718中)。或者,可以在彩色地图中显示颅骨/头皮区域;每个颜色代表一个传输效率值。同样,用户可以使用位置跟踪器来引导空化检测装置到期望的颅骨/头皮区域(例如,具有更高的传输效率的区域)的附接。在超声程序中,然后可以激活空化检测装置以测量来自靶区域101的空化信号。基于此,可以监测对靶组织和/或其周围组织的空化作用。在各种实施例,基于所检测的空化信号来操作超声换能器102。例如,可以调整换能器元件104的参数(例如,幅度、频率、相位或方向),以确保治疗有效,同时避免对非靶组织的伤害。

[0059] 通常,通过使空化检测装置206与患者的头皮直接接触,所接收的空化信号204的SNR比常规方法中所使用的附接到超声换能器的空化检测装置的SNR更好。另外,通过将空化检测装置206附接到对应高传输效率的头皮区域,可以进一步提高空化信号的SNR。附加地或替代地,在各种实施例,通过配置容纳空化检测装置206的壳体的几何形状来增加所接收的空化信号的SNR。例如,参考图8A,颅骨802的表面几何形状通常是不规则的;在各种实施例,容纳空化检测装置806的壳体804具有与颅骨802的几何形状互补的表面几何形状。通过这种方式,空化检测装置806可以与颅骨802紧密地整体接触,从而减少接收信号中的噪声。例如,可以通过包括沿着其的凝胶或其他合适的贴合(但在声学上干扰最小)材料来构造壳体806的表面808。或者,可以基于对患者颅骨的相机扫描,使用三维打印技术来制造壳体806,使得所得到的形状紧密贴合特定患者的颅骨802的表面几何形状。

[0060] 另外,通过使壳体804与颅骨802完全接合,由于不再需要为确保空化检测装置806和颅骨802的接合而使两者之间的接触表面最大化,因此可以改变在壳体804内的空化检测装置806的取向和/或位置以提高性能。因此,参考图8B,空化检测装置806的取向 $\vec{k}$ 与来自靶区域101的声信号的传播方向810一致;由于声场的强度在传播方向810上可能是高度方向性的,所以这种方法可以提高接收装置806的检测效率。

[0061] 附加地或替代地,可能期望优化空化信号的声延迟。在各个实施例,参考图8C,这可以通过优化在到达空化检测装置806之前通过颅骨802和壳体804的声信号的传播距离D来实现。例如,可以调整在壳体804中空化检测装置806的位置,从而使D满足:

$$D = d_1 + d_2 = n \times \lambda / 2,$$

其中, d_1 , d_2 分别表示在到达空化检测装置806之前空化信号行进通过颅骨802的声延迟长度和壳体部分812的声延迟长度; λ 表示空化信号的波长; n 是整数。另外,可以调整壳体804的阻抗,特别是空化信号在到达空化检测装置806之前传播通过的部分812的阻抗,以提供颅骨802和空化检测装置806之间的阻抗匹配,从而最大化空化检测装置806接收的功率。在一种实施方式中,通过调整壳体的材料属性来控制壳体的阻抗。在各个实施例,壳体部分812被设计成用作最佳声变换器。例如,可以选择壳体部分812的材料,使得其声学特性与颅骨802的声学特性基本相似。通过这种方式,当空化信号行进穿过时,壳体部分812和颅骨802相当于连续的单层。或者,壳体部分812的声学特性可以与颅骨802的声学特性不同;因此,颅骨802中的声速可以与壳体部分812中的声速不同。在各种实施例,为了使声学差异

最小,可以调整壳体部分812的宽度 D_h 以满足:

$$\left(\frac{v_s}{D_s} + \frac{v_h}{D_h}\right) \times 2 = nT$$

其中 D_s 表示颅骨的宽度; v_s 、 v_h 分别表示颅骨802和壳体部分812中的声速; T 代表声波的周期; n 是整数。

[0062] 参考图8D,在一些实施例中,壳体804包括声阻抗匹配层814(优选地与空化检测装置806接触),以进一步改善颅骨802和空化检测装置806之间的阻抗匹配。因为不同的患者可能具有不同的颅骨阻抗,所以改变壳体的材料属性和/或包含阻抗匹配层814可以使空化检测装置806的阻抗(其阻抗通常是固定的)与患者颅骨的阻抗(其阻抗取决于患者)相匹配。

[0063] 参考图8E,在各种实施例中,壳体804包括一个或多个吸声器和/或反射器816,以减小接收信号中的噪声水平。反射器可以包括具有与周围材料(即,壳体)的声阻抗不同的声阻抗的任何合适的材料。例如,反射器可以简单的为一气隙。类似地,吸收器可以包括能够有效吸收声噪声的任何合适的材料。在一个实施例中,吸收器是现货供应产品(参见,例如,<https://www.acoustics.co.uk/product-category/acoustic-materials/anechoic-absorbers/>)。声吸收器/反射器816可以有效吸收/反射来自靶区域101以外的源的信号和/或已经被折射、反射和/或散射并因此不能提供准确反映靶区域101的空化作用的信息的信号。

[0064] 本文描述的用于改善由空化检测装置测量的信号的SNR的各种方法可以单独实施或与其他方法组合实施。例如,空化检测装置可以附接到对应了高传输效率的头皮区域,并且其壳体可以包括阻抗匹配层814和声吸收器/反射器816。

[0065] 通常,如上所述的功能(例如,识别头皮、颅骨和靶区域的位置,分析图像以获取颅骨/头皮的解剖学特征,预测行进穿过每个颅骨/头皮区域的波束路径和束像差,预测与每个颅骨/头皮区域相关联的传输效率,基于颅骨/头皮区域的传输效率选择颅骨/头皮区域,将成像系统的坐标转换为环境的空间坐标,和/或将各种颅骨区域映射到头皮区域),不论是否集成到成像系统、空化检测装置206和/或超声系统100的控制器中,或由单独的外部控制器或由其他计算实体提供,可以构造在以硬件、软件或两者组合实现的一个或多个模块中。对于其中功能作为一个或多个软件程序提供的实施例,所述程序可以用许多高级语言中的任何一种来编写,例如FORTRAN、PASCAL、JAVA、C、C++、C#、BASIC、各种脚本语言和/或HTML。另外,软件可以用指向驻留在靶计算机(例如,控制器)上的微处理器的汇编语言来实现;例如,如果软件配置为在IBM PC或PC克隆上运行,则可以用Intel 80x86汇编语言实现。所述软件可以实施在制品上,包括但不限于软盘、闪存盘、硬盘、光盘、磁带、PROM、EPROM、EEPROM、现场可编程门阵列或CD-ROM。可以使用例如一个或多个FPGA、CPLD或ASIC处理器来实现使用硬件电路的实施例。

[0066] 另外,这里使用的术语“控制器”广泛地包括用于执行如上所述的任何功能的所有必要的硬件组件和/或软件模块;所述控制器可以包括多个硬件组件和/或软件模块,并且功能可以在不同的组件和/或模块之间传播。

[0067] 以上描述了本发明的某些实施例。然而,明确指出,本发明不限于这些实施例;相

反,对本文明确描述的内容的添加和修改也包括在本发明的范围内。

[0068] 权利要求书:

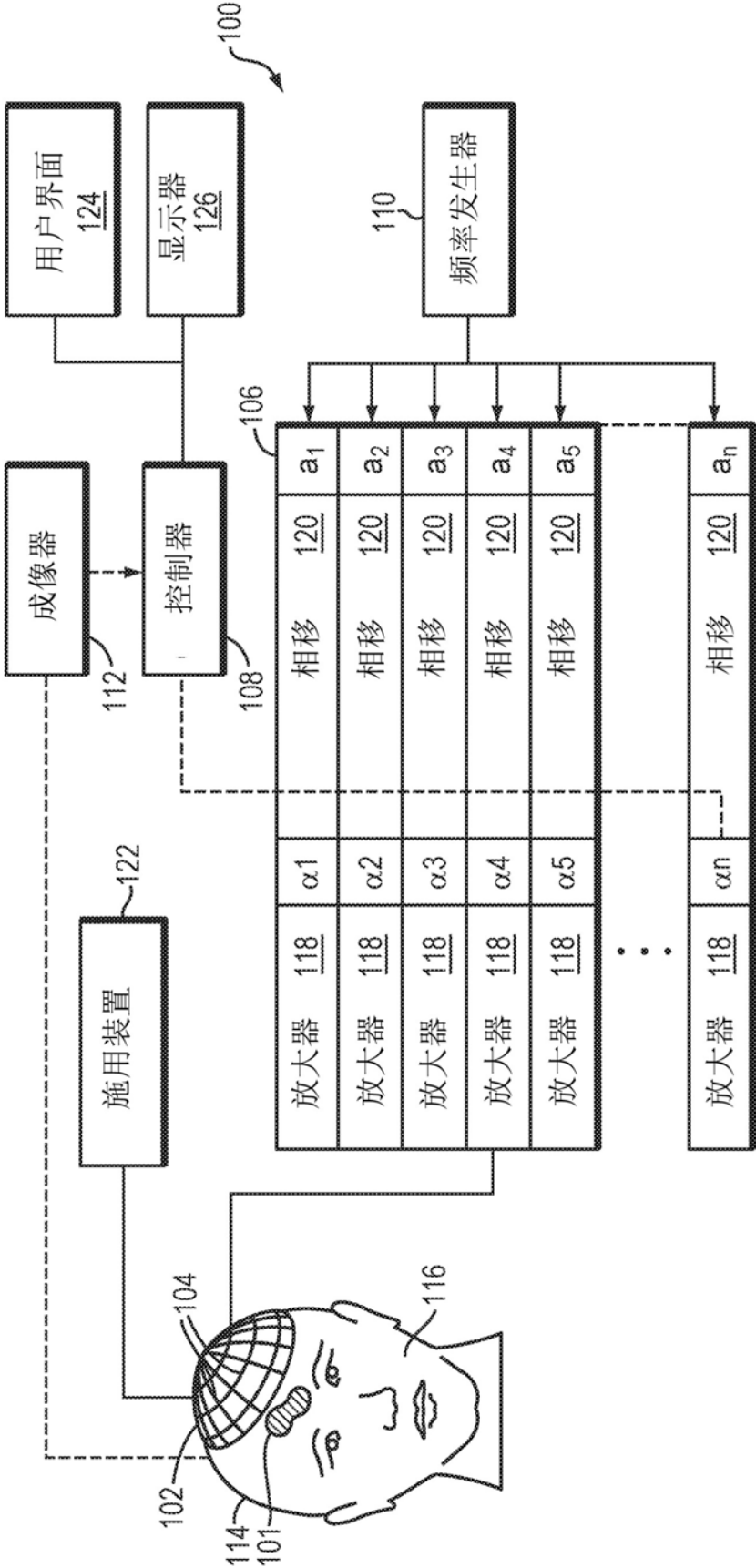


图1

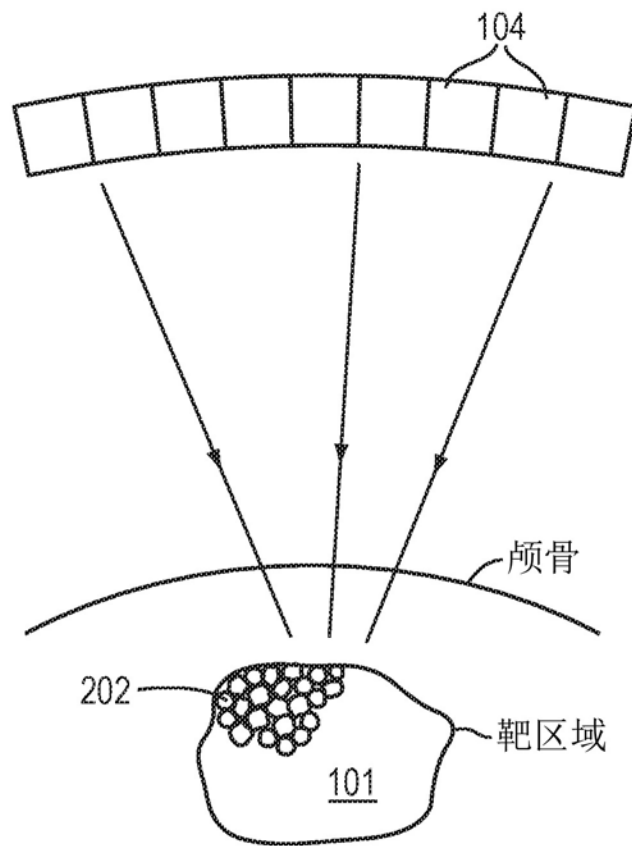


图2A

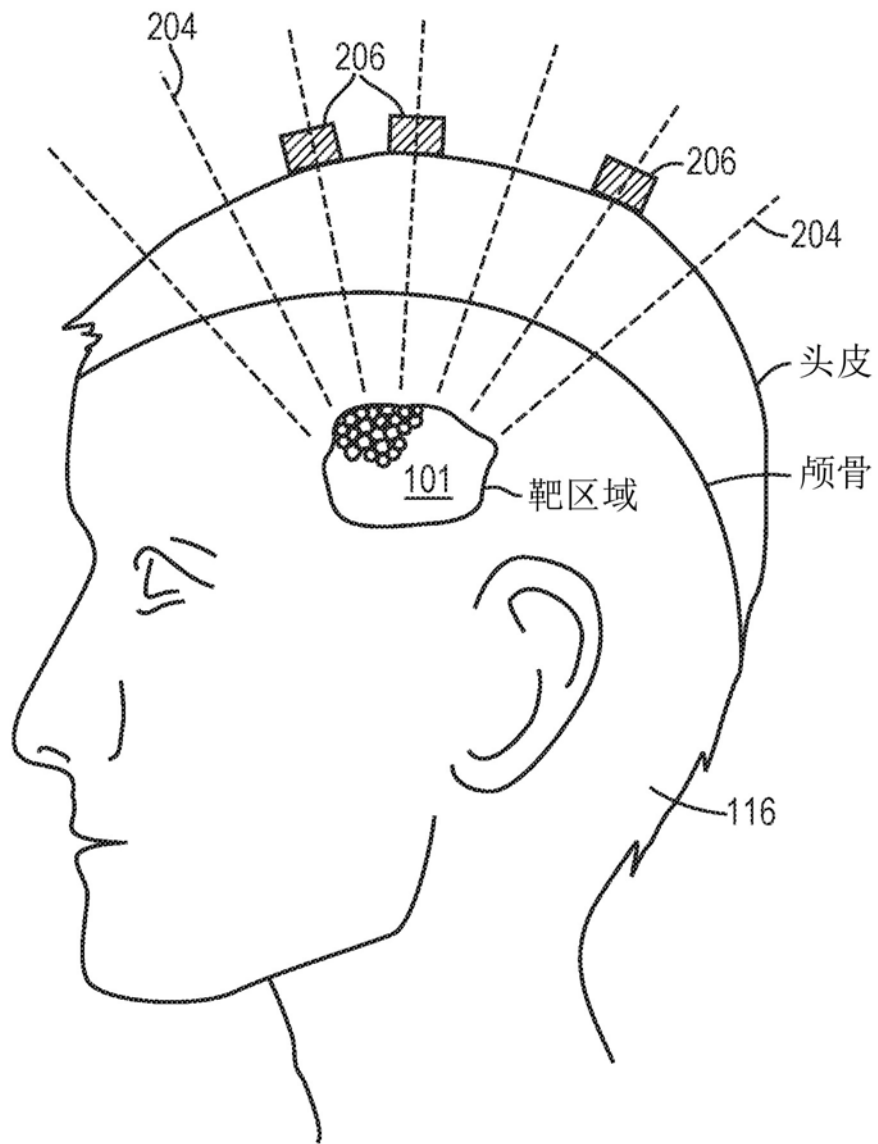


图2B

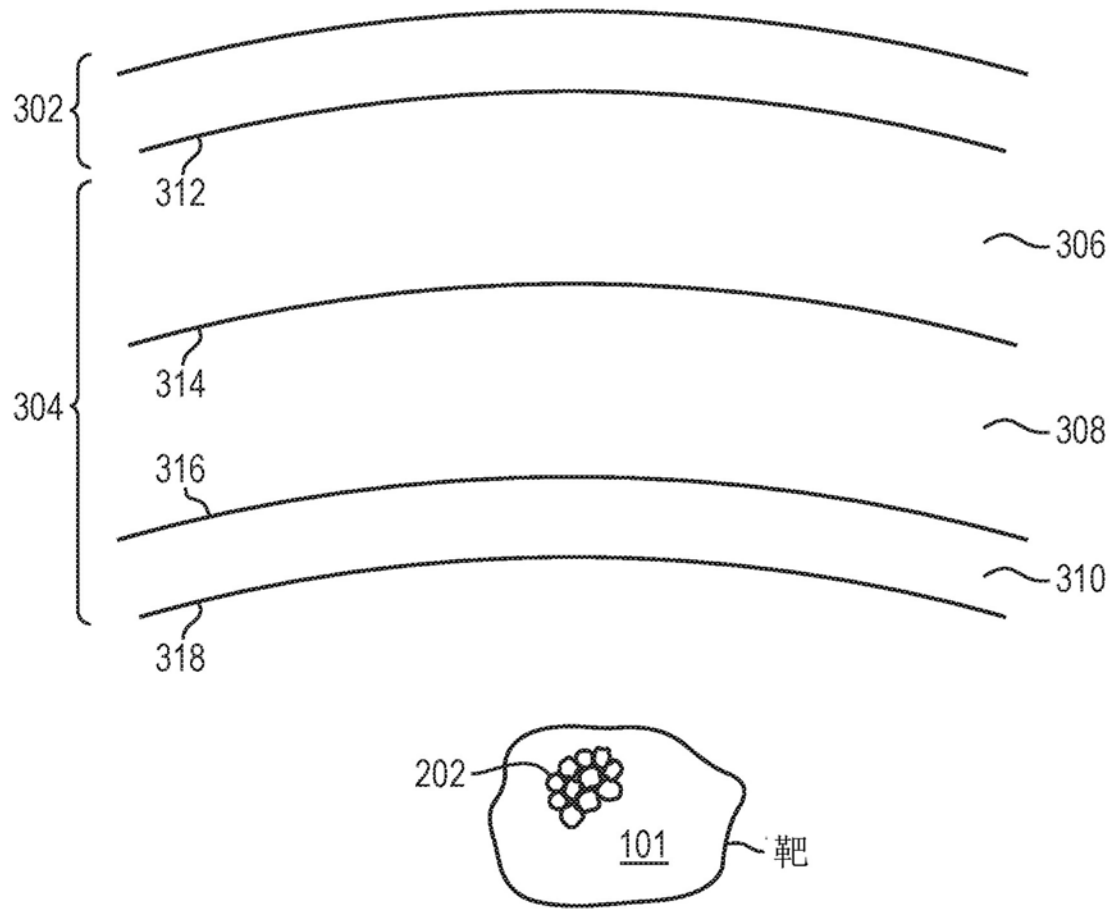


图3A

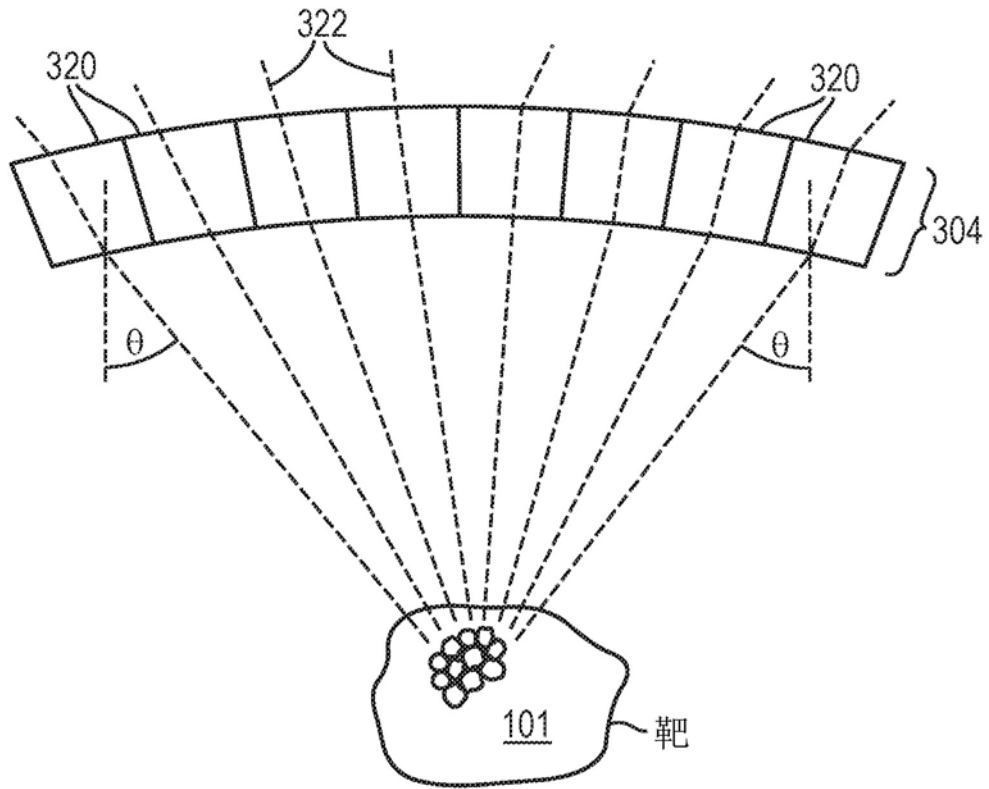


图3B

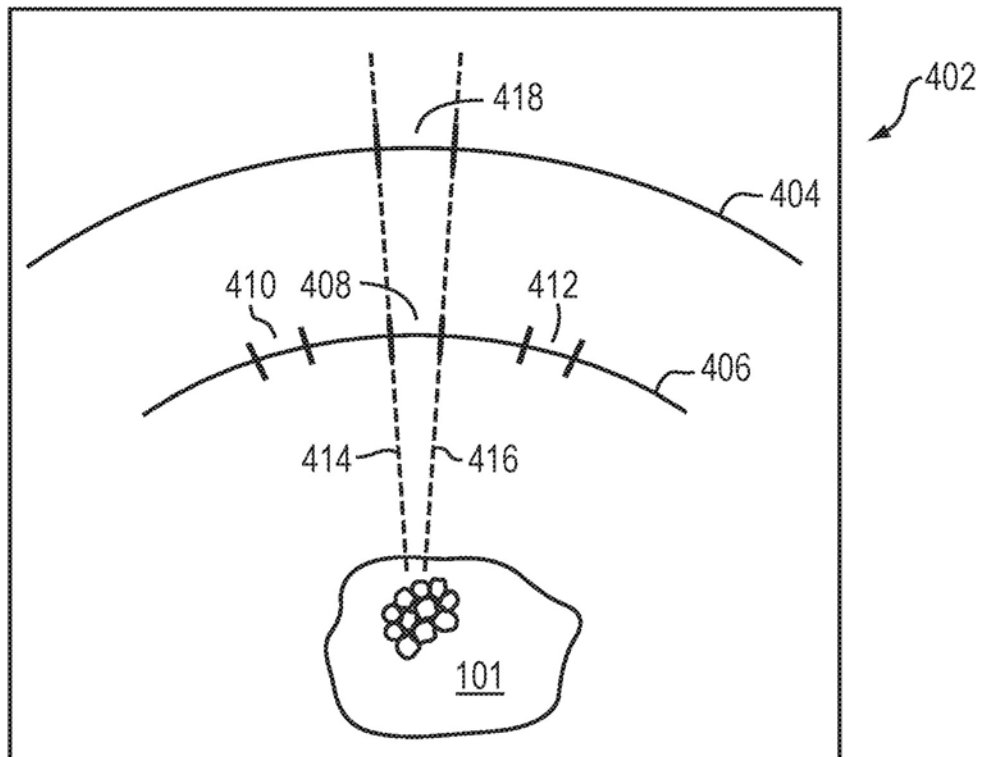


图4A

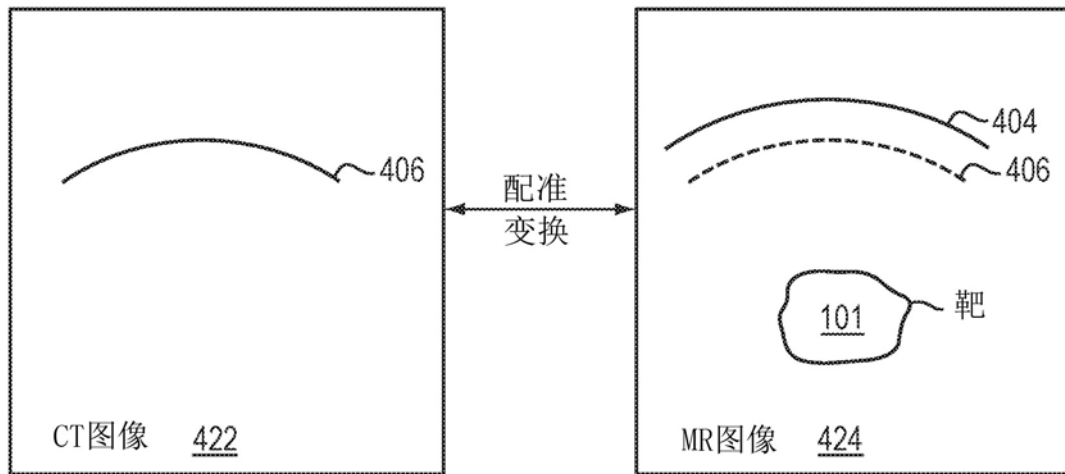


图4B

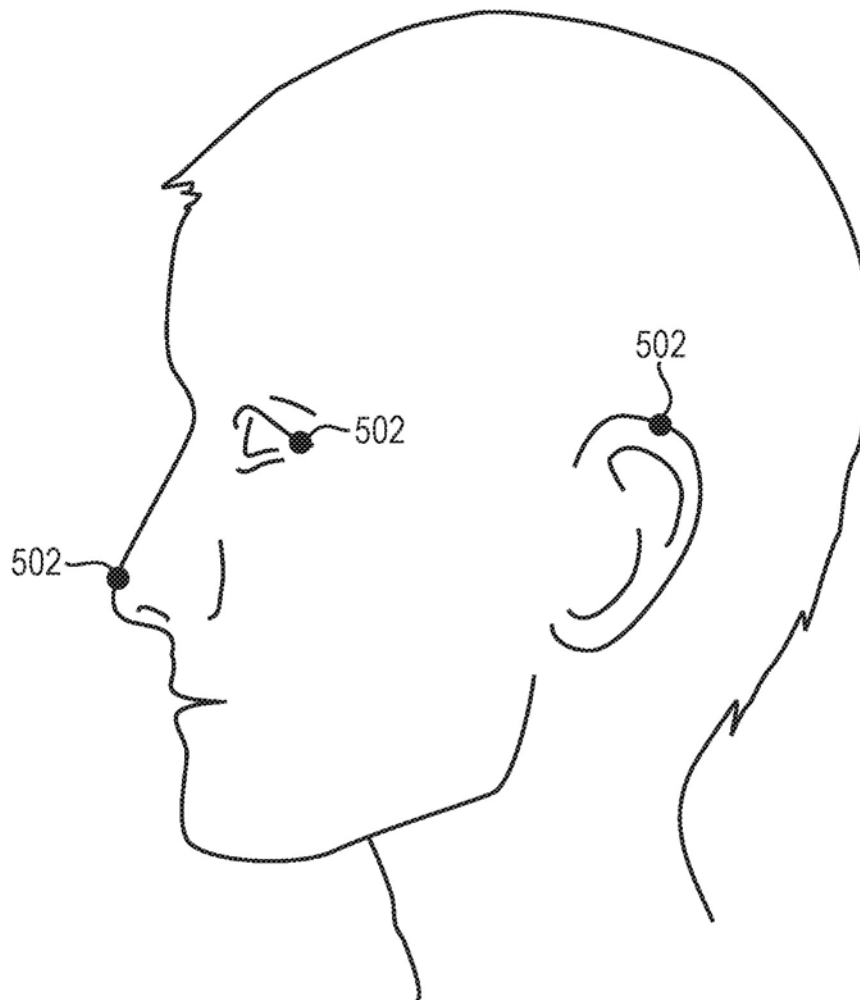


图5

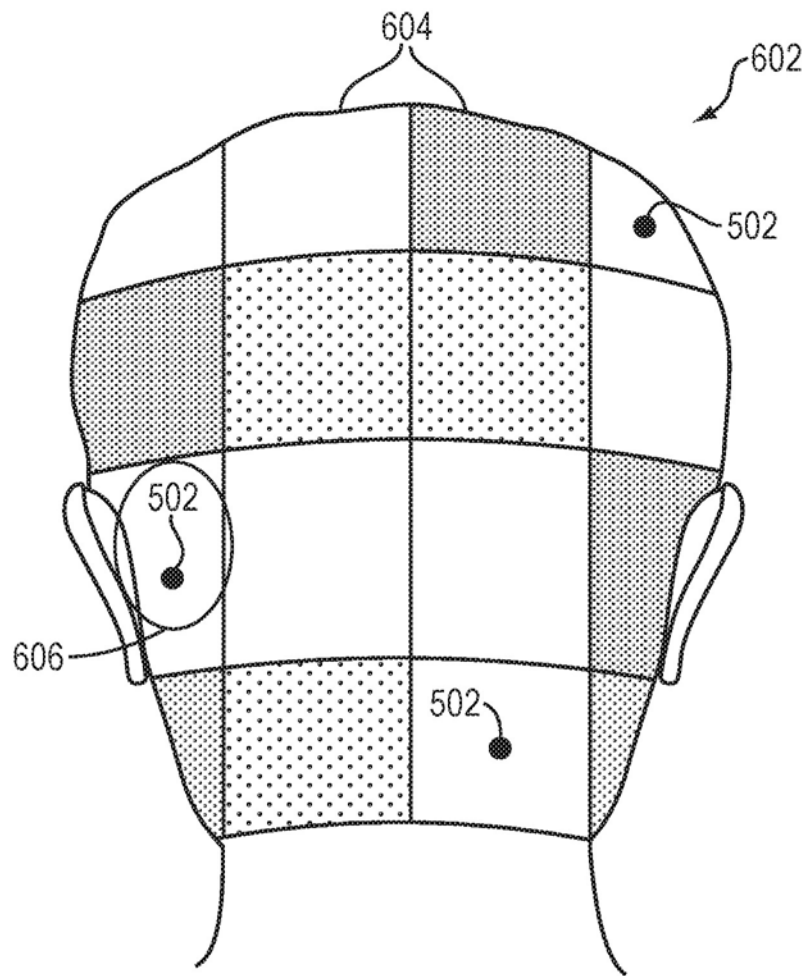


图6

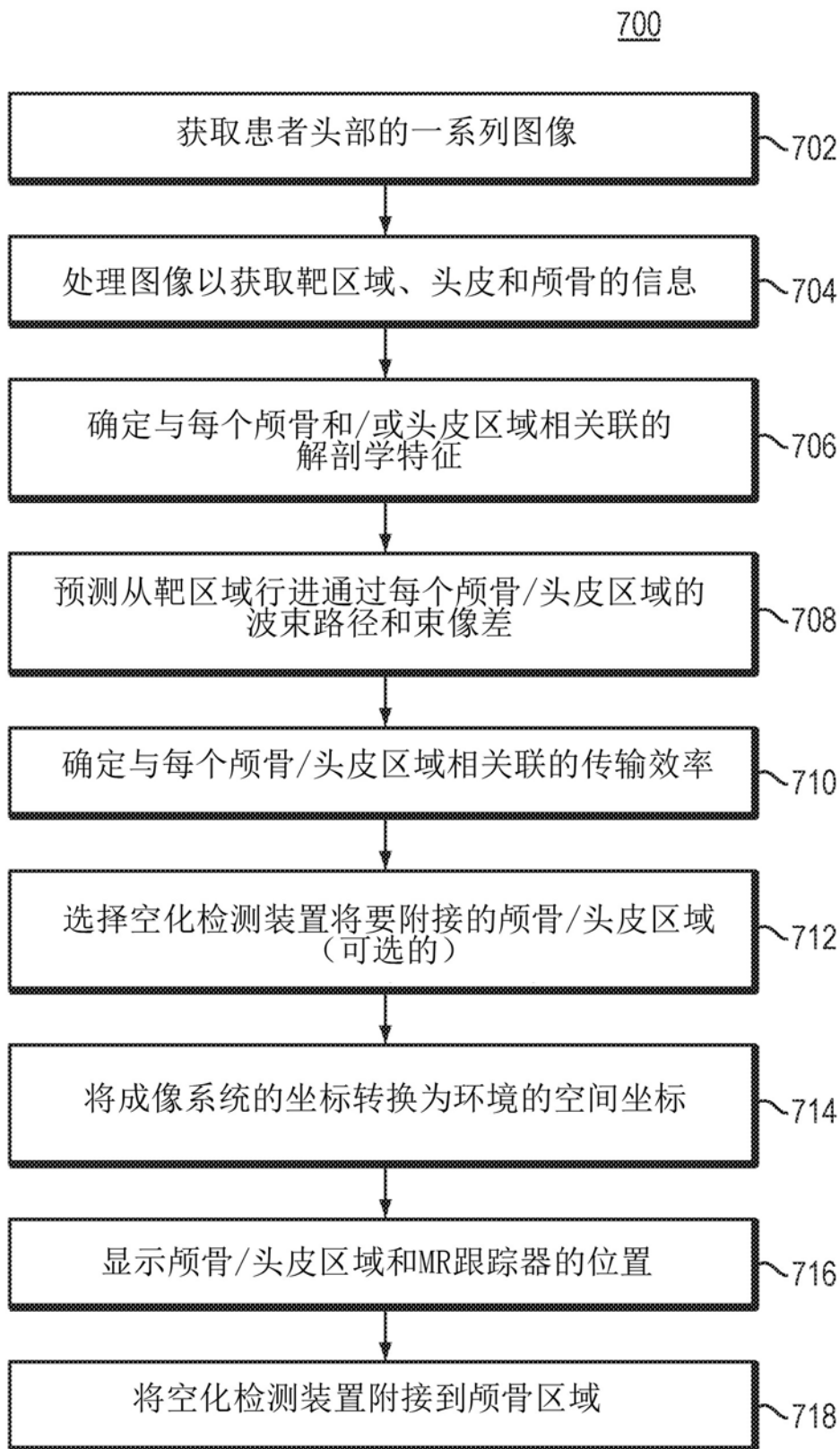


图7

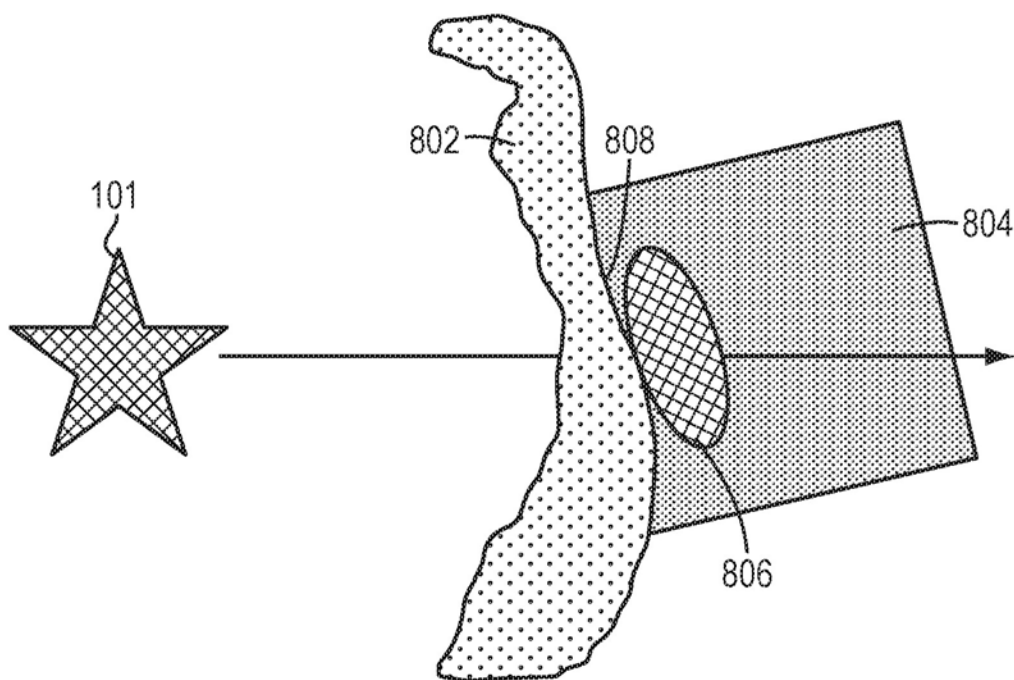


图8A

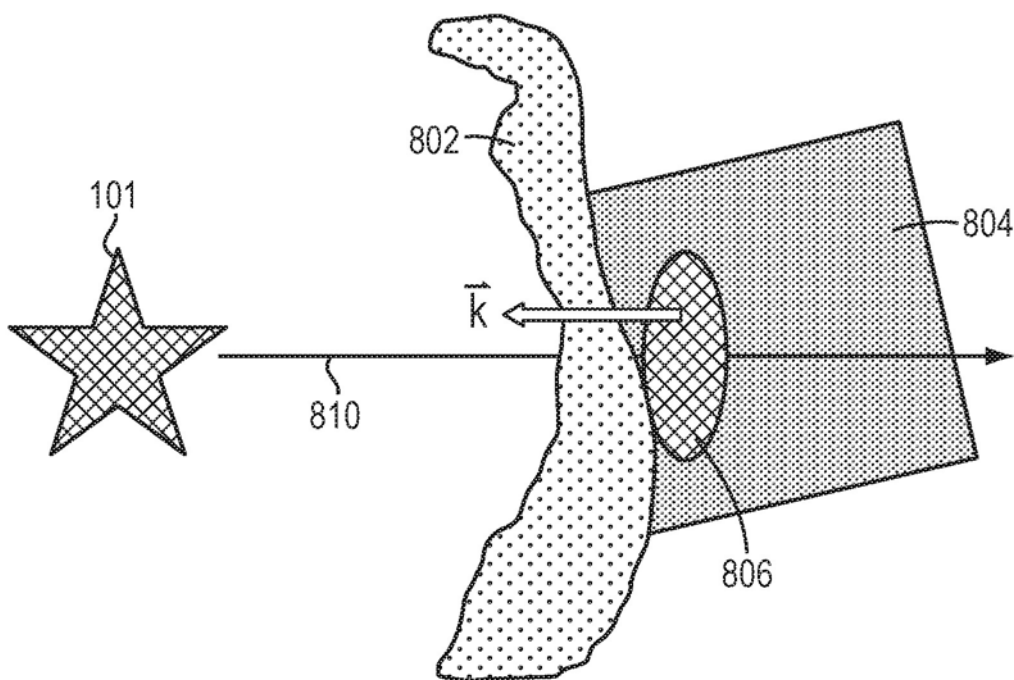


图8B

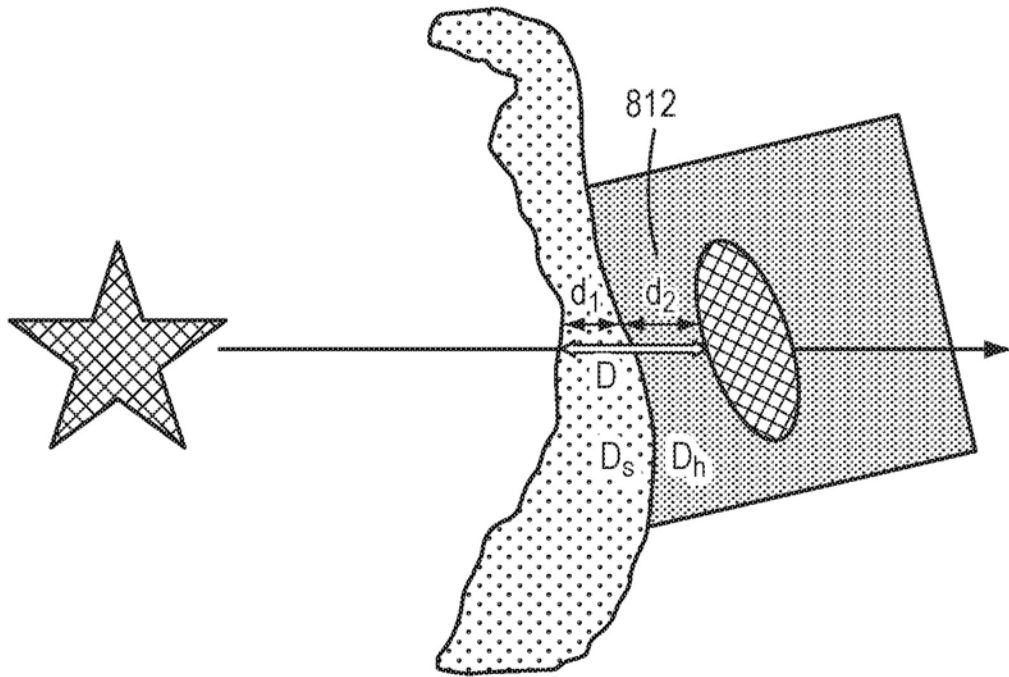


图8C

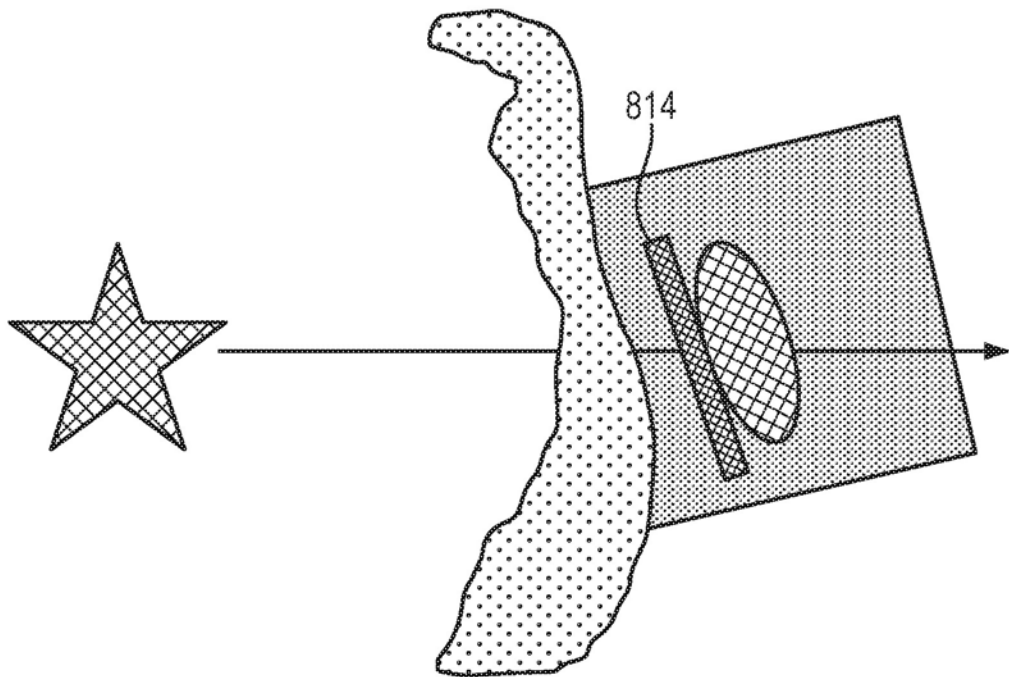


图8D

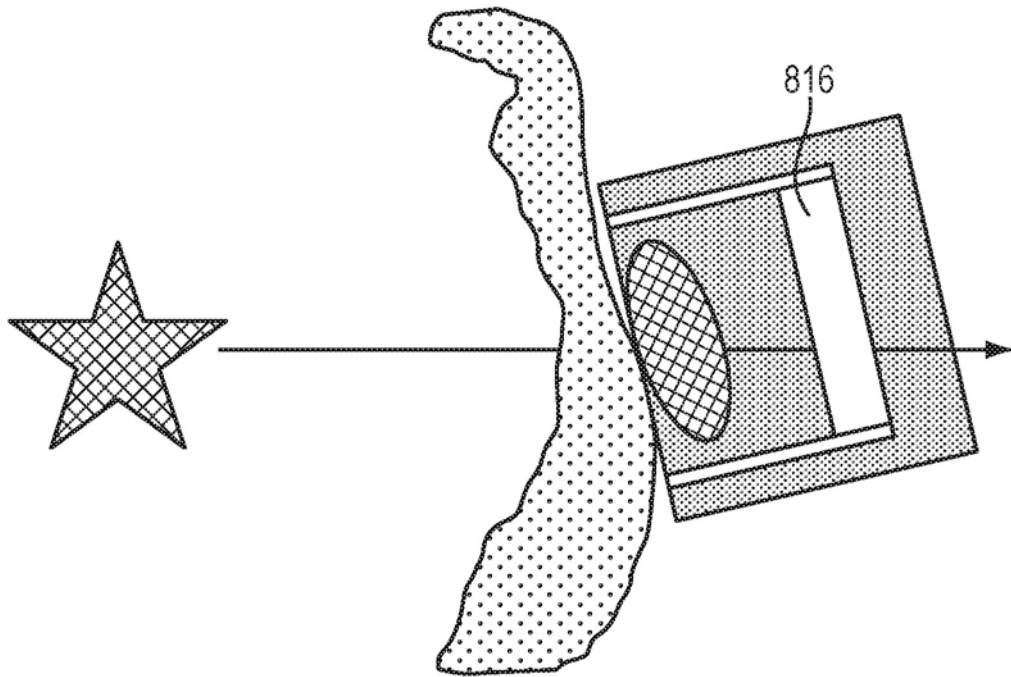


图8E

专利名称(译)	局部空化信号测量		
公开(公告)号	CN111093520A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880060505.3	申请日	2018-08-14
[标]发明人	S·维塔克 约阿夫·利维		
发明人	S·维塔克 约阿夫·利维		
IPC分类号	A61B8/08 A61N7/02 A61B5/055 A61B8/00 A61B6/03		
CPC分类号	A61B6/032 A61B8/0808 A61B8/0816 A61B8/085 A61B8/0858 A61B8/4227 A61B8/4494 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B2034/2046 A61B2034/2055 A61B2034/2063 A61N7/00 A61N7/02 A61N2007/003 A61N2007/0039		
代理人(译)	常晓慧		
优先权	15/708214 2017-09-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在聚焦超声程序中用于检测来自患者靶区域的空化信号的各种方法包括：超声换能器；成像装置，用于获取来自靶区域的空化信号行进通过的多个解剖区域的生理学特征；控制器，其被配置为至少部分地基于解剖区域的生理学特征选择一个或多个解剖区域，并将所选择的一个或多个解剖区域映射到一个或多个相应的皮肤区域；以及一个或多个空化检测装置，其附接至相应的皮肤区域。

