



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109416907 A

(43)申请公布日 2019.03.01

(21)申请号 201780024987.2

(22)申请日 2017.04.21

(30)优先权数据

16305472.9 2016.04.22 EP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2018.10.22

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/059556 2017.04.21

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/182655 EN 2017.10.26

(71)申请人 卡尔迪亚韦弗公司

地址 法国巴黎

申请人 国家科学研究中心

国家健康科学研究所

(74)专利代理机构 北京戈程知识产权代理有限公司 11314

代理人 程伟 黄岳巍

(51)Int.Cl.

G10K 11/00(2006.01)

A61B 17/22(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

(72)发明人 M·佩尔诺 M·维翁 M·坦特

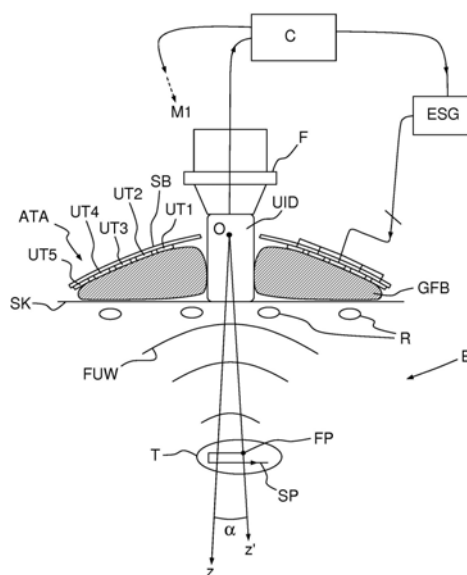
权利要求书2页 说明书6页 附图5页

(54)发明名称

超声成像和治疗设备

(57)摘要

一种超声成像和治疗设备,该设备包括:同心环形超声换能器(UT1-UT5)的阵列(ATA),以及超声成像设备(UID),其位于所述多个同心环形超声换能器的最里面的换能器的内部,其特征在于所述超声成像和治疗设备进一步包括机械联接装置(ML),其使得同心环形超声换能器关于超声成像设备倾斜运动,并且超声成像装置从同心环形超声换能器的阵列在轴向上突出;凭此,所述超声成像设备(UID)可以在同心环形超声换能器的阵列(ATA)倾斜以便在所述超声成像设备的成像区域(IR、IR1、IR2)内移动由同心环形超声换能器产生的超声波的焦点的同时,保持静止并且直接或间接与患者的皮肤接触。



1. 一种超声成像和治疗设备,所述设备包括:

- 同心环形超声换能器 (UT1-UT5) 的阵列 (ATA), 以及
- 超声成像设备 (UID), 其位于所述多个同心环形超声换能器的最里面的换能器的内部;

其特征在于所述超声成像和治疗设备进一步包括机械联接装置 (ML), 所述机械联接装置 (ML) 使得同心环形超声换能器的阵列关于超声成像设备倾斜运动, 其中, 超声成像设备从同心环形超声换能器的阵列在轴向上突出;

凭此, 所述超声成像设备 (UID) 能够在同心环形超声换能器的阵列 (ATA) 倾斜以便在所述超声成像设备的成像区域 (IR、IR1、IR2) 内移动由同心环形超声换能器产生的超声波的焦点的同时保持静止并且直接或间接与患者的皮肤接触。

2. 根据权利要求1所述的超声成像和治疗设备, 其中, 所述机械联接装置适用于允许同心环形超声换能器的阵列关于超声成像设备绕与超声成像设备的像面 (yz) 垂直的单一旋转轴 (O_x) 的旋转自由度。

3. 根据权利要求1所述的超声成像和治疗设备, 其中, 所述超声成像设备定义至少两个相互垂直的像面 (xz、yz), 并且其中所述机械联接装置适用于允许同心环形超声换能器的阵列关于超声成像设备绕两个垂直的旋转轴 (O_x 、 O_y) 的旋转自由度, 每个所述旋转轴分别与所述像面中的一个垂直。

4. 根据权利要求3或4的任一项所述的超声成像和治疗设备, 其中, 所述旋转轴或者每一个所述旋转轴都经过同心环形超声换能器的阵列的中心点 (O)。

5. 根据前述权利要求的任一项所述的超声成像和治疗设备, 其中, 同心环形超声换能器的阵列具有凹形。

6. 根据前述权利要求的任一项所述的超声成像和治疗设备, 进一步包括: 电子信号发生器 (ESG), 其配置为利用独立的延时驱动所述同心环形超声换能器以便发射具有能够调节的焦距的聚焦的超声波 (FUW)。

7. 根据权利要求6所述的超声成像和治疗设备, 其中, 所述电子信号发生器配置为驱动所述同心环形超声换能器以便发射具有位于与同心环形超声换能器垂直并且经过所述换能器的共同中心的轴 (O_z') 上的焦点 (FP) 的所述聚焦的超声波, 并且配置为改变所述焦点沿所述轴的位置。

8. 根据权利要求6或7的任一项所述的超声成像和治疗设备, 其中, 所述电子信号发生器和所述同心环形超声换能器配置为产生所述聚焦的超声波, 所述聚焦的超声波的强度水平足以在焦点产生至少为10MPa的峰值正压力, 并且优选至少为50MPa。

9. 根据权利要求6或7的任一项所述的超声成像和治疗设备, 其中, 所述电子信号发生器和所述同心环形超声换能器配置为产生所述聚焦的超声波, 所述聚焦的超声波的强度水平足以在焦点产生在3MPa到10MPa之间的正压力用于HIFU治疗应用或者超声药物输送。

10. 根据权利要求6至9的任一项所述的超声成像和治疗设备, 进一步包括所述机械联接装置的致动系统 (M1)。

11. 根据权利要求10所述的超声成像和治疗设备, 进一步包括: 控制器 (C), 其配置为驱动所述电子信号发生器和所述致动系统以便沿二维或三维路径 (SP) 操纵所述聚焦的超声波的焦点。

12. 根据权利要求11所述的超声成像和治疗设备,其中,所述控制器进一步配置为与所述超声成像设备配合以便将所述聚焦的超声波的焦点对准患者的影像解剖(T)目标。

13. 根据权利要求11或12的任一项所述的超声成像和治疗设备,其中,所述控制器进一步配置为接收由成像设备提供的图像数据,用于处理所述图像数据以提取与治疗相关的信息,并且用于利用所述信息以自动适应聚焦的超声波的强度水平。

14. 根据权利要求13所述的超声成像和治疗设备,其中,所述与治疗相关的信息包括关于空化活动的信息。

15. 根据权利要求10至14的任一项所述的超声成像和治疗设备,其中,所述控制器进一步配置为接收由成像设备提供的图像数据,用于处理所述图像数据以监控治疗的焦点的实时位置,并且如果焦点在预先定义的目标区域以外,则停止治疗。

超声成像和治疗设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像和治疗设备,具体的用于跳动的心脏的心脏治疗,并且更具体地用于通过例如碎石术、组织摧毁术、冲击波、HIFU (High Intensity Focused Ultrasound高强度聚焦超声波) 或者超声药物输送进行无创心脏治疗。

背景技术

[0002] 超声波用作多种应用的治疗工具:口腔卫生、肾结石碎裂(碎石术)、肿瘤消融等等。近来,也提出了在心脏手术中的应用(由心肌血管重建术引起的心肌缺血、顽固性心绞痛、由肾脏去神经治疗或血管钙化引起的高血压)。这些应用基于碎石术、组织摧毁术(通过超声冲击波分别引起的钙化/肾结石或组织的机械破裂)或HIFU(其中高强度超声波引起组织的局部加热)。超声波的其它治疗应用包括声孔效应,其中,低强度聚焦超声波可以实现局部的药物输送。

[0003] 为了靶向治疗体内的组织体,治疗超声波的焦点必须沿着一维、二维或者优选的三维移动。在现有技术中,这是通过移动换能器来实现的,既沿着与身体表面平行的平面移动,也朝向和远离身体移动。由于它需要利用成像设备连续和实时地视觉化和追踪心脏及其运动,并且出于安全性和有效性的考虑为了保持锁定在目标区域,需要在三维参考系中校正治疗超声波的焦点,所以不能在跳动的心脏上实现。

[0004] 文件US2012/0046592公开了超声成像和治疗设备,该设备包括凹形HIFU换能器,成像换能器位于凹形HIFU换能器的中心;所形成的组件封装在充满液体的外壳中由柔性薄膜封闭。治疗超声波的焦点位置通过倾斜HIFU换能器而不是成像换能器进行横向操纵,并且通过一起平移HIFU换能器和成像换能器进行纵向操纵。

[0005] 尽管心脏一直在运动,由于实时图像引导和追踪必须具有高精度以避免由被错误引导的超声波引起的潜在的致命伤害,所以使用超声治疗跳动的心脏是一项挑战。这种实时的精确性的需求在无创应用中特别难以满足,其中超声波经胸腔应用;更具侵入性(例如,经过食道的)的方法更简单实现,但是具有明显的缺点,例如有限的可用间隔或潜在的食道伤害。

[0006] R.M.Miller等人的文章“Histotripsy cardiac therapy system integrated with real-time motion correction”(Ultrasound in Med.&Biol.第39卷第12期第2362-2373页(2013))公开了与实时运动校正相结合基于组织摧毁术的经胸心脏治疗系统,该系统可以跟随待治疗的跳动的心脏的目标区域的移动。该系统基于治疗设备,它包括多个同心环形超声换能器,在换能器的中心具有超声探针(对于类似的设备参见US5520188)。通过向环形换能器馈送具有合适的相位(以及可选地,强度)关系的电驱动信号,可以产生聚焦的超声波,在轴向操纵焦点而不覆盖大的治疗区域(表面或体积),并且在精确控制的区域传播治疗波;超声探针可以监控治疗。然而,在实际应用中还需要焦点的横向操纵。简单地平移治疗设备是不够的,至少在超声心动应用中,超声探针必须非常精确地放置在两根肋骨之间以获取用于引导、定向以及监控治疗的实时的高质量图像,因此需要在治疗超声波

的应用期间保持静止并且直接或间接(例如,通过超声波传导介质的薄层介导,典型小于5mm的厚度)与患者的皮肤接触。

[0007] R.M.Miller和他的同事建议采用二维超声相控阵来执行超声波焦点的三维电子操纵。该方法执行起来会极其复杂,需要数十或者数百的精确相位驱动信号,该信号针对各自的超声换能器。市场上没有合适的电子驱动器,而且开发起来会非常昂贵。

[0008] Bastien Arnal在他的博士论文“Elastographie pour le suivi des thérapies par ultrasons focalisés et nouveau concept de cavité à retournement temporel pour l'histotripsy” (“Elastography for monitoring focused ultrasound therapy and new concept of time-reversal cavity for histotripsy”) (2013年1月17日,巴黎第七大学)中建议采用时间反演腔来执行用于切割二尖瓣的聚焦超声波的三维电子操纵。B.Arnal等人的文章“Tunable time-reversal cavity for high-pressure ultrasonic pulses generation: A tradeoff between transmission and time compression” (Applied Physics Letters 101,064104 (2012))中还描述了适用于组织摧毁术治疗的时间反演腔。但是再一次地,该方法很难实现并且需要精密的电子设备。

[0009] 已经在实验装置中采用了简单得多的设备,该设备基于单个凹形超声收发器,该收发器中心装备有超声探针,但由于该设备无法在保持超声成像探针静止并且直接或间接与患者的皮肤接触的同时通过机械地操纵治疗探针来操纵超声波的焦点,所以它不适用于实际应用。更具体地,无法在不向着或远离身体移动超声成像探针的情况下改变治疗超声波的焦深,并且处于可以连续和实时获取高质量图像并且追踪活体器官(例如跳动的心脏)的位置。由于无创的超声心动图需要将超声成像探针强制定位在与皮肤接触的肋间隙,所以向着或者远离身体移动超声成像探针会立刻导致成像质量的大幅退化。

[0010] 本发明致力于克服现有技术的这些缺点。更准确地,本发明致力于提供成像和治疗设备,该设备在避免超声引导的过度复杂、成本和图像退化的同时,可以在实时引导的情况下对聚焦的超声波进行二维或三维操纵并且从超声成像设备(例如,超声探针)进行监控。

发明内容

[0011] 本发明可以实现该目的的一个目标是超声成像和治疗设备,该设备包括同心环形超声换能器的阵列和超声成像设备,所述同心环形超声换能器的阵列用于产生治疗聚焦波;所述超声成像设备位于所述多个同心环形超声换能器的最里面的换能器的内部;其特征在于所述超声成像和治疗设备进一步包括机械联接装置,其使得同心环形超声换能器的阵列关于超声成像设备倾斜运动;凭此,所述超声成像设备可以在同心环形超声换能器的阵列倾斜以便在所述超声成像设备的成像区域内移动由同心环形超声换能器产生的超声波的焦点的同时保持静止并且直接或间接与患者的皮肤接触。重要地,超声成像设备从同心环形超声换能器的阵列在轴向上突出(更具体地,即使当阵列倾斜时超声成像设备在超声波的传播方向上也延伸超过阵列最前面的点)。这有助于在治疗期间使超声成像设备保持与患者的皮肤直接或间接接触。例如,超声成像设备可以从同心环形超声换能器的阵列突出10到100mm的长度,优选在10到50mm之间,甚至更优选在10到24mm之间。实际值取决于最外面的环形换能器的外直径和需要的倾斜幅度。例如,考虑最外面的换能器具有55mm的

直径,当设备应用于平面时,超声成像设备应该突出至少10mm以允许 $\pm 10^\circ$ 的倾斜。

[0012] 本发明设备采用电子和机械操纵的混合组合。就像先前引用的R.M.Miller等人的文章,轴向操纵采用电子的方式执行,并且能够将焦点移动到多个深度;横向操纵通过倾斜超声换能器而不移动成像设备而采用机械的方式执行。电子的轴向操纵和机械的横向操纵的组合使超声波的焦点在二维或三维移动。如上所述,得益于焦点的电子的轴向操纵以及突出的成像设备,所以这并不是以牺牲图像质量为代价实现的。

[0013] 这样的治疗设备的具体的实施方案构成从属权利要求的主题。

附图说明

[0014] 通过结合附图,本发明的其它特征以及优点从随后的说明中将变得更明显,在这些附图中:

[0015] -图1,根据本发明的实施方案的成像和治疗设备的简化的侧视图;

[0016] -图2,图1的设备的仰视图;

[0017] -图3,图1的设备在操作情况下的剖视图;

[0018] -图4A和图4B,通过单平面成像监控的二维操纵的示意图;

[0019] -图5A和图5B,通过双平面成像监控的三维操纵的示意图。

[0020] 附图不是按比例绘制的。

具体实施方式

[0021] 如图1、图2和图3所示的根据本发明实施方案的成像和治疗设备,其包括半径增加的环形超声换能器UT1-UT5的阵列ATA,换能器同心并且对齐地设置在球形碗SB上。根据未图示的不同实施方案,换能器可以排布在非球形(例如,抛物线形)碗的凹面上,甚至排布在平面上。这样的换能器的阵列通过例如上述引用的文件US5520188进行了描述。

[0022] 图2和图3中显示了五个换能器,但也可以采用不同数量的换能器,例如,多达几十个;优选的数量在5至20之间以避免过于复杂。如图2所示,环形换能器优选为圆形,更准确地,每个环形换能器可以具有带有圆形基座的直截头圆锥的形状。也可以是其它形状(例如,椭圆形、矩形...)。它们可以是连续的或者由分立的部分组成。

[0023] 就像US5520188和R.M.Miller等人的上述引用的文章所描述的,超声成像设备UID(例如,二维、双平面或三维超声探针)位于阵列ATA的中心,最里面的换能器UT1的内部。

[0024] 然而,与现有技术不同,成像设备不直接附着在换能器阵列ATA上,而是通过机械联接装置ML连接至换能器阵列ATA,其可能的结构如图1和图2所示。机械联接装置ML使换能器阵列ATA关于成像设备UID倾斜,即绕至少一个轴 O_x (与成像设备UID的观察轴 O_z 垂直)旋转换能器阵列ATA。根据本发明的不同实施方案,机械联接装置ML使换能器阵列ATA绕两个轴 O_x 、 O_y (相互垂直并且与观察轴 O_z 垂直)旋转。优选地,轴心点O对应于换能器阵列ATA的凹形碗的中心。

[0025] 电机M1(仅在图2显示)驱动联接装置ML的旋转自由度。在两个自由度的实施方案中,通常设置有两个独立的电机。

[0026] 在图1至图3的实施方案中,机械联接装置ML基于枢轴关节。更准确地,它包括:

[0027] -固定的框架F,成像设备UID固定地连接至固定的框架F;以及

[0028] 由电机M1驱动的轴0x的枢轴关节PJ,其包括固定地连接至框架F的定子S1以及固定地连接至换能器阵列的转子R1。

[0029] 在两个自由度的实施方案中,联接装置ML可以包括万向关节,万向关节包括两个枢轴关节,枢轴关节具有相互垂直的轴并且串联连接,甚至包括球形关节,球形关节提供额外地通常不必要的绕z轴的旋转自由度。

[0030] 在图1和图3中,可以看到换能器阵列的法向轴0z'关于成像设备的成像轴0z倾斜角度 α ,成像设备大体保持与患者的身体B的皮肤SK垂直。由超声换能器UT1-UT5发射的超声波FUW聚焦在位于z'轴的焦点FP上。换能器阵列的球形(更常见的凹形)保证了超声波聚焦在“几何的”或“自然的”焦距。通过在馈送给换能器的信号之间引入合适的延时而获取的电子聚焦能够将焦点移动到多个深度。

[0031] 然后,可以通过改变超声换能器的驱动信号的相对相位在0z'方向对焦点FP进行电子操纵,并且通过倾斜换能器阵列在垂直于0z的方向或平面对焦点FP进行机械操纵(实际上在圆形部分或球形表面上,对于小的倾斜角度 α 可通过直线或平面来近似圆形部分或球形表面)。这种方法,在成像设备UID(它不移动)的持续监控下,可以沿身体B的目标区域T内的二维或三维路径SP对焦点FP进行操纵。在图1的示例中,成像设备UID位于两个相邻的肋骨R之间,它可以获取目标区域T的高品质图像。

[0032] 有趣的是,小的倾斜角度 α 对于大多数应用来说就足够了。例如,如果超声波FUW聚焦在患者的皮肤以下5cm的深度,不到 $\pm 6^\circ$ 的倾斜就足以扫描1cm宽的目标区域。根据本发明的不同实施方案,机械联接装置ML可以适用于允许 $\pm 10^\circ$ 的倾斜,甚至 $\pm 20^\circ$ 的倾斜。

[0033] 在成像设备UID保持静止并且直接或者间接与患者的皮肤接触的同时(实际上,即使是“直接”接触也通常暗指插入一薄层超声凝胶),为了提供能够使其倾斜的自由空间,超声换能器UT1-UT5不能像超声成像设备那样从阵列中突出。可变形的填满凝胶或脱气水的袋子GFB-可能在其中心具有与成像设备UID对准的孔洞-可以插入换能器阵列ATA和患者的皮肤之间以使聚焦的超声波传播。

[0034] 在图3中,附图标记ESG表示电子信号发生器,其为阵列ATA的超声换能器产生单个驱动信号。利用可变的相移产生信号,确定焦点FP的轴上位置(即沿轴0z'的位置)。控制器C-例如适当编程的计算机或微控制器-驱动电子信号发生器ESG和电机M1(或者在两个自由度的实施方案中的两个电机)驱动联接装置ML以操纵焦点FP。控制器可以从成像设备UID接收图像数据以执行自动操纵。例如,控制器C可以驱动电子信号发生器ESG和电机M1使得焦点FP在补偿目标的生理运动的同时遵循预先确定的路径SP扫描心脏的目标区域T。先前引用的R.M.Miller等人的文章和M.Pernot等人的“3-D real-time motion correction in high-intensity focused ultrasound therapy”(Ultrasound in Med Biol 2004,30,9, 1239-1249)中对合适的运动补偿算法进行了描述。

[0035] 有利地,控制器可以配置为如果来自成像设备的图像数据表明焦点移动到目标区域以外,那么立即停止治疗从而降低对心脏组织造成伤害的风险。

[0036] 在一些实施方案中,控制器还可以配置为处理从成像设备接收的图像数据,用于从中提取关于治疗的信息(例如,空化活动指标)。然后,该信息可以用于自动地调整聚焦的超声波的强度水平。B.Arnal等人的文章“In vivo real-time cavitation imaging in moving organs”(Physics in Medicine&Biology 62,843-857 (2017))中描述了用于通过

凹形超声换能器(在其中心容纳有超声成像设备)发射的聚焦的超声波产生的空化气泡的成像的方法。根据该方法,超声成像设备发射一系列成像脉冲并且获取对应的两次连续的空化诱导脉冲之间回声。然后,处理回声以提取空化气泡(与周围组织不同)的图像。如果没有检测到空化气泡,那么控制器可以推断出超声波能量不足,并且提高它(优选的在操作人员的控制下)。如果检测到空化气泡比预期的焦点距离换能器近,那么控制器可以推断出超声波能量过大,并且减小它。

[0037] 在本发明的示例性实施方案中,成像和治疗设备包括12个排布在球形碗上的环形超声换能器,球形碗的半径列在下面的表1中:

[0038] 表1

[0039]

元件#	外部直径 (mm)
1	27.05
2	30.50
3	33.61
4	36.52
5	39.25
6	41.82
7	44.26
8	46.58
9	48.81
10	50.95
11	53.00
12	55.00

[0040] 这样的阵列具有110mm(对应于球形碗SB的半径)的“自然的”焦距,该焦距可以电调节为40至180mm之间。已经发现与患者接触的固定的成像换能器允许 $\pm 20^\circ$ 的换能器倾斜,它由于固定的成像换能器而具有有限的损耗。焦深和倾斜值的组合使得这样的换能器阵列将焦点横向移动 ± 66 mm。在采用这样的换能器阵列用于治疗时,利用两个自由度的联接,焦点可以扫过超过810立方厘米的体积而不使成像换能器从患者移位。在该实施方案中,步进电机直接安装在两个旋转轴(0_x 、 0_y)的每一个轴上以机械地倾斜换能器阵列。这样的步进电机以200Hz驱动200步,使焦点在0.3至20毫米每毫秒的速度范围内机械地移动。

[0041] 图4A和图4B说明实施方案,其中超声成像设备UID是二维超声探针定义了成像区域IR,该区域大体上是平面的并且位于yz平面(像面)。超声换能器的阵列ATA安装为使其可绕 0_x 轴旋转。沿 0_z 轴的电子操纵和阵列ATA绕 0_x 轴的倾斜使焦点FP(它实际上是有限体积的区域并且沿 $0_z'$ 具有延伸的形状)在平面成像区域IR内移位。

[0042] 图5A和图5B说明另一个实施方案,其中超声成像设备UID是双平面超声探针,它定义了由两个子区域IR1和IR2构成的成像区域,该区域大体上是平面的并且分别位于yz和xz平面(像面)。超声换能器的阵列ATA安装为使其可绕 0_x 和 0_y 轴旋转。沿 $0_z'$ 轴的电子操纵和阵列ATA绕 0_x 和 0_y 轴的倾斜使焦点FP(它实际上是有限体积的区域并且具有沿 $0_z'$ 延伸的形状)在两个平面成像区域IR1和IR2内移位。

[0043] 根据未图示的本发明的另一个实施方案,超声成像设备UID是三维矩阵超声探针,它定义了完整的三维区域,该区域包括无限多个像面,所述像面都包括 O_z 轴。超声换能器的阵列ATA安装为使其可绕 O_x 和 O_y 轴旋转。沿 O_z' 轴的电子操纵和阵列ATA绕 O_x 和 O_y 轴的倾斜使焦点FP(它实际上是有限体积的区域并且具有沿 O_z' 延伸的形状)在三维成像区域内移位。

[0044] 正如上面讨论的,换能器通过合适的电子电路ESG驱动以产生超声波。一种可能的驱动电路ESG是脉冲功率放大器,它在每一个环形换能器上产生延时信号。在本发明具体的实施方案中,对换能器施加一组中心频率从100kHz到4MHz(优选为从500kHz到1MHz)的正弦信号周期。该组被称为突发的正弦信号周期以固定的频率重复,该频率被称为脉冲重复频率(PRF),它的范围从0.01到1000Hz。在本发明中,突发的长度范围从1 μ s直至100ms。在基于冲击波的应用中,例如碎石术或组织摧毁术,产生的超声波的振幅应该足以在焦点处的生物组织里引起空化。这意味着在焦点处产生的峰值正压力应该至少为10MPa并且优选的至少为50Mpa,而峰值负压力应该至少为-5Mpa并且优选的至少为-10MPa。

[0045] 本发明设备适用于各种医疗应用。在心脏病学中,该设备可以切开心脏瓣膜以治疗二尖瓣反流,软化心脏瓣膜以治疗瓣膜狭窄,创造心脏内交流等等。它还适用于非心脏的应用,即肾结石、血管钙化、肿瘤消融。该设备特别适用于无创应用,但也可以用于侵入性应用,例如胸骨切开后应用于心包。该设备还可用于超声声孔效应或心脏的治疗剂的药物输送用于心脏疾病的控制药物治疗。

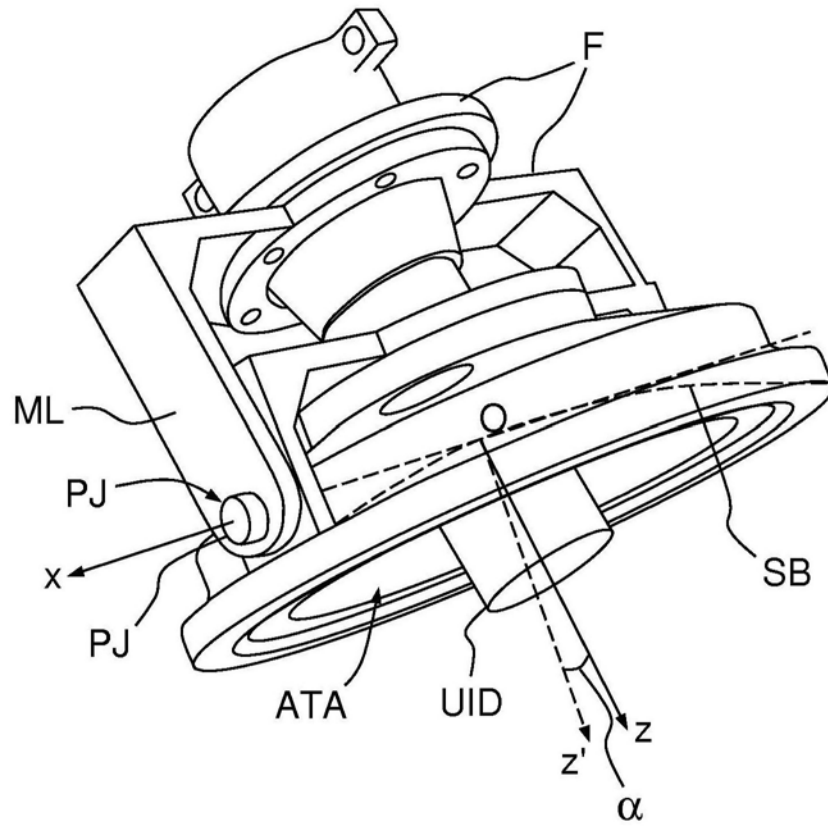


图1

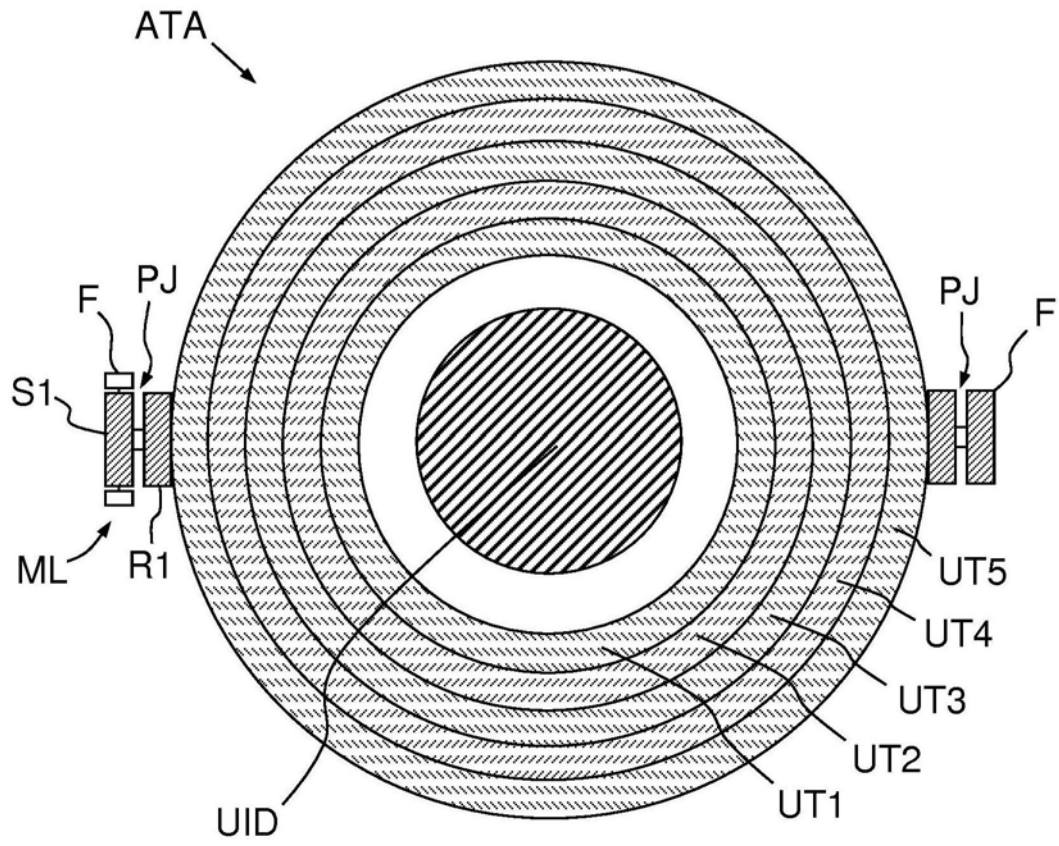


图2

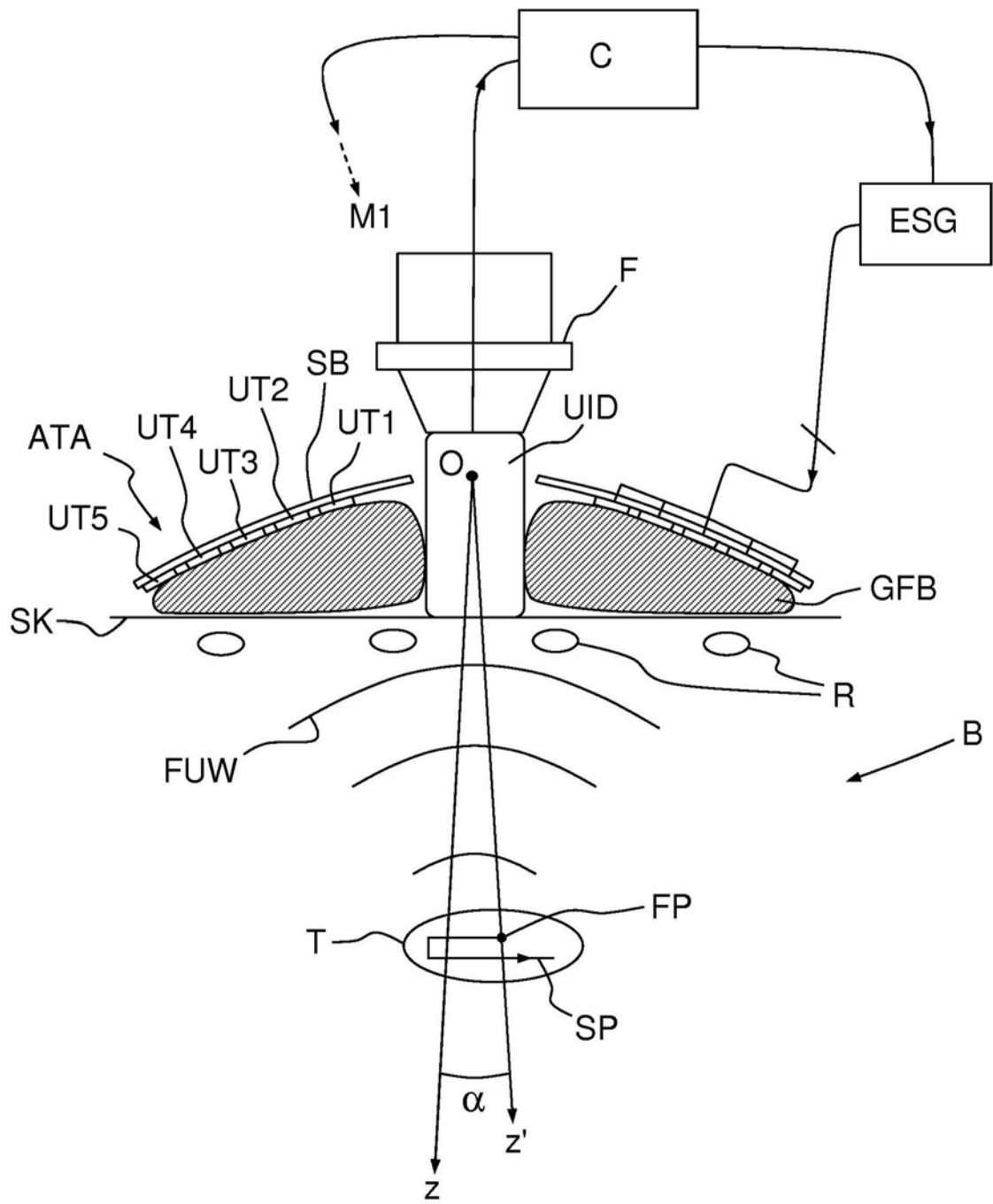


图3

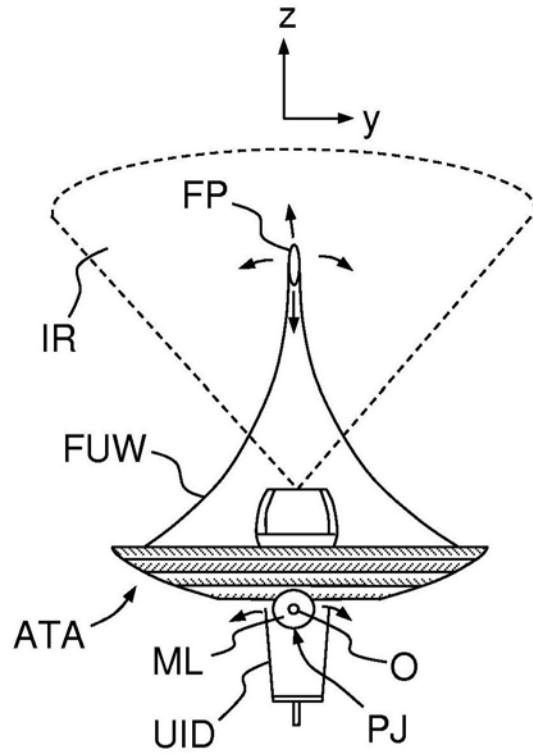


图4A

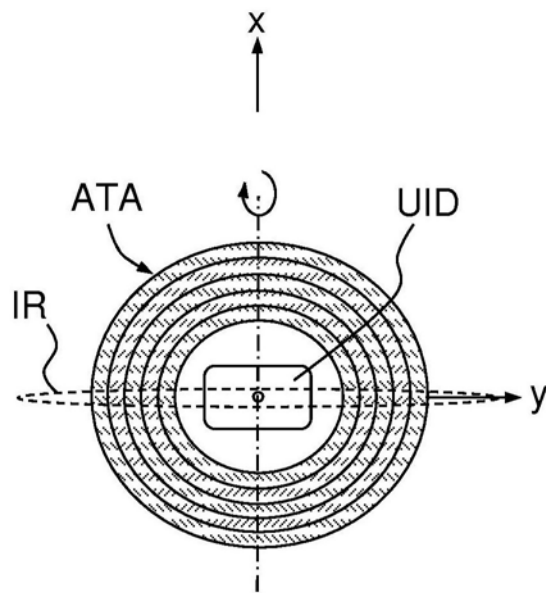


图4B

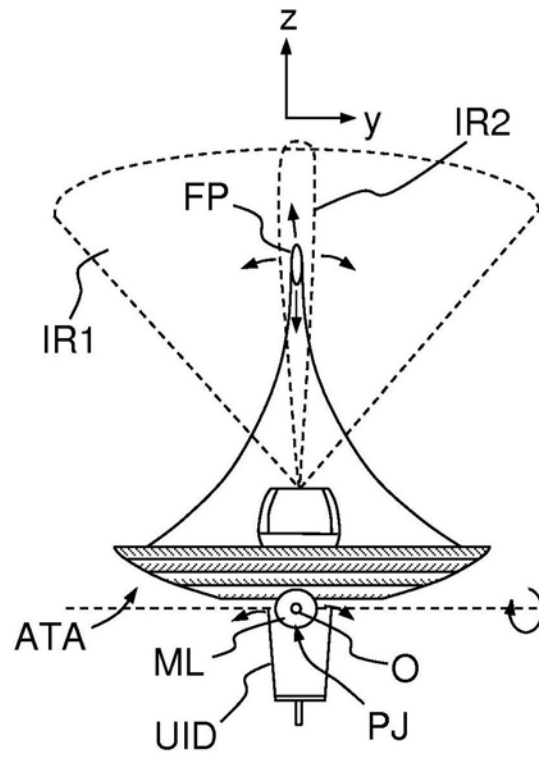


图5A

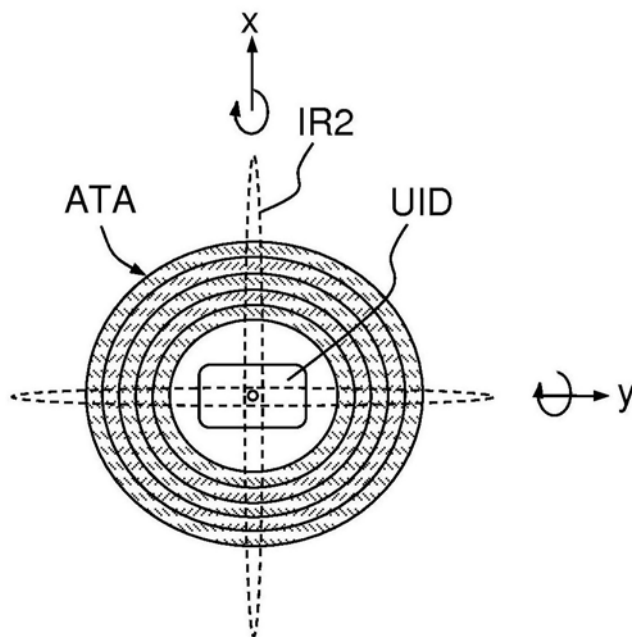


图5B

专利名称(译)	超声成像和治疗设备		
公开(公告)号	CN109416907A	公开(公告)日	2019-03-01
申请号	CN201780024987.2	申请日	2017-04-21
[标]申请(专利权)人(译)	国家科学研究中心 国家健康科学研究所		
申请(专利权)人(译)	国家科学研究中心 国家健康科学研究所		
当前申请(专利权)人(译)	国家科学研究中心 国家健康科学研究所		
[标]发明人	M佩尔诺 M维翁		
发明人	M·佩尔诺 M·维翁 M·坦特		
IPC分类号	G10K11/00 A61B17/22 A61B8/00 A61N7/00 A61B8/08		
CPC分类号	B06B1/0625 A61B8/08 A61B8/0833 A61B8/085 A61B8/429 A61B8/4461 A61B8/4483 A61B17/225 A61B17/2258 A61N7/00 A61N2007/0004 A61N2007/0052 A61N2007/0082 A61N2007/0086 G10K11/ /004 G10K11/34 G10K11/355		
代理人(译)	程伟		
优先权	2016305472 2016-04-22 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声成像和治疗设备，该设备包括：同心环形超声换能器(UT1-UT5)的阵列(ATA)，以及超声成像设备(UID)，其位于所述多个同心环形超声换能器的最里面的换能器的内部，其特征在于所述超声成像和治疗设备进一步包括机械联接装置(ML)，其使得同心环形超声换能器关于超声成像设备倾斜运动，并且超声成像装置从同心环形超声换能器的阵列在轴向上突出；凭此，所述超声成像设备(UID)可以在同心环形超声换能器的阵列(ATA)倾斜以便在所述超声成像设备的成像区域(IR、IR1、IR2)内移动由同心环形超声换能器产生的超声波的焦点的同时，保持静止并且直接或间接与患者的皮肤接触。

