



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107530555 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680019263.4

(22)申请日 2016.03.29

(30)优先权数据

62/140,018 2015.03.30 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.28

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/051758 2016.03.29

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/157072 EN 2016.10.06

(71)申请人 皇家飞利浦有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72)发明人 R·塞普 W·T·史

J·E·鲍尔斯

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 李光颖 王英

(51)Int.Cl.

A61N 7/02(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

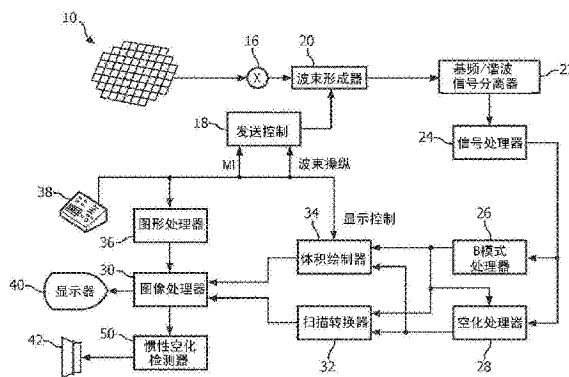
权利要求书1页 说明书8页 附图6页

(54)发明名称

用于超声溶栓处置和监测的超声波换能器阵列

(57)摘要

一种具有二维阵列换能器的超声诊断成像系统执行微泡介导治疗,诸如超声溶栓。通过切割成直线围成的元件来形成所述阵列,其中,不存在拐角元件,以提供适应头部的颞窗的大致圆形形状,用于头部治疗能量递送。在若干描述的实施方式中,额外的换能器元件被优化用于其他专门功能,诸如A-线成像、多普勒流检测、颞骨厚度估计或空化检测。优选地,存在128个治疗元件,使得阵列探头可以与具有128通道波束形成器的标准超声系统一起使用。



1. 一种超声治疗系统,其上包括指令,所述指令在被运行时令所述系统:

从治疗换能器元件的二维阵列朝向脑血管系统中的阻塞发送治疗性超声能量,其中,所述二维阵列包括直线切割的换能器元件,所述直线切割的换能器元件以缺少拐角元件以提供大致圆形阵列形状的图案来布置;并且

除了治疗性超声能量之外,从与治疗换能器元件的所述二维阵列定位在一起的成像换能器元件进行发送。

2. 根据权利要求1所述的换能器阵列,其中,所述二维阵列中的治疗换能器元件的数量是128;并且其中,所述超声治疗系统还包括128通道波束形成器。

3. 根据权利要求2所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件被中心地定位在治疗超声元件的所述二维阵列中。

4. 根据权利要求3所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件的数量是四。

5. 根据权利要求4所述的换能器阵列,其中,四个成像换能器元件被耦合在一起以用于作为换能器片块并行操作。

6. 根据权利要求2所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件被外围地定位在治疗换能器元件的所述二维阵列周围。

7. 根据权利要求6所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件被耦合在一起以用于并行操作。

8. 根据权利要求6所述的换能器阵列,其中,成像换能器元件的数量是四。

9. 根据权利要求6所述的换能器阵列,包括以五个元件的组布置的二十个成像换能器元件,每个组被定位在治疗换能器元件的所述二维阵列的一侧上。

10. 根据权利要求1所述的换能器阵列,其中,所述系统包括指令,所述指令在被运行时令所述成像换能器元件以比所述治疗换能器元件更高的频率发送超声。

11. 根据权利要求10所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件包括比所述治疗换能器元件更小的高度。

12. 根据权利要求1所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件包括以下中的一项或多项:用于更宽带宽的较重背衬或用于将不同的能量耦合到身体中的不同的声学匹配层。

13. 根据权利要求1所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件被配置用于以下中的一项:A线成像、多普勒检测或头骨厚度测距。

14. 根据权利要求1所述的换能器阵列,其中,所述成像换能器元件包括对空化的次谐波频率或超谐波频率特性敏感的带宽。

15. 根据权利要求14所述的超声治疗系统,其中,所述超声治疗系统还包括:

空化检测器,其响应于由所述成像换能器元件产生的信号;以及

放大器电子器件,其被耦合到所述二维阵列并且被配置为控制由所述治疗换能器元件产生的所述超声能量。

用于超声溶栓处置和监测的超声波换能器阵列

[0001] 本申请要求享有于2015年3月30日提交的美国专利申请No.62/140018的优先权，通过引用将其整体并入本文。

技术领域

[0002] 本发明涉及医学诊断超声系统，并且具体而言涉及通过超声溶栓执行成像和治疗的超声系统。

背景技术

[0003] 缺血性中风是医学上已知的最使人虚弱的疾病之一。血液流向大脑的受阻会迅速导致瘫痪或死亡。通过溶栓药物治疗(诸如利用组织纤溶酶原激活剂(tPA)的处置)来实现再通的尝试被报告为在多种情况下引起症状性脑内出血。对该造成重大损害的痛苦的诊断和处置的进展是持续医学研究的课题。

[0004] 国际专利公开W0 2008/017997 (Browning等人)描述了一种超声系统，其提供针对血栓(例如导致缺血性中风的血栓)的微泡介导治疗。微泡被注入，以大剂量注射递送，或发展到血流中并流到血栓附近。将超声能量递送到血栓处的微泡以破坏微泡或使微泡破裂。该微泡活动在许多情况下可以帮助溶解或分解血块，并将滋养血流返回到大脑和其他器官。该微泡活动能够用于递送被包在微泡壳中的药物，以及微泡介导超声溶栓。

[0005] Browning等人的出版物示出了从由超声系统控制的超声阵列探头递送超声能量进行超声溶栓。为了临床安全且有效地进行超声溶栓处置，将超声能量递送给凝块靶区域的超声阵列探头应当满足各种要求。首先，探头必须能够在凝块部位处进行足够的超声能量递送，以足以刺激脑内动脉中的超声溶栓活动。第二，能量递送应该是方向可控的，从而提供靶向凝块周围的组织的能力。递送的能量应该是可控的，从而提供达到较深和较浅的凝块两者的能力。该阵列应该被定尺寸和整形为适合颅骨的声窗，并且优选地具有指示在患者的颞骨窗上的正确放置的能力。最后，所述系统应该提供估计针对适当超声剂量递送和增强的处置安全性的原位压力的能力。

发明内容

[0006] 根据本发明的原理，描述了一种换能器阵列和超声系统，其提供使用标准128通道波束形成器执行超声溶栓处置的能力。探头中的换能器阵列是二维阵列，使得能量递送可以可控地在三维中被引导。阵列是大致圆形的并且被整形为适合患者头部的颞骨窗。描述了可由标准系统波束形成器供电的示范性换能器阵列，其能够递送足以刺激超声溶栓的能量。利用成像换能器元件来描述实施方式，所述成像换能器元件与超声系统结合，针对除了治疗能量递送之外的功能被优化，例如A线成像、多普勒检测、颅骨厚度测距或对空化的信号特性的灵敏度。

附图说明

- [0007] 在附图中：
- [0008] 图1以框图形式图示了根据本发明的原理构建的超声波诊断成像和治疗系统。
- [0009] 图2图示了在二维 (2D) 成像平面中的超声溶栓治疗的递送。
- [0010] 图3图示了三维图像体积中的超声溶栓治疗的递送。
- [0011] 图4图示了在人体模型的头部上建模的用于超声溶栓治疗的探头和头戴式耳机。
- [0012] 图5图示了根据本发明的原理构造的二维换能器阵列。
- [0013] 图6图示了具有中心仅接收元件的本发明的另一二维阵列。
- [0014] 图7图示了具有外围仅接收元件的本发明的另一二维阵列。
- [0015] 图8图示了具有外围仅接收元件的本发明的另一二维阵列。
- [0016] 图9图示了具有四个专用中心元件的本发明的二维阵列。
- [0017] 图10图示了具有更精细的片块成像元件的本发明的另一二维阵列。

具体实施方式

[0018] 在一些方面中，本发明包括一种在其中包括指令的超声治疗系统，所述指令当被执行时，令所述系统从治疗换能器元件的二维阵列朝向脑血管系统中的阻塞发送治疗性超声能量，并且除了治疗性超声能量之外从与治疗换能器元件的二维阵列一起定位的成像换能器元件发送。二维阵列可以包括直线切割的换能器元件，所述元件以缺少拐角元件以提供大致圆形阵列形状的图案来布置。

[0019] 在特定方面中，二维阵列中的治疗换能器元件的数量为128，并且超声治疗系统还包括128通道波束形成器。成像换能器元件可以中心地被定位在治疗超声元件的二维阵列中。在一些方面中，成像换能器元件被外围地定位在治疗换能器元件的二维阵列周围。成像元件的数量可以是范围，并且通常可以小于治疗换能器元件的数量。例如，成像换能器元件的数量是四个。在一些方面中，二十个成像换能器元件以五个元件的组来布置，每个组被定位在治疗换能器元件的二维阵列的一侧上。在特定方面中，成像换能器元件（例如，四个元件）可以耦合在一起，以便作为换能器片块并行操作。在特定方面中，成像换能器元件能够外围地被定位在治疗换能器元件的二维阵列周围，并且备选地，成像换能器元件被耦合在一起以并行操作。

[0020] 在特定方面中，所述系统可以包括当被执行时令成像换能器元件以比治疗换能器元件更高的频率发送超声的指令，和/或成像换能器元件可以在结构上被配置为以比治疗换能器元件更高的频率操作。例如，成像换能器元件可以包括比治疗换能器元件更小的高度。在一些方面中，成像换能器元件还可以包括用于更宽带宽的较重背衬和/或用于将不同能量耦合到身体中的不同声学匹配层。如本文进一步描述的，成像换能器元件和超声系统可以被配置为A线成像、多普勒检测或颅骨厚度测距之一。成像换能器元件还可以具有对空化的次谐波或超谐波频率特性敏感的带宽。在特定方面中，超声治疗系统可以包括响应于由成像换能器元件产生的信号的空化检测器，以及被耦合到二维阵列并且被配置为控制由治疗换能器元件产生的超声能量的放大器电子器件。

[0021] 参考图1，以框图形式示出了根据本发明的原理构造的超声系统。二维换能器阵列10被提供用于发送用于治疗和其它用途的超声波并且接收回波信息。在本发明中，阵列是换能器元件的二维阵列，其与超声系统组合能够在三维中操纵具有治疗效果的

超声波并且提供3D图像和其它信息。在该范例中,阵列被定位在超声探头中,所述探头安装在头戴式耳机上,所述头戴式耳机将阵列定位为与头部侧面的颞部声学接触以用于超声溶栓的经颅递送。阵列的元件耦合到发送/接收(T/R)开关16,所述开关在发送与接收之间切换,并且保护系统波束形成器20免受高能量发送信号的影响。来自换能器阵列10的超声脉冲的发送由耦合到波束形成器20的发送控制器18引导,波束形成器20从用户接口或控制面板38的用户操作接收输入。

[0022] 由阵列10的元件接收的回波信号被耦合到系统波束形成器20,在所述系统波束形成器中信号被组合成相干的波束形成信号。例如,在该范例中系统波束形成器20具有128个通道,其中每个驱动阵列的元件来发送用于治疗或成像的能量,并且从换能器元件之一接收回波信号。以这种方式,阵列被控制以发送经操纵的能量束并且操纵和聚焦接收的回波信号束。

[0023] 波束形成接收信号被耦合到基频/谐波信号分离器22。分离器22用于分离线性和非线性信号,从而使得能够识别从微泡或组织返回的强非线性回波信号。分离器22可以以各种方式操作,例如通过对基频带和谐波频带(包括超谐波、次谐波和/或超级谐波信号频带)中的接收信号进行带通滤波,或通过针对基频抵消的过程,诸如脉冲反转或幅度调制谐波分离。具有各种幅度和脉冲长度的其他脉冲序列也可用于线性信号抑制和非线性信号增强。在国际专利公开W0 2005/074805 (Bruce等人)中示出和描述了合适的基频/谐波信号分离器。分离的信号被耦合到信号处理器24,在所述信号处理器处,所述信号可以经历额外的增强,例如散斑移除、信号复合和噪声消除。

[0024] 经处理的信号被耦合到B模式处理器26和空化处理器28。B模式处理器26采用幅度检测以对身体中的结构进行成像,所述结构例如为肌肉、组织和血细胞。可以以谐波模式或基频模式形成身体的结构的B模式图像。身体中的组织和微泡两者返回这两种类型的信号,并且微泡的更强的谐波回报使得在大多数应用中微泡能够在图像中被清楚地分割。空化处理器28检测空化的信号特性并产生如下所述的空化图像和警报信号。所述系统还可以包括多普勒处理器,所述多普勒处理器处理来自组织和血流的时间上不同的信号,以用于检测包括红细胞和微泡的图像场中的物质的运动。由这些处理器产生的解剖和空化信号耦合到扫描转换器32和体积绘制器34,其产生组织结构、流、空化的图像数据或这些特性中的若干的组合图像。扫描转换器将具有极坐标的回波信号转换成期望图像格式的图像信号,例如笛卡尔坐标中的扇区图像。当从给定参考点查看时,体积绘制器34将3D数据集转换为投影3D图像,如在美国专利6530885 (Entrekin等人)中所描述的。如其中所描述的,当绘制的参考点改变时,3D图像可以表现为以已知为运动视差的事物旋转。该图像操控由用户控制,如由用户接口38和体积绘制器34之间的显示控制线指示的。还描述了通过不同图像平面的平面图像对3D体积的表示(已知为多平面重新格式化的技术)。体积绘制器34可以在直线或极坐标中的图像数据上操作,如美国专利6723050 (Dow等人)中所描述的。将2D或3D图像从扫描转换器和体积绘制器耦合到图像处理器30,以用于进一步增强、缓冲和临时存储以在图像显示器40上显示。

[0025] 图形处理器36还耦合到图像处理器30,图像处理器30生成用于与超声图像一起显示的图形交叠。这些图形交叠可以包含诸如患者名称、图像的日期和时间、成像参数等的标准识别信息,并且还可以产生由用户操纵的波束向量的图形交叠,如下所述。为此,图形处

理器从用户接口38接收输入。在本发明的实施例中,图形处理器可用于在对应的解剖B模式图像上交叠空化图像。用户接口还耦合到发送控制器18,以控制从换能器阵列10的超声信号的产生,并且因此控制由换能器阵列产生的图像和由所述换能器阵列应用的治疗。响应于用户调节而被控制的发送参数包括控制与超声的空化效应有关的发送波的峰值强度的MI(机械指数)和用于图像定位的发送波束的操纵和/或治疗波束的定位(操纵),如下所述。

[0026] 图2图示了利用一维换能器阵列的二维中的超声溶栓的实行。在该范例中,换能器阵列122是执行2D成像的一维阵列。与本文所述的其它阵列一样,该换能器阵列被覆盖有透镜124,透镜124将患者与换能器阵列电绝缘,并且在一维阵列的情况下还可以提供在仰角(出平面)维度上的聚焦。透镜被压靠在皮肤线100上,用于声耦合到患者。换能器阵列122利用空气或声阻尼材料126支持,空气或声阻尼材料126衰减从阵列的背面发出的声波,以防止其反射回到换能器元件中。在该换能器堆叠后面是用于旋转阵列的图像平面140的设备130。设备130可以是简单的旋钮或突片,其可由临床医师握住以在其可旋转的换能器安装件(未示出)中手动旋转圆形阵列换能器。设备130还可以是通过导体132通电以机械地旋转换能器的电机,如美国专利5181514 (SoIomon等人)中所述的。如箭头144指示旋转一维阵列换能器122将使其图像平面140围绕其中心轴线枢转,使得能够重新定位图像平面以完全检查换能器阵列前面的脉管系统。如‘514专利中所讨论的,在阵列的至少180°旋转期间采集的平面将占据换能器阵列前面的锥形体积,其可以被绘制成该体积区域的3D图像。在该体积区域外部的其它平面可以通过相对于头骨100重新定位、摇摆或倾斜其头戴式耳机中的换能器阵列来被成像。如果在被成像的平面的图像中发现狭窄、血块,则治疗波束向量图形142可以被临床医师操纵,以将波束瞄准和聚焦在狭窄144处,并应用治疗脉冲以破坏狭窄的部位处的微泡。

[0027] 图3图示了使用2D矩阵阵列换能器10a的本发明的3D成像/治疗实施方式。在该图示中,换能器阵列10a被保持抵靠患者的皮肤线100,其中,体积102被成像投影到身体中。用户将在多平面或体积绘制3D投影中在超声系统的显示器上看到体积102的3D图像。用户可以操纵运动视差控制,以从不同的取向观察体积绘制3D图像。用户可以调节3D图像的组织流动分量的相对不透明度,以更好地可视化脑组织内的脉管结构,如美国专利5720291 (Schwartz)中所描述的,或者可以完全关闭显示的B模式(组织)部分,并且仅可视化3D图像体积102内部的脉管结构的流。

[0028] 当诸如血栓144的处置的部位在体积102中被成像时,微泡造影剂被引入到患者的血流中。在短时间内,血流中的微泡将流动到处置部位的脉管系统并且出现在3D图像中。然后可以通过在狭窄的部位处搅动或破坏微泡以努力溶解血块来应用治疗。临床医师激活“治疗”模式,并且治疗图形110出现在图像场102中,描绘其上具有图形的治疗性超声波束的向量路径,所述图形可设置到血栓的深度。治疗性超声波束通过用户接口38上的控件来操控,直到向量图形110聚焦在阻塞的部位处。针对治疗波束产生的能量可以在诊断超声的能量限制之内或超出诊断超声所允许的超声水平。所产生的微泡破裂的能量将强烈地搅动血块,倾向于融化凝块并将其溶解在血液中。在许多实例中,在诊断能量水平处的微泡的超声处理将足以溶解凝块。微泡不是在单个事件中破裂,而是能够振动和振荡微泡,并且来自在微泡溶解之前的这种延长振荡的能量能够足以溶解凝块。

[0029] 图4图示了安装在人体模型的头部60上的本发明的超声溶栓阵列探头12的头戴式

耳机62。大多数患者的头部的侧面有利地在头部两侧的耳朵周围和前面的颞骨处提供针对经颅超声的合适的声窗。为了通过这些声窗发送和接收回波,换能器阵列必须要在这些位置处具有良好的声学接触,这可以通过利用头戴式耳机62将换能器阵列保持抵靠头部来实现。本发明的实施方式可以具有卡扣可变形的声学间隔,其允许换能器阵列通过其共形接触表面被操纵并且瞄准脑内的动脉,同时保持与颞窗的声学接触。本发明的阵列10被集成到探头壳体12中,这允许其能够解决稳定定位和紧密耦合到患者颞骨的要求。图示的探头壳体通过将探头手柄弯90°而弯曲,这使得探头当被附接到头戴式耳机62时更稳定。通过将配合的球面集成到探头手柄中来促进声学耦合目的,这允许其在头戴式耳机62中枢转,直到其牢固并紧密地耦合到患者的颞窗。

[0030] 现有的经颅探头被设计用于成像和流诊断目的。这样一来,这些探头倾向于利用符合 $\lambda/2$ 尺寸要求的宽带宽压电换能器元件的更高频率(中心频率通常在1.6至2.5MHz的范围中)的探头。这些探头生成大脑及其脉管系统的合理超声图像,但是以穿透深度、效率和输出功率为代价。此外,这些探头中的多数也不是被专门设计成经颅使用,因此不利用颞骨窗所提供的完全(大部分为圆形或椭圆形)孔径(通常为2-2.5厘米),从而进一步由于较小的探头孔径导致降低的输出功率。根据本发明的原理,阵列换能器10被形成为如图5所示的128个治疗元件70的大致圆形阵列10。大致圆形形状与在头的一侧的颞骨声窗的圆形形状很好地匹配。在构造的实施方式中,个体元件相对相当大,呈现约2mm的间距。模拟和测量结果指示阵列能够达到位于超过60-65mm的深度处的凝块,因此能够满足上面列出的凝块靶向目标。这允许矩阵阵列达到中脑动脉凝块的97.7%。由于个体阵列元件大,因此其电阻抗低于常规阵列的元件,从而促进电阻抗匹配。对大的高谐振元件(利用空气或其他轻质背衬材料进行高效的功率转移)的使用也允许阵列针对延长时间段生成显著的输出功率/压力,例如几十毫秒,其被发现为对于凝块溶解最佳。还需要发送效率来实现约300-500kPa的脑中的原位压力,同时仍然能够克服来自颞骨和干扰脑组织的显著衰减,平均而言可以通过3-4的因子减少传入压力。元件的所图示的布置以及它们的尺寸实现在达到 $\pm 27^\circ$ 处的离轴操纵,以靶向不直接位于阵列孔前方的凝块,并且靶向凝块周围的组织,上述目标中的另一个。个体元件本身以行和列布置以便于其通过切割工艺制造,但是不存在于阵列的拐角,以提供针对阵列的大致圆形形状。

[0031] 本发明的基本阵列10在图5中示出。所述阵列包括128个元件70,这意味着其可以由典型的超声系统的标准128通道波束形成器来操作。128个元件一起操作以操纵和聚焦治疗能量于脑中的微泡和血块处。在阵列的每个拐角处,四个元件从其它情况下直线形状中丢失,以给予阵列其大致圆形形状,所述形状适合颞骨声窗。图6图示了标准阵列的修改形式,其中,四个中心元件72专用于与128元件治疗阵列分离的功能。四个中心元件72可以电耦合在一起以形成单个较大元件“片块”。这具有提供更高灵敏度的优点,仅需要来自超声系统的单个通道,用于脉冲回波操作,如可以用于颅骨测距目的;用于在仅接收模式下操作,如可以在无源空化检测系统中需要的;或用于操作在脉冲多普勒模式中,如可以为血流(或不存血流)检测所需的。这样的小元件片块具有不是非常定向的额外的优点。因此,这样的片块对于接收从传感器前面的大体积产生的超声信号敏感,这有利于空化检测。因此,四个中心元件72用作分离的单元换能器。例如,中心元件的功能可以是A线成像/检测/测距,或无源空化检测。因此,这些元件可以被优化以更适合于经颅成像的更高频率(例如,

1.6-2.5MHz),或以更适合于检测传输信号的谐波的更高频率(例如2MHz)操作,但是在与主要治疗阵列相同的制造过程期间被制造。简单的修改能够应用于元件的仅该子集,例如较小的高度,从而导致更高的操作频率;更重的背衬,从而导致更宽的带宽;或不同的声学匹配层,从而导致在其特定操作频率处更好地耦合到身体中。四个中心元件对另一个功能的专用意味着治疗阵列现在具有仅124个元件。为了完全利用标准波束形成器的所有通道,可以在制造过程期间向治疗阵列添加四个新元件,例如外围元件74。

[0032] 图7图示了另一阵列配置,其中,特殊专用元件72围绕阵列10的外围定位。在该实施方式中,元件72在128元件治疗阵列中由四个元件74替换,维持治疗阵列中128个元件的完全计数。

[0033] 图8示出了本发明的阵列的另一实施方式,其中,阵列10的每一侧上的五个元件72电耦合在一起,并且并用于不同的功能,例如测距或空化检测。这二十个元件的专用将治疗阵列的元件计数减少到108,数量通过在阵列的每一侧上添加五个治疗元件74而增加回到128,四个作为新的外排,一个添加到前一外排。

[0034] 在本发明的换能器阵列的制造中,2D超声阵列以常规的方式(例如,研磨,切割等)制造,具有针对超声溶栓治疗应用被微调的元件中每个的特性,例如,1MHz、2-6cm深度聚焦、+/-27°离轴操纵能力、窄带宽、高效率、高输出功率、圆形孔径。阵列元件的子集被留出并微调,因此它们的电特性和声学特性匹配特定应用,例如,用于A线成像、多普勒检测或颅骨厚度测距的1.6-2.0MHz、宽带宽、高灵敏度。备选地,元件子集的电特性和声学特性被微调以对主要治疗频率的次谐波或超谐波频率敏感,以使得能够更好地检测这些频率从而实施无源空化检测功能。专门的元件被电学地或声学地组合以形成元件片块,其在缩小其方向性的同时增加了它们对期望信号的灵敏度。

[0035] 在使用中,治疗元件被供电以递送超声溶栓处置,将阵列聚焦在凝块靶和周围组织上。专门元件的子集用于:

[0036] a.通过检查从颅骨的对侧反射的回波的幅度来测量(guage)颞骨窗的质量。更大的幅度意味着更薄的颞骨窗,和/或在颞骨窗上的针对整个阵列的更好的位置。

[0037] b.通过多普勒模式下操作片块来确定中脑动脉的流和/或流的不存在,以帮助将超声溶栓波束瞄准阻塞。

[0038] c.通过使用高频片块(例如10-20MHz)直接确定颞骨窗的厚度。该信息用于调制超声溶栓治疗阵列的输出功率:较薄的颞骨窗将需要较低的超声溶栓输出压力,以便与较厚的颞骨窗相比实现相同的原位压力。或者,

[0039] d.经由通过空化处理器28检测/分类返回信号的频谱,在经受超声溶栓处置频率的同时,通过侦听产生于微泡的信号来确定原位压力。如果检测到惯性空化的标志,例如,并且期望稳定的空化,则惯性空化检测器50通过扬声器42产生警报。用户通过减小由超声溶栓阵列生成的超声输出功率(MI)而响应于该信息。如果根本没有检测到空化,例如,没有通过空化处理器28指示图像中的阻塞的部位的空化着色,则增加超声溶栓阵列的输出功率,直到检测到空化。例如,该输出功率缩放也可以经由输出功率控制回路自动完成而无需用户干预。在该设置下继续处置。这样的使用允许系统补偿由不同的颞骨窗生成的衰减以及由于脑组织的不同声学性质的任何变化衰减。

[0040] 图9的换能器阵列图示了具有若干子片块82-88的布置,每个被微调到特定频率以

用于其专门功能的最佳操作。例如,片块82操作在1.6-2.0MHz处以进行测距和颞骨质量确定;第二片块84操作在10-20MHz处以用于直接颞骨厚度估计;第三片块86操作在3MHz处以进行谐波检测;并且第四片块88操作在5MHz处以用于多普勒流检测。子片块82-88中的每个可以连接到其自身的成像/检测子系统并由其驱动,或者其可以根据需要连接到个体超声系统前端通道。在该范例中,由周围元件构成的超声溶栓治疗阵列10仍然由128个元件组成,从而以其最完整和最高效的方式继续利用超声系统的发射器和放大器电子器件。成像/检测子片块82-88的中心位置允许它们大致指向在相同的方向上,从而覆盖大脑的大部分相同的体积/区域。

[0041] 本发明的概念可以扩展到由多于或少于四个元件组成的片块和具有多于128个元件的整体矩阵阵列几何结构。诸如图10所示的几何结构的几何结构,其中甚至片块元件的元件尺寸不同于治疗阵列的元件,也可以使用线性切割切具利用当前陶瓷切割技术来实施。在图10的范例中,在90处概述的阵列的较小的矩形元件被电互连以将它们重新形成为更大的方形元件,其与组成治疗阵列的几何结构的其余部分的元件的尺寸匹配。因此,全阵列可以用于超声溶栓处置。片块的较小的中心元件可以以线连接在一起以充当单元件换能器片块(即,全部并联),或分别以线连接,使得每个元件连接到其自身的脉冲发生器/接收器通道或驱动电子器件,以实施二维、小间距、矩阵阵列用于二维或三维成像。这将通过向设备添加有能力的聚焦和/或波束操纵功能来进一步优化用于特定应用(成像、测距、彩色多普勒、流检测等)的中心子阵列。

[0042] 应当注意,上面描述并由附图图示的各种实施例可以以硬件、软件或其组合来实施。各个实施例和/或部件,例如,模块或其中的部件和控制器,也可以被实施为一个或多个计算机或微处理器的部分。计算机或处理器可以包括计算设备、输入设备、显示单元和例如用于访问因特网的接口。计算机或处理器可以包括微处理器。微处理器可以连接到通信总线,例如,以访问PACS系统。计算机或处理器还可以包括存储器。存储器可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)。计算机或处理器还可以包括存储设备,其可以是硬盘驱动器或可移除存储驱动器,诸如软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备也可以是用于将计算机程序或其他指令加载到计算机或处理器中的其他类似模块。

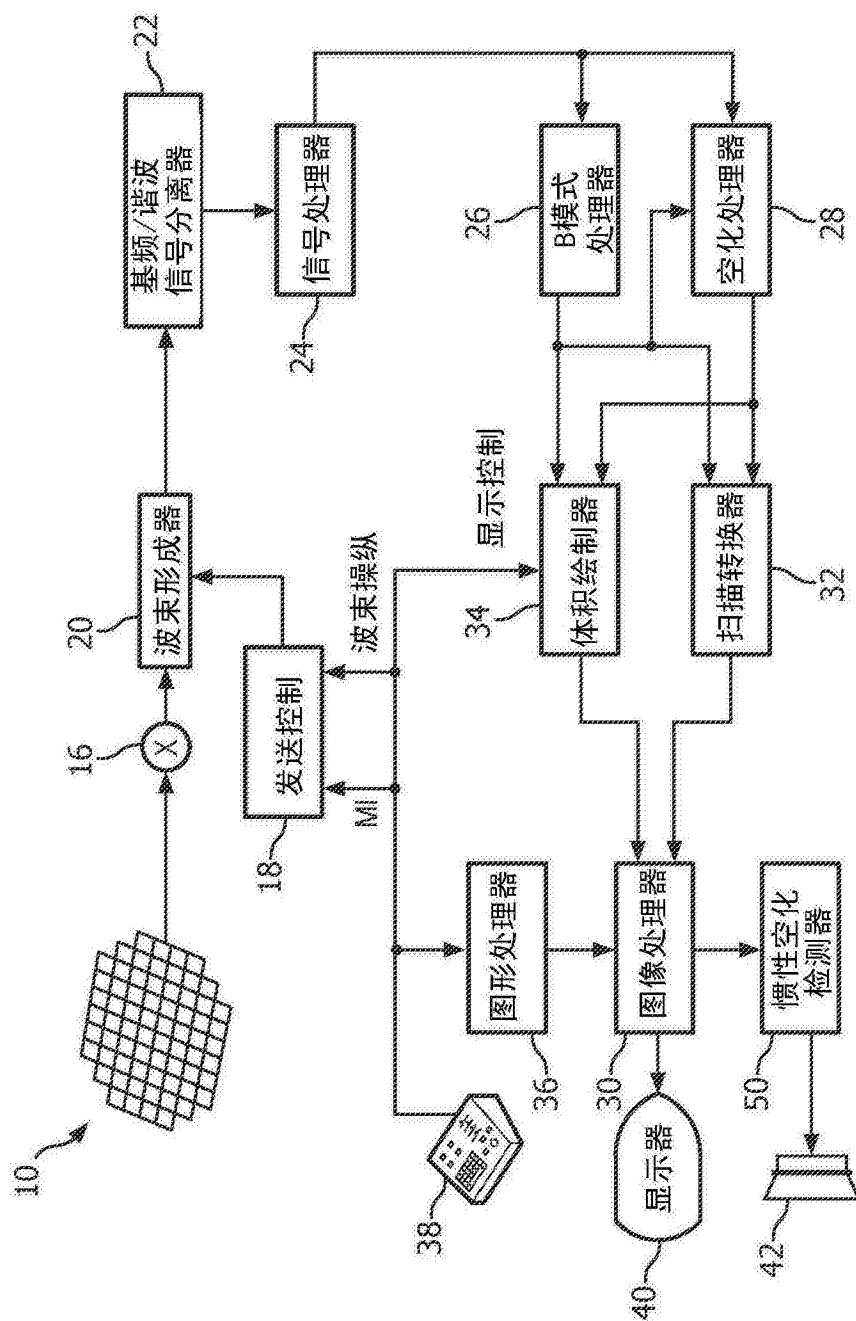
[0043] 如本文所使用的,术语“计算机”或“模块”或“处理器”可以包括任何基于处理器或基于微处理器的系统,包括使用微控制器、简化指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路和能够运行本文所述的功能的任何其它电路或处理器的系统。上述范例仅是示范性的,并且因此不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0044] 计算机或处理器运行存储在一个或多个存储元件中的指令集,以便处理输入数据。存储元件还可以根据需要或期望来存储数据或其他信息。存储元件可以采取处理机器内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0045] 指令集可以包括各种命令,以指导计算机或处理器作为处理机器执行诸如本发明的各种实施例的方法和过程的特定操作。指令集可以采取软件程序的形式。软件可以采取诸如系统软件或应用软件的各种形式,并且其可以被实现为有形和非暂态计算机可读介质。此外,软件可以采取单独的程序或模块的集合、较大程序内的程序模块或程序模块的部分的形式。所述软件还可以包括面向对象编程形式的模块化编程。由处理机器对输入数据的处理可以响应于操作者命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于另一处理机器的

请求。

[0046] 此外,对以下权利要求的限制不以模块加功能的格式写出,并不旨在基于35U.S.C.112、第六段来进行解释,除非和直到这样的权利要求限制明确地使用短语“用于…的模块”,之后是对没有进一步结构的功能的说明。



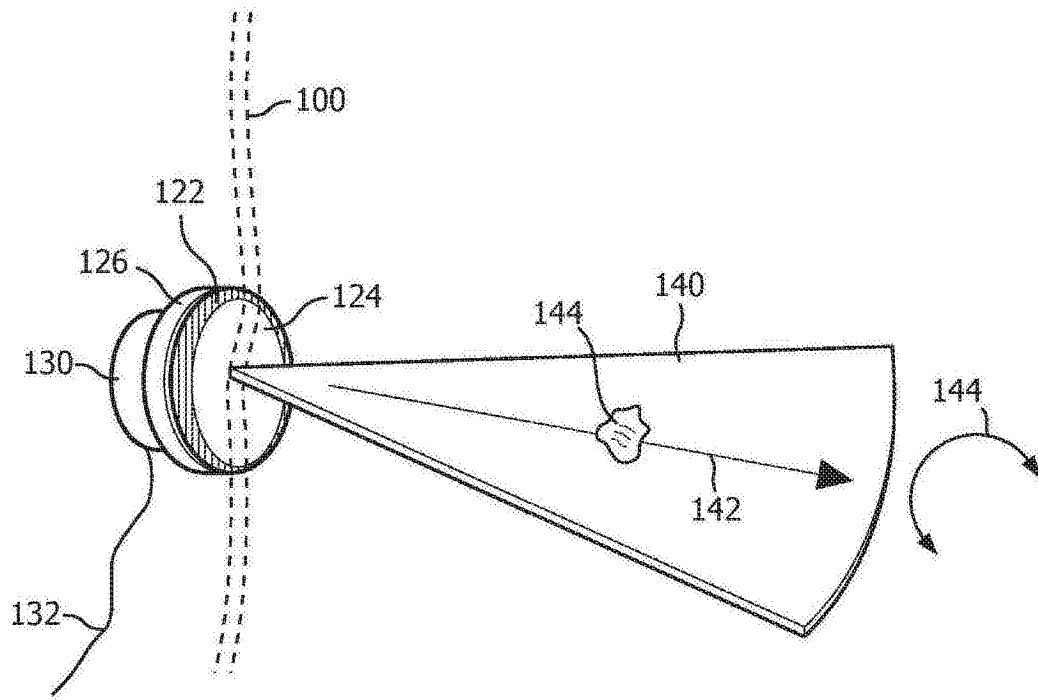


图2

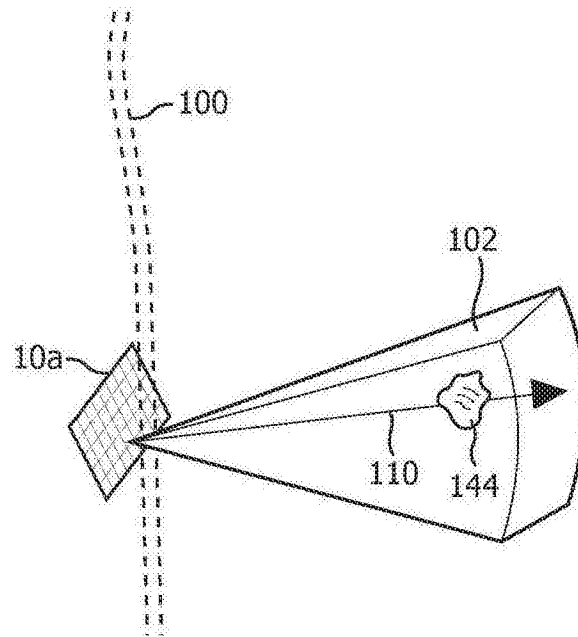


图3

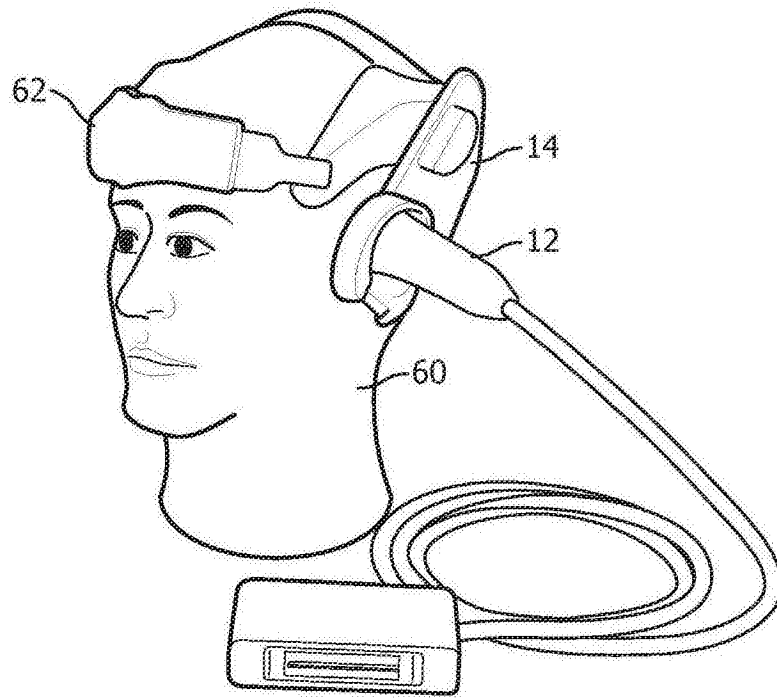


图4

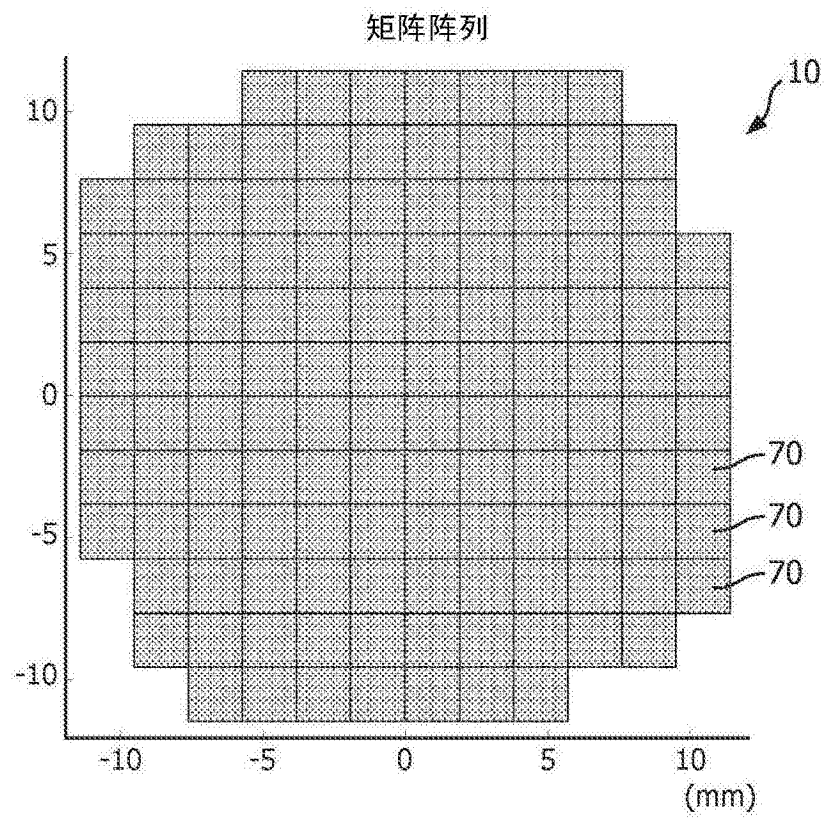


图5

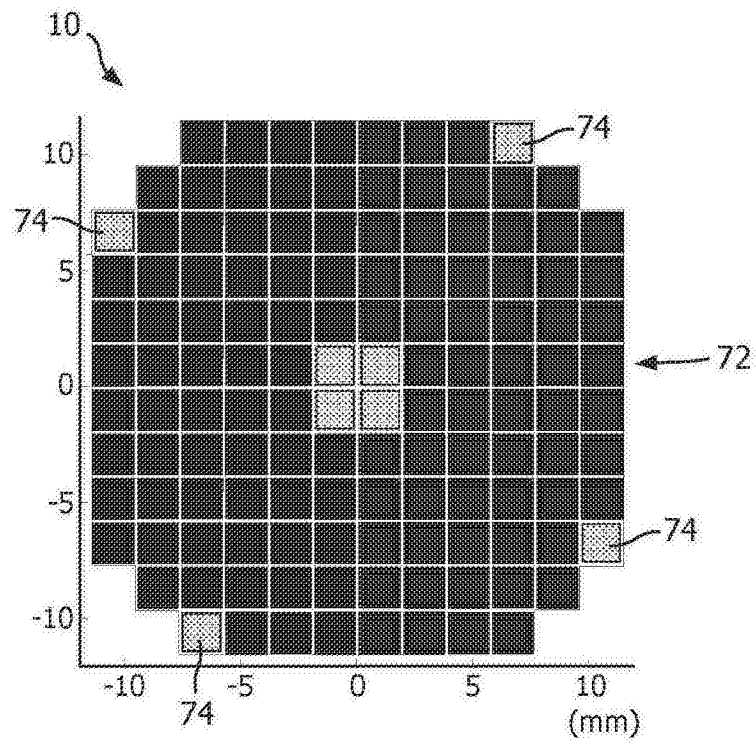


图6

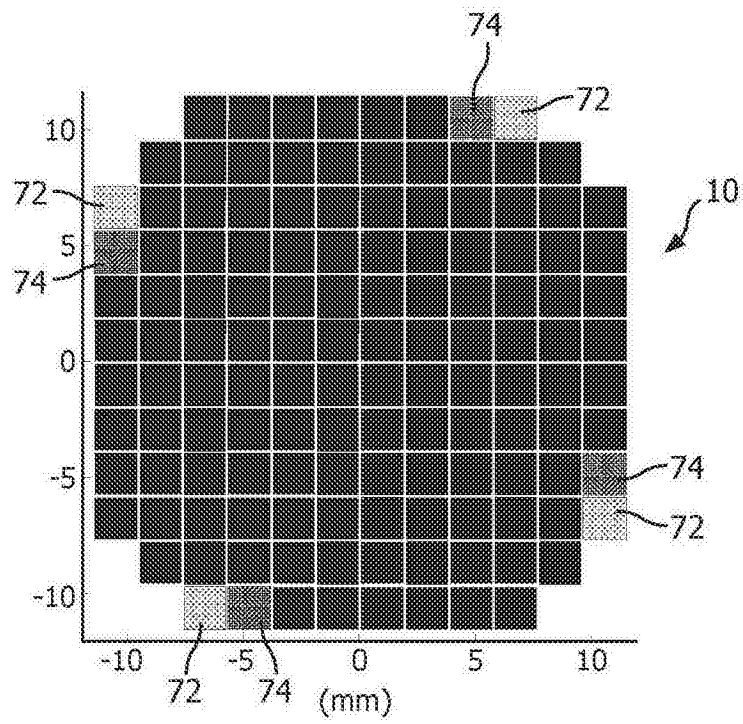


图7

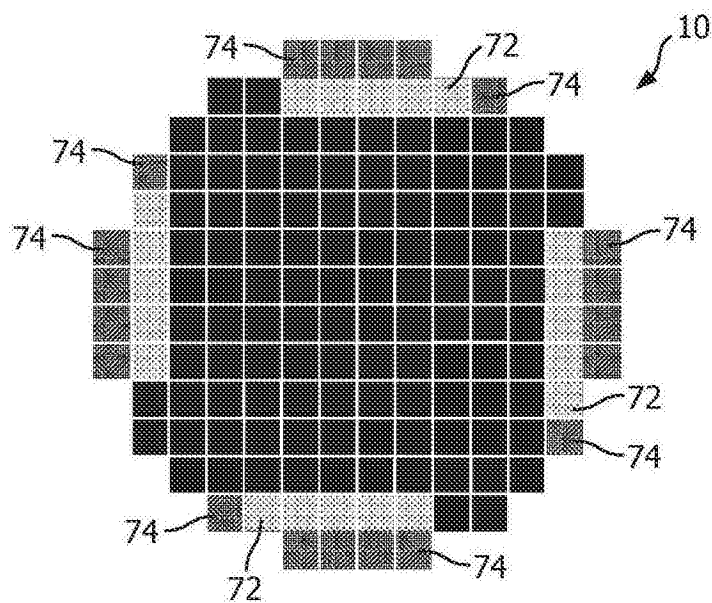


图8

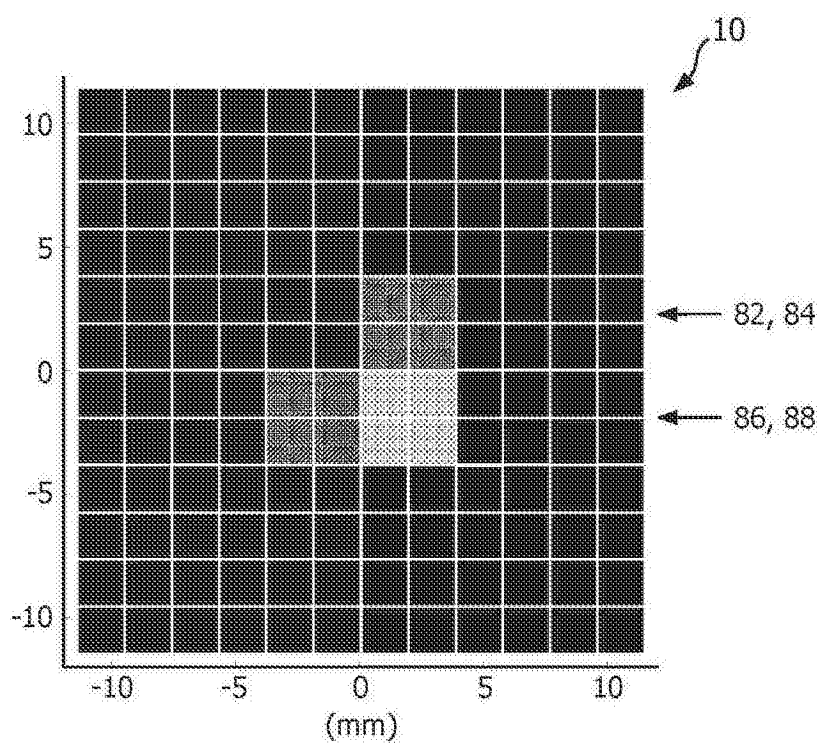


图9

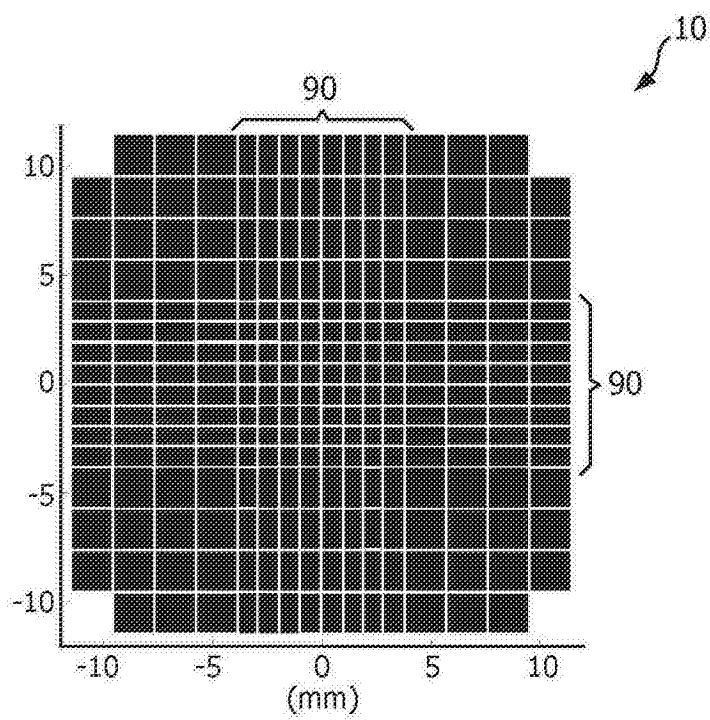


图10

专利名称(译)	用于超声溶栓处置和监测的超声波换能器阵列		
公开(公告)号	CN107530555A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680019263.4	申请日	2016-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦有限公司		
[标]发明人	R塞普 WT史 JE鲍尔斯		
发明人	R·塞普 W·T·史 J·E·鲍尔斯		
IPC分类号	A61N7/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B90/14 A61N7/02 A61N2007/0039 A61N2007/0052 A61N2007/0073 A61N2007/0078 A61B8/0875 A61B8/0891 A61B8/4494 A61B8/488 A61B17/2258		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/140018 2015-03-30 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种具有二维阵列换能器的超声诊断成像系统执行微泡介导治疗，诸如超声溶栓。通过切割成直线围成的元件来形成所述阵列，其中，不存在拐角元件，以提供适应头部的颞窗的大致圆形形状，用于头部治疗能量递送。在若干描述的实施方式中，额外的换能器元件被优化用于其他专门功能，诸如A-线成像、多普勒流检测、颞骨厚度估计或空化检测。优选地，存在128个治疗元件，使得阵列探头可以与具有128通道波束形成器的标准超声系统一起使用。

