



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110087556 A

(43)申请公布日 2019.08.02

(21)申请号 201780078664.1

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
72002

(22)申请日 2017.12.18

代理人 李光颖 王英

(30)优先权数据

62/436,164 2016.12.19 US

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

A61B 8/08(2006.01)

2019.06.19

A61B 8/00(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/EP2017/083397 2017.12.18

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2018/114858 EN 2018.06.28

(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 J·T·萨顿 W·T·史

J·E·鲍尔斯 R·塞普

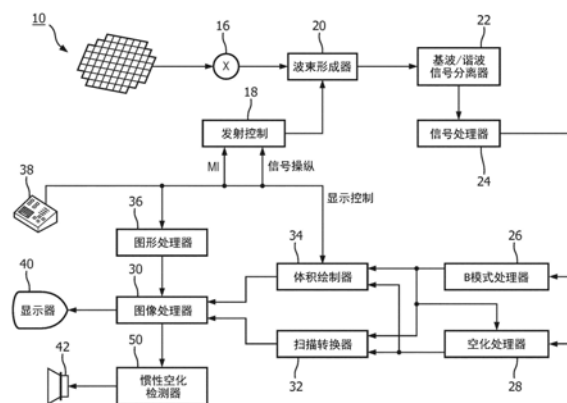
权利要求书2页 说明书8页 附图7页

(54)发明名称

在经颅超声流程期间的超声换能器阵列监测

(57)摘要

一种超声系统使用安装到对象的头部的头戴件来执行颅骨治疗,所述头戴件包含治疗换能器和运动检测换能器。在治疗开始时,回波信号由所述运动检测换能器采集并存储。其后,回波信号由所述运动检测换能器再次采集并与在治疗开始时存储的信号进行比较或相关。当在所比较或相关的信号之间确定差异时,由所述系统发出可能已经发生了换能器运动或声学解耦的警告。



1. 一种适于对对象的头部执行治疗的超声系统,包括:
换能器元件阵列,其被配置为声学耦合到对象的头部,并且适于朝向所述对象的所述头部中的治疗部位发送治疗超声能量;
运动检测换能器,其被配置为在第一时间和第二时间从所述对象的所述头部接收回波信号;以及
处理器,其被配置为分析在所述第一时间和所述第二时间接收到的所述回波信号,以确定从所述第一时间到所述第二时间是否已经发生了换能器运动。
2. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述处理器还包括运动检测电路,所述运动检测电路被配置为通过比较或相关来分析在所述第一时间和所述第二时间接收到的所述回波信号。
3. 根据权利要求2所述的超声系统,其中,所述运动检测换能器还包括适于发送治疗超声能量的相同阵列的元件。
4. 根据权利要求3所述的超声系统,其中,所述运动检测换能器还包括多个换能器元件。
5. 根据权利要求2所述的超声系统,还包括存储设备,所述存储设备被配置为存储由所述运动检测换能器接收到的回波信号。
6. 根据权利要求5所述的超声系统,还包括采样电路,所述采样电路被配置为产生由所述运动检测换能器接收到的所述回波信号的模拟信号样本,
其中,所述模拟信号样本由所述存储设备来存储。
7. 根据权利要求5所述的超声系统,其中,所述存储设备还包括数字信号存储设备。
8. 根据权利要求7所述的超声系统,还包括采样电路,所述采样电路被配置为产生由所述运动检测换能器接收到的所述回波信号的数字信号样本,
其中,所述模拟信号样本由所述数字信号存储设备来存储。
9. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括基波/谐波信号分离器,所述基波/谐波信号分离器被配置为根据由所述运动检测换能器接收到的所述回波信号来产生基频信号。
10. 根据权利要求1所述的超声系统,还包括头戴件,所述头戴件被配置为维持所述换能器元件阵列和所述运动检测换能器与所述对象的所述头部声学耦合接触。
11. 根据权利要求1所述的超声系统,其中,所述运动检测电路还被配置为响应于确定已经发生了换能器运动而产生警告。
12. 一种用于监测对象的头部上的头戴件的稳定性的系统,所述头戴件包含治疗换能器和运动检测换能器,所述系统包括:
处理单元;以及
存储设备,其耦合到所述处理单元,所述存储设备用于存储指令,所述指令在由所述处理单元运行时使所述处理单元:
在第一时间和第二时间接收从所述头部反射的回波信号;
对来自所述回波信号的时变信号进行滤波,由此提供对应于所述第一时间的第一信号特征和对应于所述第二时间的第二信号特征;并且
分析所述第一信号特征和所述第二信号特征以确定是否已经发生了换能器运动。
13. 根据权利要求12所述的系统,其中,分析所述信号特征还包括通过比较或相关来分

析所述信号。

14. 根据权利要求13所述的系统,其中,对所存储的指令的运行还使所述处理单元在超声治疗期间接收回波信号。

15. 根据权利要求13所述的方法,其中,对所存储的指令的运行还使所述处理单元在分析确定已经发生了换能器运动的情况下发出警告。

在经颅超声流程期间的超声换能器阵列监测

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求美国临时专利申请No. 62/436,164的权益和优先权,将其通过引用整体并入本文。

技术领域

[0003] 本发明涉及医学超声系统,并且具体地涉及执行成像和治疗流程的超声系统。

背景技术

[0004] 缺血性中风是医学上已知的最令人衰弱的疾病之一。阻塞血液流入大脑可以迅速导致瘫痪或死亡。通过溶栓药物治疗(例如,利用组织纤溶酶原激活物(tPA)的处置)实现血管再通的尝试已经被报道在许多病例中引起症状性脑内出血。这种有严重后果的痛苦的诊断和处置的进展是继续医学研究的主题。

[0005] 美国专利8211023 (Swan等人)描述了一种超声系统,其为血栓(例如引起缺血性中风的血栓)提供微泡介导的治疗。微泡以团注法被注入、输送或在血流中发展并流到血栓附近。超声能量被输送到血栓的部位处的微泡以破坏微泡或使微泡破裂。在许多情况下,这种高能微泡活动有助于溶解或破碎血凝块并将血液的营养流返回到大脑和其他器官。这种微泡活动可以用于输送封装在微泡壳体中的药物,以及微泡介导的超声溶栓。Swan等人的专利示出了从由超声系统控制的超声阵列探头输送超声能量以进行超声溶栓。

发明内容

[0006] 本发明源于以下认识:在临床安全和有效的超声溶栓处置中,将超声能量输送到凝块目标区域的(一个或多个)超声阵列探头应当持续地有效声学耦合到患者的头部并且持续地瞄准目标体积。目标体积可以包括例如血栓,并且在一些情况下包括周围区域。然而,如果输送超声的换能器已经从与患者的头部的有效声学耦合被移动或受到扰乱,则不能维持持续的耦合。在传统的超声成像检查期间,通过观察所得到的图像来监测该耦合,这在治疗流程期间并不总是方便的并且在非成像超声流程中不可用。因此,期望监测患者的头部上的探头放置以确保在处置期间持续地满足这些条件。

[0007] 虽然期望监测换能器耦合,但是现有技术是不切实际的。例如,利用3D CT或荧光镜检查来实时监测设备定位是麻烦的且资源密集的。磁共振成像也很麻烦,提供差的时间分辨率,并且在其长扫描时间期间限制特别护理点流程和患者监测。用于监测设备和颅骨的相对位置的辅助设备(例如加速度计或电磁/声学定位设备)可能对入射角的微小变化或耦合材料失效不敏感。

[0008] 因此,本发明的一个目的是监测治疗换能器与患者的头部的声学耦合,以确保其持续地有效声学耦合到患者的头部。

[0009] 本发明的另一个目的是在治疗期间监测换能器在患者的头部上的放置,以确保换能器在处置期间没有移动。

[0010] 根据本发明的原理,执行经颅超声治疗的超声系统在治疗期间监测超声换能器的定位和声学接触,以确保换能器在该流程期间没有移动并且持续地声学耦合到患者的头部。在优选的实施方式中,由换能器阵列的换能器元件中的一个或多个换能器元件接收到的信号不时地被采样并在换能器阵列如期望的被定位在患者的头部上的较早时间由相同的(一个或多个)换能器元件接收到的信号进行比较或相关。如果在接收到的信号中已经存在显著变化,则该系统向医务人员发出警告,以检查换能器阵列在患者的头部上的声学耦合和定位。该技术可以应用于任何经颅超声流程,尤其包括血脑屏障破坏、热消融、非成像监测技术和神经调节。

附图说明

[0011] 在附图中:

[0012] 图1以框图形式示出了用于超声经颅治疗的超声诊断成像和治疗系统。

[0013] 图2示出了在二维(2D)成像平面中对超声溶栓治疗的输送。

[0014] 图3示出了结合根据本发明的原理的对换能器耦合和定位的监测在三维图像体积中对超声溶栓治疗的输送。

[0015] 图4示出了用于在人体模型的头部上建模的超声溶栓治疗的探头和头戴件。

[0016] 图5示出了根据本发明原理的由换能器位置监测换能器元件接收到的典型波形。

[0017] 图6a以框图形式示出了根据本发明的换能器耦合和位置监测子系统的第一实施方式。

[0018] 图6b以框图形式示出了根据本发明的换能器耦合和位置监测子系统的优选实施方式。

[0019] 图7示出了用于在治疗流程期间监测换能器定位的方法。

[0020] 图8示出了对对象的颅骨的声透射、对换能器运动监测信号的接收、以及在已经发生了换能器运动之前和之后的这些信号的相关性。

具体实施方式

[0021] 参考图1,以框图形式示出了根据本发明原理构造的超声系统。应理解,本发明的系统可以包括包含于一个或多个探头中的一个或多个换能器阵列,如下文所述。提供换能器阵列10,用于发送用于治疗和其他用途的超声波并接收回波信息。在某些实施例中,换能器阵列是2D换能器阵列。在图1的实施方式中,阵列被示出为能够在三维中操纵治疗波并提供3D图像和其他信息的换能器元件的二维阵列。该阵列位于超声探头中,该超声探头安装在头戴件上,该头戴件将阵列定位成与头部侧面上的太阳穴声学接触以用于对超声溶栓的经颅输送。阵列的元件耦合到发射/接收(T/R)开关16,该开关在发射和接收之间切换,并保护系统波束形成器20的接收通道免受高能发射信号的影响。来自换能器阵列10的对超声脉冲的发射由耦合到波束形成器20的发射控制器18引导,该波束形成器接收来自用户接口或控制面板38的用户操作的输入。

[0022] 由阵列10的元件接收到的回波信号耦合到系统波束形成器20,在那里信号被组合成相干波束形成的信号。例如,该示例中的系统波束形成器20具有128个通道,这些通道中的每个通道驱动阵列的元件以发送用于治疗或成像的能量,并从换能器元件之一接收回波

信号。以这种方式,阵列被控制以发射操纵的能量波束并对接收到的回波信号的波束进行操纵和聚焦。

[0023] 波束形成的接收信号耦合到基波/谐波信号分离器22。分离器22用于分离线性信号和非线性信号,以便使得能够识别出从微泡或组织返回的强非线性回波信号,并且对于本发明,识别用于检测探头移动的基频信号。分离器22可以以各种方式操作,例如通过在基频频带和谐频频带(包括超高谐波信号频带、次谐波信号频带和/或超谐波信号频带)中对接收到的信号进行带通滤波,或者通过用于基频抵消(例如脉冲反转或幅度调制的谐波分离)的过程。具有各种幅度和脉冲长度的其他脉冲序列也可以用于线性信号分离和非线性信号增强两者。在国际专利公开W0 2005/074805 (Bruce等人)中示出并描述了合适的基波/谐波信号分离器。分离的基波和/或非线性(谐波)信号耦合到信号处理器24,在那里它们可以经历额外的增强,例如散斑去除、信号复合和用于噪声消除的滤波。

[0024] 经处理的信号耦合到B模式处理器26和空化处理器28。B模式处理器26采用幅度检测用于对身体中的结构(例如肌肉、组织和血液细胞)进行成像。可以以谐波模式或基波模式形成身体结构的B模式图像。身体内的组织和微泡两者都返回两种类型的信号,并且微泡的更强的谐波返回使得微泡在大多数应用中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空化图像和警告信号,如下所述。例如,仅从微泡返回的次谐波和超谐波进一步使得微泡能够在图像中被清楚地分割。该系统还可以包括多普勒处理器,其处理来自组织和血流的时间上不同的信号,用于检测包括血液细胞和微泡的图像区域中的物质的运动。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、血流、微泡空化或这些特性中的若干特性的组合图像的图像数据。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形图像。如美国专利6530885 (Entrekin等人)所述,体积绘制器34将3D数据集转换为如从给定参考点观察到的投影3D图像。如其中所述,当绘制的参考点改变时,3D图像可以看起来以所谓的动态视差旋转。该图像操纵由用户控制,如在用户接口38和体积绘制器34之间的显示控制线所指示的。还描述了由不同图像平面的平面图像对3D体积的表示,这种技术称为多平面重新格式化。体积绘制器34可以对直角坐标或极坐标中的图像数据进行操作,如美国专利6723050 (Dow等人)所述。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,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,该图像处理器生成用于与超声图像一起显示的图形叠加。这些图形叠加可以包含标准识别信息,例如患者姓名、图像的日期和时间、成像参数等,并且还可以产生由用户操纵的波束矢量的图形叠加,如下所述。为此目的,图形处理器接收来自用户接口38的输入。在本发明的实施例中,图形处理器可以用于将空化图像叠加在对应的解剖B模式图像上。用户接口还耦合到发射控制器18,以控制对来自换能器阵列10的超声信号的生成,并因此控制由换能器阵列产生的图像和由换能器阵列施加的治疗。响应于用户调节而控制的发射参数包括MI(机械指数),其控制所发射的波的峰值强度(其与超声的空化效应有关)以及对用于图像定位的发射波束的操纵和/或对治疗波束的定位(操纵),如下所述。

[0026] 图2示出了利用一维换能器阵列在二维中对超声溶栓的执行。在该示例中,换能器阵列122是执行2D成像的一维阵列。与本文所述的其他阵列一样,该换能器阵列覆盖有透镜

124,该透镜使患者与换能器阵列电绝缘,并且在一维阵列的情况下也可以在仰角(平面外)维度上提供聚焦。将透镜压在皮肤线100上,用于与患者声学耦合。换能器阵列122背面有空气或声阻尼材料126,其衰减从阵列的背面发出的声波,以防止它们反射回到换能器元件中。在该换能器栈后面是用于使阵列的图像平面140旋转的设备130。设备130可以是简单的把手或突片,临床医生可以抓住该把手或突片以在其可旋转的换能器安装座(未示出)中手动旋转圆形阵列换能器。设备130也可以是通过导体132供给能量以机械地旋转换能器的电机,如美国专利5181514(Solomon等人)所述。如由箭头144所示的旋转一维阵列换能器122将使其图像平面140围绕其中心轴枢转,使得能够重新定位图像平面以用于对换能器阵列前面的脉管系统的完全检查。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圆锥形体积,其可以被绘制成该体积区域的3D图像。该体积区域外的其他平面可以通过相对于皮肤线100下方的颅骨重新定位、摇摆或倾斜其头戴件中的换能器阵列来成像。如果在被成像的平面的图像中发现狭窄(血凝块)144,则治疗波束矢量图形142可以由临床医生操纵以使波束瞄准并聚焦在狭窄144处,并且施加治疗脉冲以破坏狭窄的部位处的微泡以裂解阻塞物。

[0027] 图3示出了本发明的使用2D矩阵阵列换能器10a的3D成像/治疗实施方式。在该图示中,覆盖换能器阵列10a的绝缘透镜(未示出)保持抵靠患者的皮肤线100,该患者具有正被诊断和处置的颅骨内的被成像体积102。用户将在多平面或体积绘制的3D投影中看到体积102的3D图像。用户可以操纵动态视差控制以从不同取向观察体积绘制的3D图像。用户可以调节组织的相对不透明度和3D图像的流分量,以更好地可视化大脑组织内的血管结构,如美国专利5720291(Schwartz)所述的,或者可以完全关闭显示的B模式(组织)部分并且仅仅可视化3D图像体积102内的血管结构的流动。

[0028] 当在体积102中对诸如血栓144的处置部位进行成像时,将微泡造影剂引入患者的血流中。在短时间内,血流中的微泡将流到处置部位的脉管系统并出现在3D图像中。然后可以通过在狭窄的部位处搅打或打破微泡来努力溶解血凝块而施加治疗。临床医生激活“治疗”模式,并且治疗图形110出现在显示器上的图像场102中,描绘治疗超声波束的矢量路径,其上具有可以被设置到血栓的深度的图形。通过用户接口38上的控制来操纵治疗超声波束,直到矢量图形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内或超过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打血凝块,倾向于裂解凝块并将其溶解在血流中。在许多情况下,以诊断能量水平对微泡的声透射将足以溶解凝块。不是在单个事件中打破,微泡可以被振动和振荡,并且在微泡溶解之前来自这种延长振荡的能量可以足以裂解凝块。当期望微泡的剧烈活动以快速裂解血凝块或快速破碎大凝块时,可以决定在阻塞的部位处诱发期望的空化以刺激该活动。惯性空化将产生最剧烈的活动,而稳定的空化将产生较低水平的微泡搅打。通过空化检测器50检测在闭塞的部位处的空化的存在及其类型,该空化检测器分析回波信号的特性以确定是否发生空化,并且如果是这样,则确定空化的类型。两种不同形式的空化产生不同特性的超声反向散射。稳定的空化产生强烈的次谐波和/或超谐波响应,而不稳定的空化或惯性空化产生宽带噪声。空化检测器分析返回的回波信号以获得这些特性的指示,并且在识别出所需类型的空化时通知临床医生,例如通过在已经识别出足够空化的情况下利用一颜色在超声图像中对治疗的部位着色。例如,如果检测到针对惯性空化的特征,并且期望稳定的空化,则惯

性空化检测器50使扬声器42发出警报。用户通过降低由超声溶栓阵列生成的超声输出功率(MI)来响应该信息。如果根本没有检测到空化,例如,通过没有图像中的闭塞的部位的空化着色的指示,则增加超声溶栓阵列的输出功率直到检测到空化。例如,可以在没有用户干预的情况下经由输出功率控制回路自动完成该输出功率缩放。在适当的设置下继续处置。这种用途允许系统补偿由不同时间骨窗生成的衰减以及由于大脑组织的不同声学属性导致的任何变化的衰减。

[0029] 根据本发明的原理,阵列10a的一个或多个元件用于接收来自发射波束的超声散射,并处理接收到的信号以检测在治疗期间是否存在任何探头运动。在图3中,示出了阵列的相对侧上的元件10b和10c,其接收来自沿着矢量110的波束发射的反向散射超声,如由从矢量指回到元件10b和10c的箭头所示。由这些换能器元件之一产生的典型的反向散射信号70在图5中示出。可以在图像区域102的整个视野深度上接收反向散射信号,但是优选地在选定的视野深度上对接收进行门控。理想地,视野深度应当包括在处置期间不移动的一个或多个界标,并且可以被识别为探头已经相对于头部保持静止的标记。通常,界标可以包括头部的任何静态组织或骨骼,而不是循环的血液或气泡。这可以通过滤波或以其他方式去除时变信号(例如通过流动的微泡返回的那些)来完成。通过仅使用反向散射的基频信号进行探头运动检测,可以进一步消除从流动的微泡返回的不期望的强信号,这避免了对从微泡返回的强非线性(谐波)信号的接收。优选的门控范围是仅检测当发射波束通过颅骨时返回的近场散射的范围,只要换能器没有移动或丢失其与头部的声学耦合中的一些或全部,这就将是能从一个发射-接收间隔到另一个发射-接收间隔重复的。从近场返回的回波因此使用颅骨作为界标。

[0030] 图4示出了本发明的用于安装在人体模型的头部60上的超声溶栓阵列探头12的头戴件62。大多数患者的头部侧面有利地提供在头部任一侧的耳朵周围和前面的颞骨处的用于经颅超声的合适的声学窗口。为了通过这些声学窗口发送和接收回波,换能器阵列必须在这些位置处具有良好的声学接触,这可以通过利用头戴件62将换能器阵列保持抵靠头部来完成。本发明的实施方式可以具有可搭扣的可变形声学支架,其允许换能器阵列通过其共形接触表面操纵并且瞄准脑内的动脉,同时维持抵靠颞窗的声学接触。阵列10被集成在探头壳体12中,这允许其解决到患者颞骨的稳定定位和紧密耦合的要求。图示的探头壳体通过将探头手柄弯曲90°而弯曲,这使得探头在附接到头戴件62时更加稳定。通过将配合的球形表面集成到探头手柄中来促进声学耦合目标,这允许其在头戴件62中旋转直到其被牢固且紧密地耦合到患者的颞窗。

[0031] 在图6a和图6b中示出了处理来自诸如图3中的元件10b和10c的运动检测换能器元件的信号的电路。图6a示出了一种模拟实施方式,其中来自诸如图5所示的运动监测元件的运动监测元件的基频信号从基波/谐波信号分离器22耦合到采样和保持电路72。由该电路采样的信号可以是检测到的r.f.波形包络,因为通常不需要使用r.f.信号。根据示出为单极双掷开关86的信号操纵设备的设置,信号70的样本耦合到模拟信号存储设备74或76,例如模拟移位寄存器或模拟随机存取存储器(ARAM)。在治疗开始时,当换能器阵列10被恰当地耦合到患者的头部并且瞄准治疗部位时,由监测换能器元件10b或10c接收到的信号的样本被操纵到存储设备76,并存储以用作参考。由于监测换能器元件10b和10c是用于治疗的不同阵列10a的元件,因此它们在位置上以固定关系与治疗元件相关。因此,与患者相关的

由元件10b或10c经历的任何运动也将由治疗阵列元件经历。其后,在处置期间,由(一个或多个)监测换能器元件不时地接收信号,并且通过开关86将样本操纵到存储设备74。优选地,当前信号样本与参考信号或先前信号相关,并与阈值进行比较以决定是否已经存在换能器运动。在算法上,这种相关和决策过程可以被表示为:

[0032] RF线0+RF线1=相关系数+相位→决策1

[0033] RF线1+RF线2=相关系数+相位→决策2

[0034] 在备选实施例中,存储在存储设备74和76中的参考信号样本和当前信号样本以深度对应的一致方式被时钟记录并从存储设备读出,并且通过减法电路78将先前存储于存储设备76中的参考样本从最近存储于存储设备74中的样本减去,差值的大小被应用到比较器80的一个输入端,其中差值与阈值 T_h 进行比较。只要差值的大小小于阈值,比较器80就不会产生输出值。这将在不存在换能器10的移动或者从患者的头部的声学解耦时的情况。当不存在换能器移动或声学解耦时,在两个时间间隔处从相同的发射脉冲接收到的回波信号将已经行进通过相同的组织路径并且是相同的。因此,两者的减法(在允许信号噪声之后)将处于或接近零大小,从而指示没有移动或解耦。但是当已经存在移动或解耦时,稍后接收到的信号将与参考信号不同,并且它们的差异将具有将超过阈值 T_h 的大小。这将使比较器80产生将对D型触发器82进行时钟记录的输出信号。在一些流程中,特别是在那些利用非成像系统执行的流程中,触发器82的设置也可以导致对超声治疗的施加的暂停。现在设置的触发器的Q输出使驱动电路84产生音频信号,该音频信号驱动扬声器42发出警告临床医生的警报。然后,临床医生将检查头戴件和超声图像,以查看是否需要在患者的头部上调整头戴件,或者将换能器处置矢量110重新瞄准正被裂解的血栓。

[0035] 图6b的运动检测电路类似于图6a的运动检测电路,除了不是取当前波形和参考波形70之间的差值,而是通过相关器90使这两个波形互相关。相关器90产生互相关估计,其是所讨论的瞬时信号和参考信号的相似性的定量估计。指示换能器运动或声学解耦的互相关估计的显著减小将超过阈值 T_h ,从而导致D触发器82被设置并且驱动电路84使扬声器42发出可听警告。图6b的实施方式还示出了运动检测电路的数字实施方式。从信号分离器22接收到的信号70由A/D转换器92进行数字采样,并由操纵电路86引导到两个数字存储设备74'和76'中的一个,其例如可以是数字移位寄存器或数字存储器。然后在数字域中估计相关性。

[0036] 图7示出了将图1、图4、图6a、图6b的超声系统用于临床治疗流程的方法。在步骤44中,包含治疗和运动检测换能器元件的头戴件62被恰当地定位在患者的头部上,其中换能器声学地耦合到头部并且瞄准头骨中的治疗区域。其后,在步骤46中开始治疗流程。在步骤48中,由一个或多个运动检测换能器元件接收到的信号被存储在(一个或多个)存储设备中以用于参考信号。随着治疗流程的继续,由(一个或多个)运动检测换能器元件接收到的信号不时地被采集并与在流程开始时采集的参考信号进行比较或相关。如果比较/相关示出先前采集的信号和当前采集的信号没有显著变化,则流程继续。但是如果两个时间上不同的信号不比较或相关,则在步骤54中由该系统发出警告以召唤临床医生来检查换能器的定位。

[0037] 图8示出了用于实践本发明的信号和来自减法的相关结果。方框a示出了对象(在该实例中是狗)的颅骨170,其通过来自换能器阵列10的元件的超声进行声穿透。超声由阵

列的运动监测换能器元件10a发送和接收,如由方框a中的超声能量的明亮区域所示。运动监测换能器元件可以是治疗阵列的换能器元件之一,或者它可以是与治疗阵列分开但在位置上与其相关的换能器元件。在一个运动监测间隔期间由元件10a接收到的回波信号在方框b中示出。如果在没有中间换能器运动的情况下在随后的时间重复该发送和接收,则将如方框b所示接收到几乎相同的回波信号,并且先前接收到的信号和稍后接收到的信号的相关性将产生相关系数“1”,如方框d的上半部分所示。在该实验中,在阵列10旋转总计 3° 的增量之后,由元件10a再次发送和接收信号,如方框c所示。先前的信号(方框b)和稍后的信号(方框c)的相关性得到范围从0.7到0.8的相关系数,如在160处所指示的。由于这些相关系数低于预定阈值0.9(由方框d中的虚线指示),所以它们指示不可接受的换能器运动,并且由超声系统产生警告。

[0038] 因此,从上述内容可以看出,本发明的系统包括声学耦合到对象的头部的运动检测换能器和耦合到存储设备的处理单元,该存储设备存储指令,所述指令当由处理单元运行时使处理单元a)在第一时间处并在第二时间处接收从对象的头部反射的回波信号;b)(例如,通过信号处理器24)对来自回波信号的时变信号进行滤波,由此提供对应于第一时间的第一信号特征(例如,如图8的方框b中所示)和对应于第二时间的第二信号特征(例如,如图8的方框c所示);以及c)分析第一信号特征和第二信号特征以确定是否已经发生了换能器运动(例如,通过使用如图8的方框d中所示的相关算法来估计相关系数)。

[0039] 对于本领域技术人员来说,上述本发明的实施方式的变型是容易想到的。例如,如果由电路72或92对当前运动指示信号的采样与从存储设备76、76'对参考信号的移位或读取时间同步,则可能不需要存储设备74、74'。代替使用单独的存储设备74和76(或74'和76'),可以使用单个存储设备来实现实施例。代替使用单个运动检测元件,元件的子阵列可以备选地用于运动检测。如果在治疗开始和稍后的比较或相关之间没有发生运动或仅发生可忽略的运动,则可以用当前信号更新存储在参考信号存储设备中的参考信号。(一个或多个)运动检测元件可以是治疗阵列的元件,或探头中与治疗阵列分开的专用于运动检测的元件。当检测到运动时由系统发出的警告可以是可听的,如图1所示,或者可以是视觉的,或两者。

[0040] 应当注意,适合用于本发明的实施方式中的超声系统,以及特别是由图1、图6a和图6b描述的超声系统的部件结构,可以用硬件、软件或其组合来实现。超声系统的各种实施例和/或部件(例如,模块,或其中的部件和控制器)也可以实现为一个或多个计算机或处理器的一部分。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系统或数据网络。计算机或处理器还可以包括存储器。诸如存储设备74、76、74'和76'的存储器设备可以包括随机存取存储器(RAM)和只读存储器(ROM)、模拟移位寄存器或模拟随机存取存储器(ARAM)、或其他数字或模拟信号存储部件。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,例如软盘驱动器、光盘驱动器、固态拇指驱动器等。存储设备还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单元。

[0041] 如本文所使用的,术语“计算机”或“模块”或“处理器”或“工作站”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、精简指令集计算机(RISC)、ASIC、逻辑电路以及能够执行本文所述功能的任何其他电路或处理器的系统。以上示例仅是示例性

的,因此不旨在以任何方式限制这些术语的定义和/或含义。

[0042] 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。存储元件还可以按期望或需要存储数据或其他信息。存储元件可以是处理机器内的信息源或物理存储器元件的形式。

[0043] 如上所述的超声系统的指令集(包括控制对超声图像的采集、处理和发送的那些指令集)可以包括指示作为处理机器的计算机或处理器执行特定操作(例如,本发明的各种实施例的方法和过程)的各种命令。指令集可以是软件程序的形式。软件可以是各种形式,例如系统软件或应用软件,并且其可以体现为有形的非瞬态计算机可读介质。此外,软件可以是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一部分的形式。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员命令,或者响应于先前处理的结果,或者响应于由另一处理机器做出的请求。例如,在图1、图6a和图6b所示的超声系统中,软件指令传统上由数字处理器用于创建和控制上述显示和用户控制功能,并执行诸如比较和相关系数计算的分析。例如,处理器通过运行上面给出的相关算法来执行本发明的系统中的分析。

[0044] 此外,以下权利要求的限制不是以模块加功能的格式撰写的,并且不旨在基于35 U.S.C.112第六段来解释,除非并且直到这样的权利要求限制明确使用“用于……的模块”的短语跟着没有进一步结构的功能陈述。

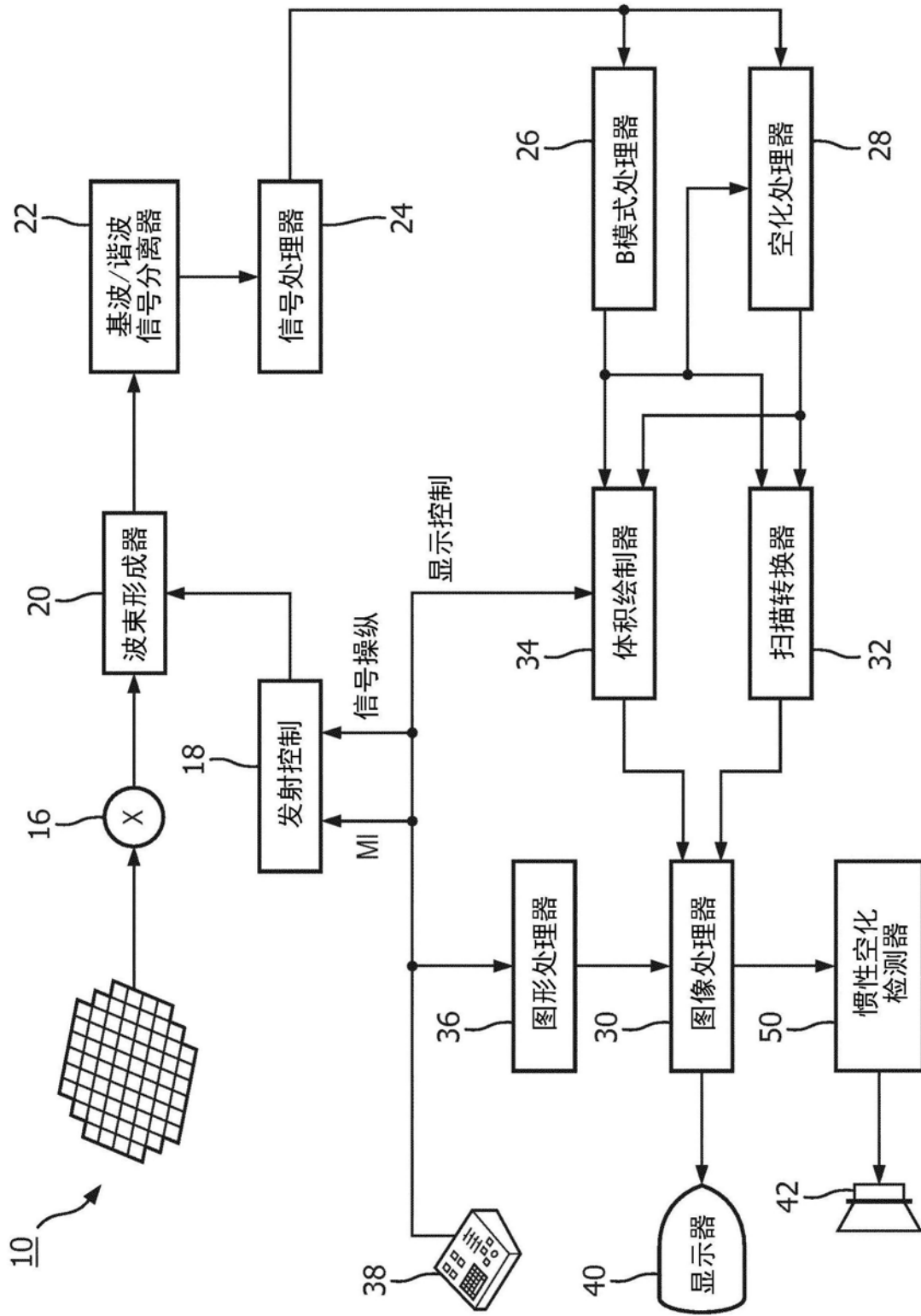


图1

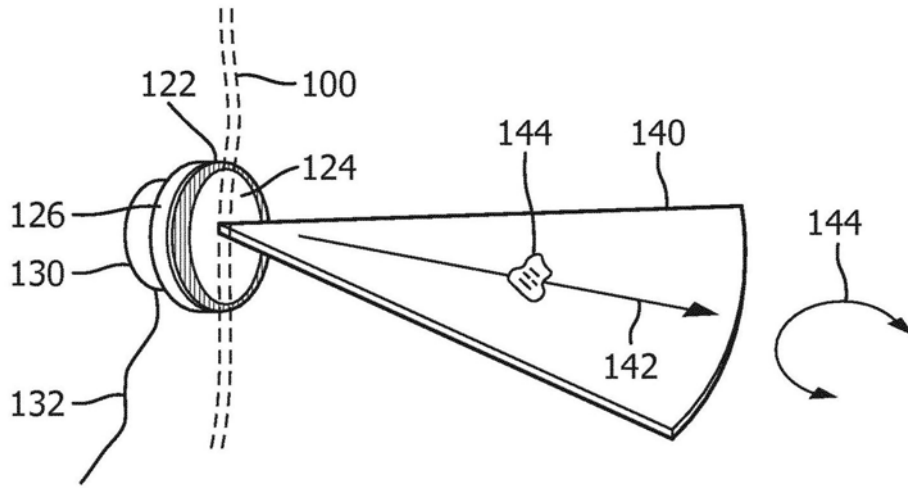


图2

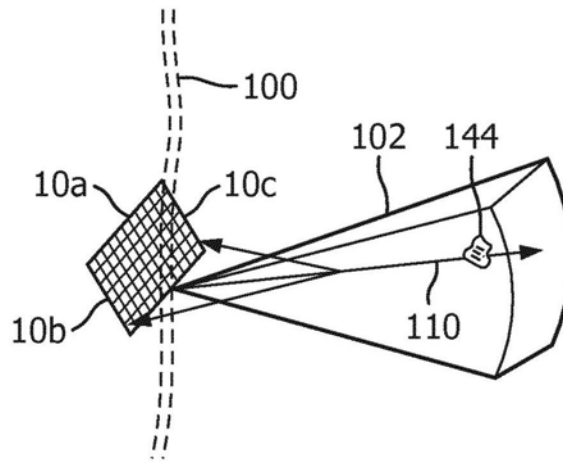


图3

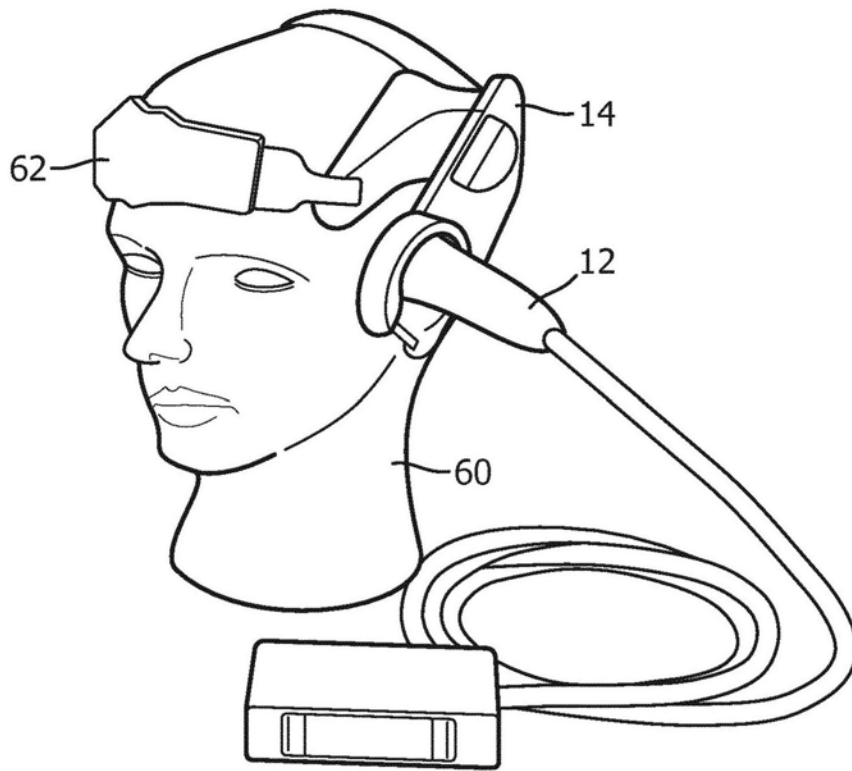


图4



图5

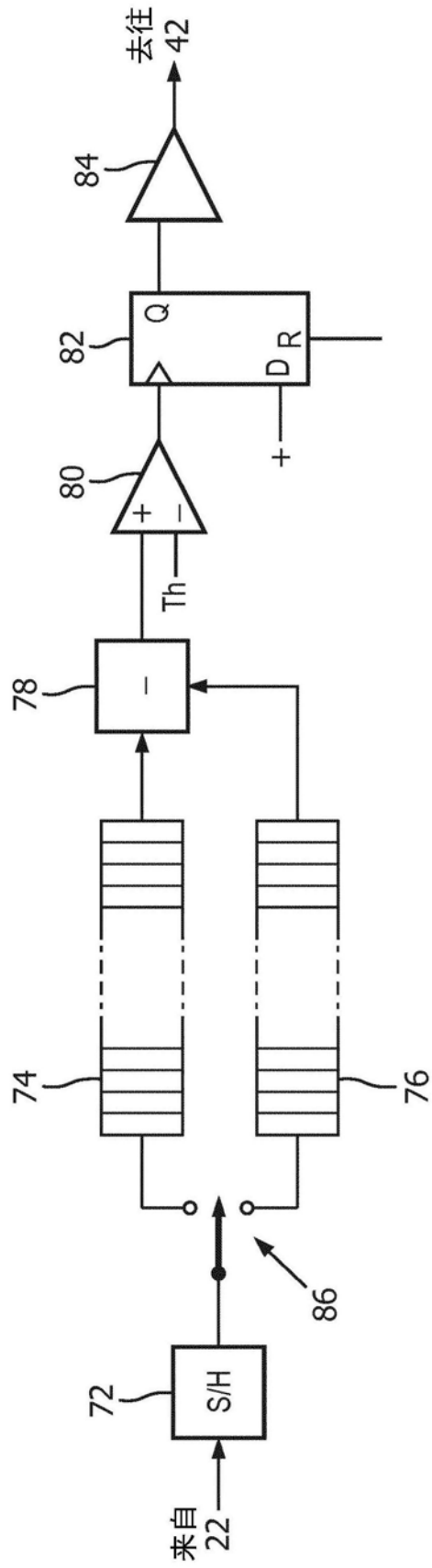


图6a

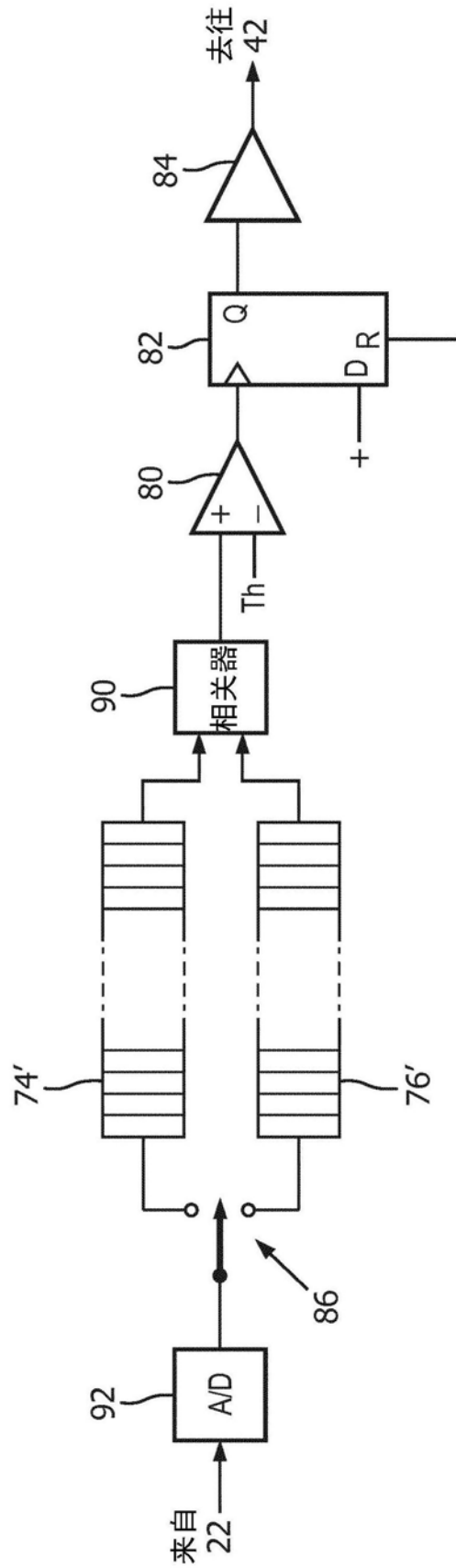


图6b

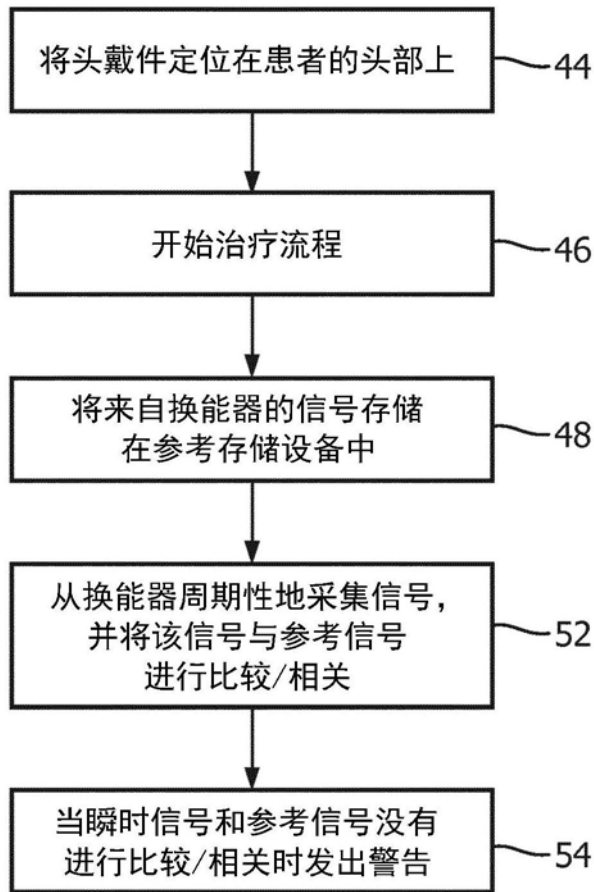


图7

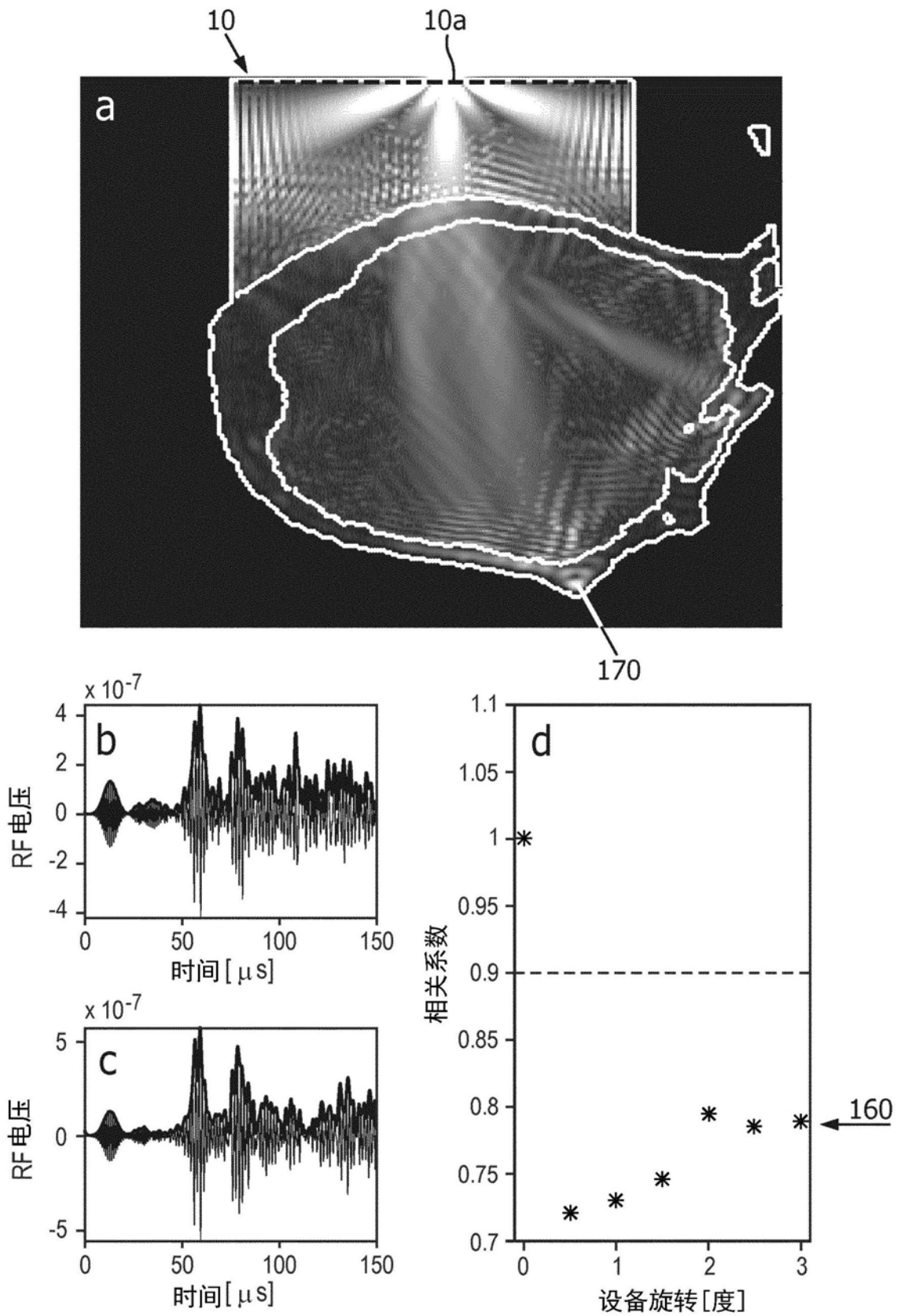


图8

专利名称(译)	在经颅超声流程期间的超声换能器阵列监测		
公开(公告)号	CN110087556A	公开(公告)日	2019-08-02
申请号	CN201780078664.1	申请日	2017-12-18
[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	WT史 JE鲍尔斯 R塞普		
发明人	J·T·萨顿 W·T·史 J·E·鲍尔斯 R·塞普		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0808 A61B8/4209 A61B8/4488 A61B8/5207 A61N7/02 A61N2007/0021 A61N2007/0078 A61N2007/0095		
代理人(译)	李光颖 王英		
优先权	62/436164 2016-12-19 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声系统使用安装到对象的头部的头戴件来执行颅骨治疗，所述头戴件包含治疗换能器和运动检测换能器。在治疗开始时，回波信号由所述运动检测换能器采集并存储。其后，回波信号由所述运动检测换能器再次采集并与在治疗开始时存储的信号进行比较或相关。当在所比较或相关的信号之间确定差异时，由所述系统发出可能已经发生了换能器运动或声学解耦的警告。

