



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107530046 A

(43)申请公布日 2018.01.02

(21)申请号 201680015872.2

(22)申请日 2016.01.11

(30)优先权数据

62/103,882 2015.01.15 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2017.09.14

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2016/050109 2016.01.11

(87)PCT国际申请的公布数据

W02016/113664 EN 2016.07.21

(71)申请人 罗德尼·赫林

地址 加拿大不列颠哥伦比亚

(72)发明人 罗德尼·赫林

(74)专利代理机构 北京汇知杰知识产权代理事务
所(普通合伙) 11587

代理人 吴焕芳 杨巍

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61N 5/067(2006.01)

A61N 7/00(2006.01)

G01N 29/06(2006.01)

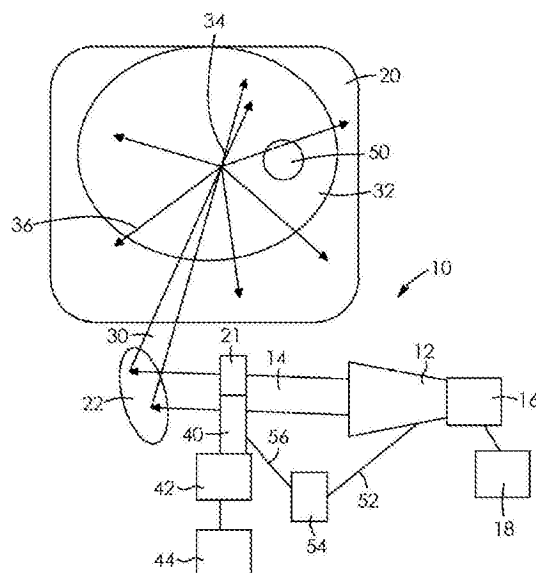
权利要求书2页 说明书14页 附图12页
按照条约第19条修改的权利要求书3页

(54)发明名称

漫射声学共焦成像器

(57)摘要

提供了一种漫射声学共焦成像设备,其用于与数据分析器一起使用以提供关于对象的三维和状态信息。该设备包括:被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的共焦声束的相干声源、被配置为将所述相干声束聚焦到虚拟源的相干声束聚焦器、用于检测来自虚拟源的至少一个漫散射束的声学检测器、以及矢量网络分析器,所述矢量网络分析器与相干声源和声学检测器中的每个电通信。



1. 一种漫射声学共焦成像设备,用于与数据分析器一起使用以提供关于对象的三维和状态信息,所述设备包括:被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的范围内的共焦声束的相干声源、被配置为将所述相干声束聚焦到虚拟源的相干声束聚焦器、用于检测来自所述虚拟源的至少一个散射束的声学检测器、以及矢量网络分析器,所述矢量网络分析器与所述相干声源和所述声学检测器中的每个电通信。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述声束聚焦器是反射所述共焦声束的曲面镜。

3. 根据权利要求1或2所述的设备,还包括用于移动所述相干声源的源致动器。

4. 根据权利要求1到3中的任一项所述的设备,还包括用于移动所述声学检测器的检测器致动器。

5. 根据权利要求4所述的设备,还包括与所述源致动器和所述检测器致动器中的至少一个电通信的处理器。

6. 根据权利要求1到5中的任一项所述的设备,其中所述声学检测器是一维或二维声学区域检测器。

7. 根据权利要求2到6中的任一项所述的设备,其中所述声学检测器、所述曲面镜和所述相干声源被容纳在棒中以提供管道镜或内窥镜。

8. 根据权利要求6所述的设备,其中所述一维或二维声学阵列检测器包括空间孔径。

9. 根据权利要求1到6和8中的任一项所述的设备,其中所述相干声源、所述相干声束聚焦器和所述声学检测器被集成为一装置。

10. 根据权利要求1到6、8和9中的任一项所述的设备,其中所述相干声束聚焦器是透镜。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中所述相干声源安装在所述透镜与所述声学检测器之间。

12. 根据权利要求9或11所述的设备,还包括棒,所述装置附接到所述棒的端部。

13. 一种诊断在组织中的疾病的方法,所述方法包括发射大约0.5到大约100兆赫兹的共焦声束,将所述共焦声束聚焦到所述组织中的虚拟源,在低停留时间使用所述虚拟源扫描所述组织,检测来自所述虚拟源的多个漫散射束以提供多个数据,以及分析所述多个数据。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中漫射声学共焦成像设备发射所述共焦声束。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括使用处理器和检测器致动器来辅助检测所述多个散射束。

16. 根据权利要求13到15中的任一项所述的方法,还包括通过将所述停留时间增加到高停留时间来治疗所述组织中的疾病。

17. 根据权利要求13到16中的任一项所述的方法,其中所述共焦声束被发射并且聚焦在杯状装置中,并且在所述杯状装置中检测所述多个漫散射束。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中所述疾病是前列腺癌,并且所述杯状装置被成形和定尺寸以适合于安装在前列腺上。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中所述疾病是乳腺癌,并且所述杯状装置被成形和定尺寸以适合于安装在乳房上。

20. 一种诊断在组织中的肿瘤的方法,所述方法包括利用根据权利要求1所述的设备、

和数据分析器。

21. 根据权利要求20所述的方法,还包括在诊断出所述肿瘤时立刻治疗所述组织中的肿瘤。

22. 一种漫射声学共焦成像设备,用于与数据分析器一起使用以提供关于对象的三维和状态信息,所述设备包括:线性阵列声学检测器,所述线性阵列声学检测器包括在阵列中的多个发射元件、和检测器,二维声学阵列检测器被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的范围内的共焦声束并且检测来自虚拟源的至少一个散射束;被配置为将所述相干声束聚焦到虚拟源的相干声束聚焦器;以及矢量网络分析器,所述矢量网络分析器与线性阵列声学致动器的检测器电通信。

23. 根据权利要求22所述的漫射声学共焦成像设备,其中所述相干声束聚焦器是透镜。

24. 根据权利要求22或23所述的漫射声学共焦成像设备,还包括处理器,所述处理器被配置为调节所述多个发射元件的相对相位。

25. 根据权利要求22到24中的任一项所述的漫射声学共焦成像设备,还包括至少一个激光发射器。

26. 一种诊断在组织中的疾病的方法,所述方法包括利用根据权利要求22到25中的任一项所述的漫射声学共焦成像设备,发射大约0.5到大约100兆赫兹的共焦声束,将所述共焦声束聚焦到所述组织中的虚拟源,在低停留时间使用所述虚拟源扫描所述组织,检测来自所述虚拟源的多个漫散射束以提供多个数据,以及分析所述多个数据。

27. 根据权利要求26所述的方法,还包括通过增加所述虚拟源的停留时间来治疗所述组织中的疾病。

28. 根据权利要求26所述的方法,还包括通过将来自至少一个激光发射器的激光束聚焦到所述疾病上的虚拟源来治疗所述组织中的疾病。

29. 根据权利要求28所述的方法,其中所述激光束是红外激光束。

30. 根据权利要求28所述的方法,其中所述激光束是氦氖激光束。

漫射声学共焦成像器

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请涉及并且要求于2015年1月15日提交的美国临时专利申请No.62/103,882的权益。上述优先权专利申请通过引用方式整体纳入本文。

技术领域

[0003] 本技术涉及漫射声学共焦成像器。另外,该技术涉及声学共焦成像,特别是关于在肿瘤和相关疾病的诊断和治疗方面使用脉动或连续的相干声束的方法。

背景技术

[0004] 出于科学和医学目的,通过检测辐射束的幅度或相位来使用辐射束获得关于对象的信息是公知的。例如,通过对象的波束的相位信息可以提供关于对象的温度、组成、磁场或静电场的信息,而幅度测量可以提供关于对象的不透明度或密度的信息。波束由辐射波组成,其中波 Φ 可以被描述为具有幅度A和相位 θ ,其在数学上被描述为,

[0005] $\Phi = A \exp(i\theta)$

[0006] 从该方法获得的信息取决于检测的是波束的波的幅度还是幅度和相位两者。如果该方法仅测量波束的幅度,就像对于X射线的情况一样,则仅报告在对象中的密度差异。这是技术的限制,因为它不提供诸如对象的温度、组成、弹性、应变场、磁场或静电场等信息。诸如X射线成像方法等许多成像技术的另外的缺点是所采用的辐射的强度。当在诊断中使用,所采用的水平可能具有破坏身体细胞的可能性。

[0007] 包括超声在内的声学显微镜现在被广泛地用于对身体内部——诸如子宫内的胎儿以及动脉和静脉中的血流——进行成像。这些显微镜测量从表面诸如骨骼和界面诸如胚胎流体与胎儿之间的界面反射的声束的强度。这些显微镜不能测量通过或被反射离开软组织诸如肌肉或胚胎流体的波束的强度和相位。这些显微镜也不能测量温度或组成,因为它们仅使用声束的强度而不使用声束的相位。因此,图像不适合提供除了与表面或界面相关的信息之外的其他信息。这些显微镜的另外的缺陷是所产生的图像具有由波束的漫散射引起的显著量的背景强度。以前列腺为例,超声图像很难识别前列腺与其他组织之间的界面并且也可以识别尿道,然而,它不能识别前列腺内的任何异常。

[0008] 测量波束幅度的另一种方法是共焦显微镜。共焦扫描激光显微镜在20世纪80年代被开发用于观察三维对象。共焦扫描激光显微镜使用穿过对象的激光束,以通过检测穿过与对象的焦平面上的点共焦放置的针孔光阑检测激光束的幅度来创建对象的三维幅度图像。

[0009] 共焦显微镜现在已经在材料、生物和医学科学领域得到了广泛的应用。作为诊断工具,共焦显微镜限于仅检测薄组织和对象的密度差异,从而产生检测波束的幅度差异。波束不能深入渗透到组织和其他材料中。它们不测量对象的相位信息。因此,共焦显微镜不能测量对象的组成或温度。

[0010] 如果该方法测量波束相位的变化,则可以提供关于对象的温度和组成的信息。声

束可以用于此。声束的相位通过对象的折射率被修改,其中折射率取决于对象的温度和组成,并且是关于声束的声速的度量。

[0011] 对象的绝对相位可以使用共焦扫描全息显微镜来测量,如美国专利No.7,639,365中所述。这种方法不能用于对人体内部进行成像,因为激光束不容易通过人体。

[0012] 对象的相对相位可以使用声学共焦干涉显微镜来测量,如美国专利No.8,485,034中所述。这种方法需要干涉波束以及反射镜和棱镜的复杂布置,并且由于几何约束不适合对人体内部成像。

[0013] 已经使用标准干涉显微镜、标准全息显微镜和标准全息干涉显微镜来测量对象的相位和幅度,以给出对象的重要信息,诸如它们的密度、组成和温度。这些显微镜通过测量相位和幅度两者来创建对象的三维幅度图像和相位图像。由于它们是光学显微镜,所以从这些显微镜测量的三维信息仅来自对象的表面,而非对象内的位置点。在所有情况下,使用参考波束和对象波束来收集使得创建图像的数据。这限制了将这些显微镜用于从对象的表面收集数据或收集关于对象的表面的数据。因此,在医学诊断中,它们可能对皮肤疾病有潜在的用处,但不适用于内部组织或器官的疾病。

[0014] 能够使用声束来测量对象的幅度和相位的其它手段是空间滤波的透射超声相位成像,如在美国专利No.6,679,846、6,436,046、6,132,375和6,193,663中所公开的。空间滤波的透射超声相位成像涉及测量发射波束的幅度和相位,并且然后在声束通过对象之后在其到达检测器时再次测量声束的幅度和相位。幅度和相位的差异归因于对象。波束从声源向外漫散射,导致不希望的背景散射。在这个背景散射之内或附近将是感兴趣的图像。该图像代表被成像的对象的界面。它不代表三维图像,也不能在感兴趣的组织或器官内定位患病组织。类似地,在材料中,它不能提供三维图像,也不能显示在材料内的不同材料或材料内具有不同物理特性的区域,除非存在界面,诸如液体与固体之间的界面。

[0015] 提供能够检测波束的幅度和相位的设备、系统和方法将是有利的。这种设备、系统和方法将能够提供关于对象的密度、温度、组成、弹性、应变场、磁场或静电场的信息。这在医学领域具有重要意义,因为能够获得关于密度、温度和组成的信息,允许人们能够潜在诊断、治疗和评估对于诸如癌症等疾病的治疗的有效性。理想地,该设备适于手持,具有各种不同形状的检测器保持器,以应用于身体的不同部位,例如但不限于前列腺、乳房、头部和皮肤。

[0016] 其中对温度和组成的测量是很重要的一种应用的示例包括旨在了解身体的器官、组织和病灶区域的功能的医学诊断。目前医学研究人员没有很好的手段来非侵入性地测量身体的内部温度和组成。本技术的一个目的是提供这样的能力。

[0017] 需要的是一种利用可以被聚焦到探头的相干波束的系统,该探头然后充当漫射散射束的虚拟源,该波束本身可以被系统的检测器检测并且被处理成有意义的数据。这样的系统优选地提供检测材料之间的差异的能力,诸如健康和患病组织之间的差异,诸如密度、温度和组成差异。更优选地,上述系统将允许治疗患病组织。虽然该技术的应用优选地是在疾病的诊断和治疗方面,但是如果可以更广泛地应用于结构或材料中的不同材料或不同状态的材料的检测,则也是优选的。

发明内容

[0018] 本技术提供了一种利用被聚焦到探头的相干波束的系统。该探头则起到从探头随机向外辐射的漫散射束的虚拟源的作用。一些漫散射束通过检测器被检测,并且来自检测器的输出被发送到处理器以使用数学公式处理成有意义的数据。因此,该系统利用在超声中不期望的并且影响图像的清晰度的漫散射束,以产生识别在材料之间的差异的图像,诸如肿瘤与健康组织之间的差异,包括密度差异、温度差异和组成差异。其意义在于,可以获得例如健康组织内的肿瘤或病症的三维图像。类似地,在非医疗应用中,可以获得任意结构在另一介质内的三维图像,或者与上述介质的其余部分具有不同物理状态的上述介质的一部分的三维图像。

[0019] 不仅可以提供组织内的肿瘤的三维图像,还可以提供关于该肿瘤的信息。声速可以与肿瘤的类型、肿瘤的发展阶段和肿瘤的温度相关。

[0020] 相同的系统可以用于通过将来自所有发射器或选择数目的发射器或在脉冲中的波束强度和停留时间增加来治疗肿瘤或病症。成像和诊断的停留时间很短,例如大约1秒或更短(这将是低停留时间),而治疗的停留时间可以是例如100至数百秒(这将是高停留时间)。不受理论的束缚,增加的波束强度提供了冲击波,有时称为冲击波碎石术,其中外部施加的声脉冲被聚焦到诸如肾结石等内部对象上以将其分解成微小的碎片。增加的波束强度和停留时间增加了目标区域的温度。杀死细胞所需要的全部是5到7℃的增加。由于发射器也起到检测器的作用,因此可以使用关于肿瘤的温度信息来在治疗期间指导肿瘤的治疗。这是因为肿瘤的温度在其被波束分解时变化,并且还因为肿瘤的温度随肿瘤的健康的变化而变化。

[0021] 肿瘤的物理破坏使得化疗能够有效地治疗其中肿瘤或病症引起血流量受限的肿瘤和其他病症。一旦肿瘤破裂,含有化学物质的血液就会流动并且进入靶组织。

[0022] 提供关于肿瘤或病灶组织的温度的信息的系统的另一优点是可以采用通常不被采用的附加疗法。例如,远红外线能够穿透组织并且加热靶组织,然而,由于需要非常仔细地监测靶组织的温度,所以目前不使用它。本技术的系统提供了这种能力,从而使得能够在治疗中单独地或者与漫射声学共焦成像组合来使用远红外作为附加热源。

[0023] 由于系统可以报告肿瘤的状态或病症,所以可以确定治疗方案何时成功治疗病症。

[0024] 不同于现有技术,本技术可以用于首先对患病组织进行非侵入性地成像,诊断患病组织的类型和状态,然后立刻治疗病症,而不需要读取图像,提供诊断以及随后施用治疗。在确定病症之后,治疗可以立刻开始,其中设备保留在患者身上的适当地方或在患者体内。类似地,可以在施用治疗的同时监测治疗的有效性。

[0025] 虽然该技术的重点是识别、表征、诊断、治疗和监测身体中的病症的治疗,但是该技术也适用于其中需要确定材料之间或材料内的状态和条件之间的差异的任何应用。

[0026] 在一个实施方案中,提供了一种用于与数据分析器一起使用以提供关于对象的三维和状态信息的漫射声学共焦成像设备。该设备包括:被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的范围内的共焦声束用于医学成像目的的相干声源、被配置为将相干声束聚焦到虚拟源的相干声束聚焦器、用于检测来自虚拟源的至少一个散射束的声学检测器、以及矢量网络分析器,所述矢量网络分析器与相干声源和声学检测器中的每个电通信。

[0027] 在该设备中,声束聚焦器可以是反射共焦声束的曲面镜。

- [0028] 该设备还可以包括用于移动相干声源的源致动器。
- [0029] 该设备还可以包括用于移动声学检测器的检测器致动器。
- [0030] 该设备还可以包括与源致动器和检测器致动器中的至少一个电通信的处理器。
- [0031] 在该设备中,声学检测器可以是一维或二维声学区域检测器。
- [0032] 在该设备中,一维或二维声学阵列检测器可以包括时间合成孔径(temporal synthetic aperture)。
- [0033] 在该设备中,声学检测器、曲面镜和相干声源可以容纳在棒(wand)中以提供管道镜或内窥镜。
- [0034] 在该设备中,相干声源、相干声束聚焦器和声学检测器可以被集成为一装置。
- [0035] 在该设备中,声束聚焦器可以是透镜。
- [0036] 在该设备中,相干声源可以安装在透镜与声学检测器之间。
- [0037] 在该设备中,上述装置可以是杯状的。
- [0038] 该设备还可以包括棒,上述装置附接到棒的端部。
- [0039] 在另一实施方案中,提供了一种诊断在组织中的疾病的方法,该方法包括发射大约0.5到大约100兆赫兹的共焦声束,将共焦声束聚焦到组织中的虚拟源,在低驻留时间使用虚拟源扫描组织,检测来自虚拟源的多个漫散射束,以提供多个数据,并且分析所述多个数据。
- [0040] 在该方法中,漫射声学共焦成像设备可以发射共焦声束。
- [0041] 该方法还可以包括使用处理器和检测器致动器来辅助检测多个散射束。
- [0042] 该方法还可以包括通过将停留时间增加到高停留时间来治疗组织中的疾病。
- [0043] 该方法还可以包括使用处理器和源致动器来控制扫描。
- [0044] 在该方法中,共焦声束可以被发射并且聚焦在杯状装置中,并且在杯状装置中检测所述多个散射束。
- [0045] 在该方法中,疾病可以是前列腺癌,并且杯状装置可以被成形和定尺寸以适合于安装在前列腺上。
- [0046] 在该方法中,疾病可以是乳腺癌,并且杯状装置可以被成形和定尺寸以适合于安装在乳房上。
- [0047] 在另一实施方案中,提供了一种诊断在组织中的肿瘤的方法,该方法包括利用上述设备和数据分析器。
- [0048] 该方法还可以包括在诊断出肿瘤时立刻治疗组织中的肿瘤。
- [0049] 在该技术的一个实施方案中,提供了一种用于与适当地选择的检测器以及在大约0.5到大约100兆赫兹的适当地选择的频率源一起使用以提供关于对象的状态的三维信息的漫射声学共焦成像器(DACI)。DACI具有用于以适当地选择的图案来移动上述相干波束的扫描器件、以及用于产生虚拟源波束并且将其聚焦到焦点的器件。虚拟源波束通过声束穿透对象。预期对于不同材料的频率源可以更高或更低,例如高达大约500兆赫兹,较高频率具有较短的波长、较高的空间分辨率和到对象中的减少的穿透。
- [0050] 在另一实施方案中,提供了一种用于与数据分析器一起使用以提供关于对象的三维和状态信息的扩散声学共焦成像设备,该设备包括:线性阵列声学检测器,线性阵列声学检测器包括在阵列中的多个发射元件、和检测器,二维声学阵列检测器被配置为产生在大

约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的范围内的共焦声束并且检测来自虚拟源的至少一个散射束；相干声束聚焦器，被配置为将相干声束聚焦到虚拟源；以及矢量网络分析器，所述矢量网络分析器与线性阵列声学致动器的检测器电通信。

[0051] 在漫射声学共焦成像设备中，相干声束聚焦器可以是透镜。

[0052] 漫射声学共焦成像设备还可以包括处理器，该处理器被配置为调节多个发射元件的相对相位。

[0053] 漫射声学共焦成像设备还可以包括至少一个激光发射器。

[0054] 在另一实施方案中，提供了一种诊断在组织中的疾病的方法，该方法包括：利用根据权利要求22至25中任一项所述的漫射声学共焦成像设备，发射大约0.5至大约100兆赫兹的共焦声束，将共焦声束聚焦到组织中的虚拟源，在低停留时间使用虚拟源扫描组织，检测来自虚拟源的多个漫散射束以提供多个数据，并且分析所述多个数据。

[0055] 该方法还可以包括通过增加虚拟源的停留时间来治疗组织中的疾病。

[0056] 该方法还可以包括通过将来自至少一个激光发射器的激光束聚焦到疾病上的虚拟源来治疗组织中的疾病。

[0057] 在该方法中，激光束可以是红外激光束。

[0058] 在该方法中，激光束可以是氦氖激光束。

附图说明

[0059] 将结合附图来描述本技术，在附图中：

[0060] 图1是根据该技术的第一实施方案的漫射声学共焦成像器。

[0061] 图2是根据该技术的第二实施方案的漫射声学共焦成像器，其中一维或二维区域检测器代替了点检测器。

[0062] 图3是根据该技术的第三实施方案的漫射声学共焦成像器。

[0063] 图4是根据该技术的第四实施方案的漫射声学共焦成像器。

[0064] 图5是根据该技术的第五实施方案的漫射声学共焦成像器。

[0065] 图6是根据该技术的第六实施方案的漫射声学共焦成像器。

[0066] 图7是根据该技术的第七实施方案的漫射声学共焦成像器。

[0067] 图8A示出了使用本技术的漫射声学共焦成像器获得的结果；图8B示出了图8A的病灶1的结果的图示；图8C示出了图8A的病灶2的结果的图示。

[0068] 图9示出了根据任何实施方案的漫射声学共焦成像器的部分，其中设置了附加的波束源。

[0069] 图10示出了漫射声学共焦成像器的部分，其中成像器被配置用于非侵入性地诊断和治疗使用本技术的成像器可治疗的前列腺癌和前列腺的其它状况。

[0070] 图11示出了本技术的另一实施方案，其中采用两个声束发射器来确定对象的运转情况。

具体实施方式

[0071] 除非另有明确说明，否则以下解释规则适用于本文（书面的说明书、权利要求书和附图）：(a) 本文中使用的词语应当被理解为具有视情况要求的性或数目（单数或复

数)；(b) 除非上下文另有明确规定，否则在说明书和所附权利要求中使用的单数术语“一(a)”、“一个(an)”和“该(the)”包括多个提及物；(c) 应用于所记载的范围或值的先前术语“大约”表示在本领域中根据测量方法已知或预期的范围或值的偏差内的近似值；(d) 词语“本文中”、“由此”、“于此”、“对此”、“上文中”、“下文中”和类似意义的词语指的是本文的整体而不是任何特定段落、权利要求或其他子部分，除非另有说明；(e) 描述性标题仅为了方便，而不控制或影响说明书的任何部分的含义或构造；以及(f) “或”和“任何”不是排他性的，并且“包括(include)”和“包括(including)”不是限制性的。此外，除非另有说明，否则术语“包括(comprising)”、“具有(having)”、“包括(including)”和“包含(containing)”应当被解释为开放式术语(即，表示“包括，但不限于”)。

[0072] 在提供描述性支持所必需的范围内，所附权利要求的主题和/或内容通过引用方式被整体纳入本文。

[0073] 除非本文另有说明，否则本文中记载的值的范围仅旨在用作分别指的是落在该范围内的每个单独值的简写方法，并且每个单独值被纳入本说明书中，如同在本文中单独列举一样。如果提供了具体的值范围，则应当理解，除非上下文另有清楚说明，否则该范围的上限和下限之间的每个中间值(至该下限的单位的十分之一)以及在该所述范围内的任何其他所述或中间值都被包括在其中。还包括所有较小的子范围。这些较小范围的上限和下限也被包括在其中，在所述范围内受到任何明确排除的限制。

[0074] 除非另有定义，否则本文中使用的所有技术和科学术语具有与相关领域的普通技术人员通常理解的相同的含义。虽然也可以使用与本文中所述的类似或等同的任何方法和材料，但是现在描述可接受的方法和材料。

[0075] 定义

[0076] 在本技术的上下文中，“立刻(immediately, 即刻)”表示在进行诊断并且随之进行治疗时设备保持原位。不需要移除设备、确定诊断并且然后更换设备以进行治疗。

[0077] 在本技术的上下文中，冲击波碎石术是外部施加的声脉冲被聚焦到石头上以通过使其破碎成小碎片来使石头消融。

[0078] 概述

[0079] 提供了一种用于从表面周围和表面上的点以及对声束透明的内部对象周围和对声束透明的内部对象上的点来获得声束的漫射声学共焦成像器(DAC1)，用于从对象散射的声束强度的幅度和相位的三维测量。光学系统内的聚焦透镜从发射的相干声束产生会聚束。会聚束被聚焦到形成虚拟源的点。虚拟源在表面周围和表面上以及内部声学透明对象周围和内部声学透明对象上被扫描。检测器被放置为与聚焦的虚拟源共焦。检测器检测通过对对象散射的来自聚焦的虚拟源的波束。聚焦波束到对象上的会聚角限定被测对象的三维体积。来自聚焦的虚拟源的每个散射束相当于一等式，以提供与通过聚焦到对象上的虚拟源限定的对象部分相互作用的散射束的幅度和相位信息。“N”个数目的对象强度测量通过DAC1来进行，并且它们用于求解描述三维对象的“N”个数目的三维点。根据从强度测量获得的相位信息，对于描述三维对象的每个点，可以确定对象的折射率 n ，折射率被定义为声音在空气中的速度(即声束的速度) C_{air} 与声音在对象中的速度 C 的比率。即，

[0080] $n = C_{air}/C$

[0081] 对象的折射率可以用于确定对象的状态，诸如其温度和/或组成。

[0082] 详细说明

[0083] 图1示出了根据本技术的第一实施方案的漫射声学共焦成像器的图示,其总体上被称为10。相干声源12诸如相干声学发射器发射相干声束14。相干声源12可以被手动地移动或者可以通过与相干声源12机械通信的源致动器16来被移动。源致动器16优选地由处理器18来控制,处理器18被配置为引导所述源致动器16以引起相干声源12在组织或器官或对象材料20上扫描相干声束14。相干声源12提供相干声束14,其波束频率在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹之间并且包括大约0.5兆赫兹和大约100兆赫兹,以获得包括哺乳动物体内的密度、温度、组成、弹性或应变场中的一种或多种的信息。

[0084] 相干声束14具有大的截面积,通常为1厘米或数厘米量级。相干声束14穿过空间滤波器21到聚焦反射镜或透镜22,在聚焦反射镜或透镜处它被弯曲的表面反射并且被聚焦成会聚束30,会聚束30穿透对象介质20,对象介质20将会聚束30传输到对象介质20中的第一对象、结构、介质或不同物理状态的材料或介质32中。会聚束30会聚并且在交叉点处聚焦到虚拟源34。进入的会聚束30从虚拟源34三维地在所有方向上被散射。散射束36传递离开第一对象32和对象介质20,并且由声学检测器40来检测。声学检测器40聚焦在虚拟源34上。声学检测器40可以移动以收集具有如图1所示的角度方向范围的散射束36。检测器致动器42与声学检测器40机械通信,并且处于与检测器致动器42电通信的处理器44的控制之下。散射束36包含关于对象介质20和第一对象32的信息,并且通常被称为对象波束。根据本领域已知的技术,分析通过散射束36携带的所得到的信息以确定其幅度和相位。

[0085] 为了观察整个第一对象32,通过使聚焦反射镜22和声学检测器40枢转,虚拟源34在第一对象32的外部 and 内部扫描。对第一对象32的扫描也可以通过平移第一对象20或平移显微镜10来实现。通过这种方式,可以使用由声学检测器40收集的散射束36提供的幅度和相位信息来对第一对象32内的第二对象50成像。第一线52在相干声源12与矢量网络分析器54之间延伸,并且第二线56在矢量网络分析器54与声学检测器40之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。矢量网络分析器54的作用是测量相干声束14和所接收的散射束36的幅度和相位信息。它包括内置的信号发生器。为此,矢量网络分析器54使用分别与相干声源12和声学检测器40通信的第一线52和第二线56来被电子连接。矢量网络分析器54还起到时间滤波器的作用。空间滤波器21和时间滤波器限制用于成像的声学虚拟源34的体积,体积越小,成像的分辨率越好。在所有实施方案中,成像方法不需要空间滤波器并且可以仅依赖于时间滤波器,这限制了从聚焦的虚拟源34收集强度的时间段。不受理论的约束,空间滤波器21在某些情况下提供更高质量的图像,但是它也降低了检测器收集的强度,这在某些情况下会使图像劣化。仅由一个滤波器或两个滤波器限定的波束14的体积被用于检测。

[0086] 空间分辨率通过在聚焦的虚拟源34处的会聚束30的大小来设置。对象总是失焦,并且仅在将以恰当的x、y、z配准(registry)定义对象的点的所有幅度和相位结合时才观察到聚焦。

[0087] 图2示出了根据本技术的第二实施方案的漫射声学共焦成像器110的图示,该漫射声学共焦成像器具有的声学检测器40被替换为二维声学阵列检测器140。声学检测器140、相干声源112和聚焦反射镜122容纳在管子180中以提供棒式声学管道镜或内窥镜,总体被称为182。同样,相干声源112诸如相干声学发射器发射相干声束114。相干声源112可以被手动地移动或者可以通过与相干声源112机械通信的源致动器116来被移动。源致动器116优

选地由处理器118来控制,处理器118被配置为引导所述源致动器116以引起相干声源16在组织或器官或对象材料120上扫描相干声束114。相干声源112提供相干声束114,其波束频率在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹之间,以获得包括哺乳动物体内的密度、温度、组成、弹性或应变场中的一种或多种的信息。

[0088] 对于第一实施方案,相干声束114具有大的截面积,通常为一厘米或数厘米量级。相干声束114传递到聚焦反射镜122,在聚焦反射镜处它被弯曲表面反射并且被聚焦成会聚束130,会聚束130穿透对象介质120,对象介质120将会聚束130传输到对象介质120中的第一对象、结构、介质或不同物理状态的材料或介质132中。会聚束130会聚并且在交叉点处聚焦到虚拟源134。进入的会聚束130从虚拟源134三维地在所有方向上被散射。散射束136传递离开第一对象132和对象介质120,并且被二维声学阵列检测器140检测。二维声学阵列检测器140不需要聚焦在虚拟源134上,并且因此不需要移动以收集散射束136。散射束136包含关于对象介质120和第一对象132的信息,并且通常被称为对象波束。根据本领域已知的技术,分析由散射束136携带的所得到信息以确定其幅度和相位。仅使用在与来自虚拟源134的强度相对应的给定和设定时间帧内到达一维或二维声学阵列检测器140的那些波束136。

[0089] 为了观察整个第一对象132,通过使聚焦反射镜122和二维声学阵列检测器140枢转,虚拟源134在第一对象132的外部 and 内部扫描。对第一对象132的扫描也可以通过平移第一对象120或平移显微镜110来实现。通过这些方式,可以使用由声学检测器140收集的散射束136提供的幅度和相位信息来对第一对象132内的第二对象150成像。

[0090] 第一线152在相干声源12与矢量网络分析器154之间延伸,并且第二线156在矢量网络分析器154与二维声学阵列检测器140之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。更具体地,单独的线190附接到二维声学阵列检测器140的每个元件192。每个检测器元件192具有其自己的空间滤波器194。矢量网络分析器154的作用是测量所发射和所接收的强度的幅度和相位信息。矢量网络分析器154包括内置的信号发生器。矢量网络分析器154也起到时间滤波器的作用。

[0091] 图3示出了根据本技术的第三实施方案的漫射声学共焦成像器210的图示。同样,相干声源212诸如相干声学发射器发射相干声束214。相干声源212可以被手动地移动或者可以通过与相干声源212机械通信的源致动器216来被移动。源致动器216优选地由处理器218来控制,处理器218被配置为引导所述源致动器216以引起相干声源216在组织或器官或对象材料220上扫描相干声束214。相干声源212提供相干声束214,其波束频率在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹之间并且包括大约0.5兆赫兹和大约100兆赫兹,以获得包括哺乳动物体内的密度、温度、组成、弹性或应变场中的一种或多种的信息。

[0092] 对于第一实施方案,相干声束214具有大的截面积,通常为厘米量级。相干声束214穿过周围的声学透明的介质220(诸如水)并且进入声学透明的对象232(第一对象)中。相干声源212的发射表面213被成形以在交叉点处将相干声束214聚焦到虚拟源234。相干声束214从虚拟源234三维地在所有方向上被散射。散射束236传递离开第一对象232和对象介质220,并且由二维声学阵列检测器240来检测。一维或二维声学阵列检测器240不需要聚焦在虚拟源234上,并且因此不需要移动以收集散射束236。散射束236包含关于对象介质220和第一对象232的信息,并且通常被称为对象波束。根据本领域已知的技术,分析由散射束236

携带的所得到的信息以确定其幅度和相位。

[0093] 为了观察整个第一对象232,通过使相干声源212枢转,虚拟源234在第一对象232的外部 and 内部扫描。对第一对象232的扫描也可以通过平移第一对象220或平移显微镜210来实现。通过这些方式,可以使用由二维声学阵列检测器240收集的散射束236提供的幅度和相位信息来对第一对象232内的第二对象250成像。

[0094] 第一线252在相干声源212与矢量网络分析器254之间延伸,并且第二线256在矢量网络分析器254与二维声学阵列检测器240之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。更具体地,单独的线290附接到二维声学阵列检测器240的每个元件292。每个检测器元件292具有其自己的空间滤波器294。矢量网络分析器254的作用是测量所发射和所接收的强度的幅度和相位信息。矢量网络分析器254包括内置的信号发生器。矢量网络分析器254也起到时间滤波器的作用。

[0095] 在第三实施方案中,空间分辨率通过聚焦的虚拟源234处的相干声束214的大小来设置。对象总是失焦,并且仅在将以恰当的x、y、z配准定义对象的点的所有幅度和相位结合时才观察到聚焦。

[0096] 图4示出了该技术的第四实施方案的图示。相干声源312诸如相干声学致动器发射相干声束314。声学检测器340、相干声源312和聚焦反射镜322(其优选地是柔性的)被容纳在管子380中以提供棒式声学管道镜,总体称为382。同样,相干声源312诸如相干声学发射器发射相干声束314。相干声源312可以被手动地移动或者可以通过与相干声源312机械通信的源致动器316来被移动。源致动器316优选地由处理器318来控制,处理器318被配置为引导所述源致动器316以引起相干声源316在组织或器官或对象材料320上扫描相干声束314。相干声源312提供相干声束314,其波束频率在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹之间并且包括大约0.5兆赫兹和大约100兆赫兹,以获得包括哺乳动物体内的密度、温度、组成、弹性、应变场、磁场或静电场中的一种或多种的信息。

[0097] 对于第一实施方案,相干声束314具有大的截面积,通常为一厘米或数厘米量级。相干声束314传递到聚焦反射镜322,在聚焦反射镜322处它被弯曲的表面反射并且被聚焦成会聚束330,会聚束330穿透对象介质320,对象介质320将会聚束330传输到对象介质320中的第一对象、结构、介质或不同物理状态的材料或介质332中。会聚束330会聚并且在交叉点处聚焦到虚拟源334。进入的会聚束330从虚拟源334三维地在所有方向上被散射。散射束336传递离开第一对象332和对象介质320。仅使用与虚拟源强度相对应的给定和设定时间帧内的那些波束336。这些波束被称为信息波束337,并且由具有时间合成孔径的一维或二维声学阵列检测器340来检测。具有时间合成孔径的一维或二维声学阵列检测器340不需要聚焦在虚拟源334上,并且因此不需要移动以收集散射束336。信息束337包含关于对象介质320和第一对象332的信息,并且通常被称为对象波束。根据本领域已知的技术,分析由信息束337携带的所得到的信息以确定其幅度和相位。

[0098] 为了观察整个第一对象332,通过使聚焦反射镜322和具有时间合成孔径的二维声学阵列检测器340枢转,虚拟源334在第一对象332的外部 and 内部扫描。对第一对象332的扫描也可以通过平移第一对象320或平移显微镜310来实现。通过这些方式,可以使用由具有时间合成孔径的二维声学阵列检测器340收集的信息束337提供的幅度和相位信息来对第一对象332内的第二对象350成像。

[0099] 第一线352在相干声源332与矢量网络分析器354之间延伸,并且第二线356在矢量网络分析器354与具有时间合成孔径340的二维声学阵列检测器340之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。更具体地,单独的线390附接到二维声学阵列检测器340的每个元件392。每个检测器元件392具有其自己的空间滤波器394。二维声学阵列检测器340的时间合成孔径用于仅检测或接受从聚焦的虚拟源发出的强度并且忽略在聚焦的虚拟源之前散射的强度和在聚焦的虚拟源之后散射的强度。矢量网络分析器354的作用是测量所发射和所接收的强度的幅度和相位信息。矢量网络分析器354包括内置的信号发生器。时间滤波器可以与矢量网络分析器354成一体。

[0100] 图5中示出了该技术的第五实施方案。该实施方案被专门设计用于诊断和治疗前列腺疾病,并且还可以用作内窥镜。相干声源412和一维或二维声学阵列检测器440被集成为单个组合装置480,该单个组合装置480是适合于安装在前列腺上并且附接到棒482的端部478的杯子形状。组合装置480可以包括被结合到一维或二维声学阵列检测器440上的、由例如但不限于聚甲基戊烯制成的透明塑料透镜。相干声源412的发射表面413被成形以在交叉点处将相干声束414聚焦到虚拟源434。相干声束414从虚拟源434三维地在所有方向上被散射。散射束436传递离开第一对象432和对象介质420,并且由二维声学阵列检测器440来检测。组合装置480可以使用平移和转动平台484来平移和转动。组合装置480的平移和转动用于移动所述虚拟源434。

[0101] 为了观察整个第一对象432,通过使用平移和转动平台484使组合装置480枢转,虚拟源434在第一对象432的外部 and 内部扫描。通过这种方式,可以使用由二维声学阵列检测器440收集的散射束436提供的幅度和相位信息来对第一对象432内的第二对象450成像。

[0102] 第一线452在相干声源412与矢量网络分析器454之间延伸,并且第二线456在矢量网络分析器454与二维声学阵列检测器440之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。更具体地,单独的线连接到二维声学阵列检测器440的每个元件492。矢量网络分析器454的作用是测量所发射和所接收的强度的幅度和相位信息。矢量网络分析器454包括内置的信号发生器。矢量网络分析器454也可以起到时间滤波器的作用。

[0103] 通过从虚拟源434的许多位置检测许多散射束436的幅度和相位,可以确定第一对象432(例如前列腺)内的对象(例如肿瘤450)的位置和大小。通过测量散射束436的相位,可以确定第一对象432中的第二对象450的声速。第一对象432内的第二对象450的声速可以用于诊断目的。

[0104] 发射器50和检测器52由相同的材料、即压电材料制成。因此,通过使发射器和检测器装置480的发射侧成形得如聚焦透镜一样,该发射侧将如聚焦透镜一样将相干声束414聚焦到对象450(前列腺)中,并且在其表面上使用二维声学阵列检测器440来检测散射束436。二维声学阵列检测器440在其表面上包括许多小元件492,其中每个元件492独立地检测并且其本身内部是器件。另外,每个检测器元件492可以发射和检测。这使得能够在识别患病区域之后立刻进行患病区域的治疗——不需要设备改变、设备移动——设备保持在相同位置,并且相干声束414的强度增加。每个检测器元件492具有其自己的空间滤波器494。

[0105] 图6中示出了第六实施方案。该实施方案被专门设计用于诊断和治疗乳房疾病。相干声源512和二维声学阵列检测器540被集成为单个组合装置580,该单个组合装置580是适合于安装在乳房上的杯子形状。相干声源512的发射表面513被成形以在交叉点处将相干声

束514聚焦到虚拟源534。相干声束514从虚拟源534三维地在所有方向上被散射。散射束536传递离开第一对象532和对象介质520,并且由具有时间合成孔径的二维声学阵列检测器540来检测,时间合成孔径仅允许使用与虚拟源强度相对应的给定和设定时间帧内的那些波束536。组合装置580可以使用平移和转动平台584来平移和转动。组合装置580的平移和转动用于移动所述虚拟源534。

[0106] 为了观察整个第一对象532,通过使用平移和转动平台584使组合装置580枢转,虚拟源534在第一对象532的外部 and 内部扫描。通过这种方式,可以使用由二维声学阵列检测器540收集的散射束536提供的幅度和相位信息来对第一对象532内的第二对象550成像。

[0107] 第一线552在相干声源512与矢量网络分析器554之间延伸,并且第二线556在矢量网络分析器554与二维声学阵列检测器540之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。更具体地,单独的线连接到二维声学阵列检测器540的每个元件592。每个检测器元件具有其自己的空间滤波器594。矢量网络分析器554的作用是测量所发射和所接收的强度的幅度和相位信息。矢量网络分析器554包括内置的信号发生器。矢量网络分析器554也可以起到时间滤波器的作用。

[0108] 通过从虚拟源534的许多位置检测许多散射束536的幅度和相位,可以确定第一对象532(例如乳房)内的对象(例如肿瘤550)的位置和大小。通过测量散射束536的相位,可以确定第一对象532中的第二对象550的声速。第一对象532内的第二对象550的声速可以用于诊断目的。

[0109] 图7中示出了第七实施方案。相干声源612、透镜635和一维或二维声学阵列检测器640被集成为具有杯子形状的单个组合装置680。透镜635可以由结合到一维或二维声学阵列检测器640上的、例如但不限于聚甲基戊烯制成。透镜635被成形以在交叉点处将相干声束614聚焦到虚拟源634。注意,在检测器640下方的源612的布置可以被颠倒,然而,声束的检测灵敏度将会降低。相干声束614从虚拟源634三维地在所有方向上被散射。散射束636传递离开第一对象632和对象介质620,并且由一维或二维声学阵列检测器640来检测。

[0110] 为了观察整个第一对象532,通过使用平移和转动平台684使组合装置680枢转,虚拟源634在第一对象632的外部 and 内部扫描。通过这种方式,可以使用由一维或二维声学阵列检测器640收集的散射束636提供的幅度和相位信息来对第一对象632内的第二对象650成像。

[0111] 第一线652在相干声源612与矢量网络分析器654之间延伸,并且第二线656在矢量网络分析器654与二维声学阵列检测器640之间延伸,以提供这些部件之间的电通信。更具体地,单独的线连接到二维声学阵列检测器640的每个元件692。每个元件692具有其自己的空间滤波器694。矢量网络分析器654的作用是测量所发射和所接收的强度的幅度和相位信息。矢量网络分析器654包括内置的信号发生器。矢量网络分析器及其与相干声源和声学区域检测器(一维或二维)的连接消除了对参考或干涉波束的需要。矢量网络分析器654也可以用作时间滤波器。

[0112] 通过从虚拟源634的许多位置检测许多散射束636的幅度和相位,可以确定第一对象632(例如前列腺)内的对象(例如肿瘤650)的位置和大小。通过测量散射束636的相位,可以确定第一对象632中的第二对象650的声速。第一对象632内的第二对象650的声速可以用于诊断目的。其一个实例如图8所示。病灶1的尺寸小于病灶2的尺寸,如图像所示。当它被绘

制时,声速使得能够示出质量的大小,其中病灶1小于病灶2。

[0113] 如图9所示,由于聚焦的虚拟源734的位置独立于波长,附加的波束可以聚焦到与声束714相同的位置。声束714从声束发射器712发射。氦氖激光发射器782产生可用于烧灼的黄色波束784。它也可以用于识别聚焦的声束714在身体表面上的位置。红外激光发射器786产生可以用于热杀伤组织或烧蚀组织的红外线束788。红外线束788与声束的组合使得能够使用红外激光发射器786来治疗皮肤癌,因为声束可以用于报告皮肤的温度。反射镜780将波束784、788反射使得当它们射入透镜735时与声束714排列成行。第二反射镜781也可以用于在飞行中切换波束源。或者,可以使用具有平坦表面的圆形反射镜并且使其左右转动以在飞行中切换波束源。不受理论束缚,反射镜780可以去除彗差(coma)和球面像差。如果使用特定和窄波长的波束,则也可以去除色差。注意,该图中仅示出了该设备的部分,以便清楚地示出显著的变化。在该实施方案中找到了前述实施方案中的所有部件。

[0114] 如图10所示,波束发射器812和透镜835一起工作。为了检测和治疗前列腺癌,声束814被聚焦在膀胱中。聚焦的虚拟源834散射通过前列腺并且由检测器840来检测。检测器840被成形以使得患者能够坐在其上。注意,在该图中仅示出了与前述实施方案不同的部件。在该实施方案中可以找到先前实施方案中的所有部件。

[0115] 如图11所示,两个声束发射器一起使用。第一声束发射器912发射第一声束914,并且第二声束916从第二声束发射器918发射。第二声束发射器918位于线性阵列检测器940下方。矢量网络分析器954如上所述地配置。在本实施方案中可以找到前述实施方案中描述的所有部件。第一波束914被聚焦以提供虚拟源934,虚拟源934随后将散射束发送到对象以允许成像,如上所述。第二声束916被聚焦在对象932上以引起其起作用。这使得能够确定功能异常,在优选实施方案中,对象是前列腺。

[0116] 示例1

[0117] 使用来自CSP Medical的、包含比模拟的前列腺组织硬三倍三个随机定位的等回声病灶(isoechoic lesions,等回声病灶)的前列腺弹性成像模型来证明设备和系统的有效性,如图7所示。以10毫米至25毫米的扫描深度得到四个声相图像,其中可以识别前列腺的边缘和尿道的边缘,明亮的橙色到明亮的黄色。超声束从波束源辐射出,并且从漫射波束收集图像。具有较高的声速的区域被表示为A和B。使用本技术的实施方案1-4和6中的任一个,扫描两个病灶。这些病灶是明确地可识别的。可以确定尺寸、三维形状、位置(position)和定位(location)。疾病组织的其他特征不存在于前列腺模型中,并且因此信息仅限于不同的特性。

[0118] 示例2

[0119] DAC1可以用于医学诊断,以非侵入性地观察身体内的温度变化,例如但不限于器官、肌肉、脂肪组织、癌组织内的温度以及身体器官及其周围环境之间的界面处的温度。由于DAC1将波束聚焦到虚拟源,该虚拟源在点上快速传递通过,所以通过给予低辐射剂量可以在身体上非常温和。功率密度通常小于1瓦特/平方厘米,并且停留时间为毫秒至秒,以避免受检对象中的加热和气穴效应。一旦DAC1可以看到内部身体,通过将强度从数十瓦/平方厘米增加到数百瓦/平方厘米并且将波束的停留时间从数秒增加到数百秒,使用波束加热方法和肿瘤消融(分解)方法,诸如高强度聚焦超声,治疗变得可行。由于DAC1显微镜还可以通过确定对象波束的声速来测量温度,因此可以在治疗过程中监测通过波束加热处理的身

体区域的温度,以帮助确保治疗成功。此外,通过在散射强度随着肿瘤消融/分解的增加而减小时测量散射强度,可以监测治疗。

[0120] 示例3

[0121] 在包括等离子体、气体、液体和固体的对象中,存在许多关于简单的物质状态的未回答的问题,例如但不限于存在于对象内并且在不可混合与可混合流体之间的界面处、容器及其内容物、以及具有各种状态的流体内(诸如在燃烧期间在简单的火焰燃烧燃料中)的3D温度和3D组成。随着物质状态的变化,声速发生变化。对于越硬、越高弹性的材料,声速越高。将DAC1显微镜应用于对声束透明的对象将回答许多这些问题。

[0122] 示例4

[0123] 既然可以获得具有非常好的波束相干性的辐射源,诸如声束,那么大对象的幅度和相位图像是可能的,大约数厘米。随着对声束透明或反射的新的光学聚焦材料(诸如塑料)的发展,将来有可能能够观察到更大和更小的对象。

[0124] 示例5

[0125] 前列腺癌的诊断和治疗。前列腺癌肿瘤是硬的,并且是具有细分枝的多形状的。肿瘤周围血流量增加,但是肿瘤的硬度防止血液到达肿瘤,并且最终限制肿瘤周围的血流。现有技术是对前列腺的超声成像。这提供了关于腺体尺寸的信息,因为只能识别前列腺与周围组织之间的界面。因此,由于波束的漫散射干扰图像并且导致模糊边缘,所以图像不是高度准确的。

[0126] 本技术被提供作为在远端具有发射器复合体和检测器保持器的棒。如上所述,发射器也可以用作检测器。这允许将单个复合体与对于要成像的身体部分被合适成形的保持器一起使用。或者,发射器被容纳在集成到检测器保持器中的发射器复合体上。同样,保持器的形状适合于被成像的身体部位。

[0127] 身体诸如前列腺内有疾病,每种疾病都有自己的声速,因此声速是每种疾病的标志(参见示例6)。此外,疾病的每个发展状态具有标志的声速。

[0128] 示例6

[0129] 对于感兴趣的任何疾病或病症、以及对于疾病或病症的每个发展阶段,将测量声速。本技术将用于做出这个决定。然后,本技术将用于诊断或者诊断和治疗、或者跟踪疾病或病症的进展或者跟踪疾病或病症的治疗进展。声速的变化可以由细胞大小、细胞粒度、组织弹性、血液积聚、温度升高、炎症和免疫细胞浸润中的一种或多种的变化而引起。不同声速的示例是对于平滑肌纤维为1574m/s、对于乳头状腺癌为1610m/s、对于管状腺癌为1610m/s(分化良好)、对于管状腺癌为1600m/s(中等分化)、对于管状腺癌为1557m/s(分化不良)和对于单环细胞癌为1523m/s。其他已知的声速用于乳腺组织,对于脂肪组织的声速为1422m/s,对于乳腺实质组织的声速为1487m/s,对于恶性病灶的声速为1548m/s,对于良性病灶的声速为1513m/s。标准偏差不超过 $\pm 1.7\%$ 。

[0130] 示例7

[0131] 用线性声学阵列检测器替换二维声学阵列检测器。已经发现,聚焦的虚拟源也由线性阵列致动器发射来创建。线性阵列致动器可以通过透镜的曲面来聚焦波束,或者也可以通过调节换能器阵列(即,“相控阵列”)中的发射元件的相对相位来聚焦波束。虽然相控阵列不能产生小的虚拟源,但是它仍然可以产生虚拟源,该虚拟源可以用于以较低的空间

分辨率来成像。

[0132] 本文中描述的示例性实施方案的优点可以通过在该书面描述中具体指出的手段和组合来实现和获得。应当理解,前面的一般描述和下面的详细描述仅仅是示例性和解释性的,而不限所附权利要求。虽然已经详细描述了示例实施方案,但是前面的描述在所有方面都是示例性的而不是限制性的,应当理解,在不脱离示例实施方案的范围的情况下,可以设计许多其它修改和变化。

[0133] 虽然已经结合目前被认为是可能最实用和/或合适的实施方案的示例描述了示例性实施方案,但是应当理解,描述不限于所公开的实施方案,相反,其旨在覆盖被包括在示例实施方案的精神和范围内的各种修改和等同布置。本领域技术人员将认识到或能够只是使用常规实验来确定与本文中具体描述的具体示例实施方案的许多等同物。这样的等同物将被包括在附加在本文后或随后提交的权利要求的范围内。

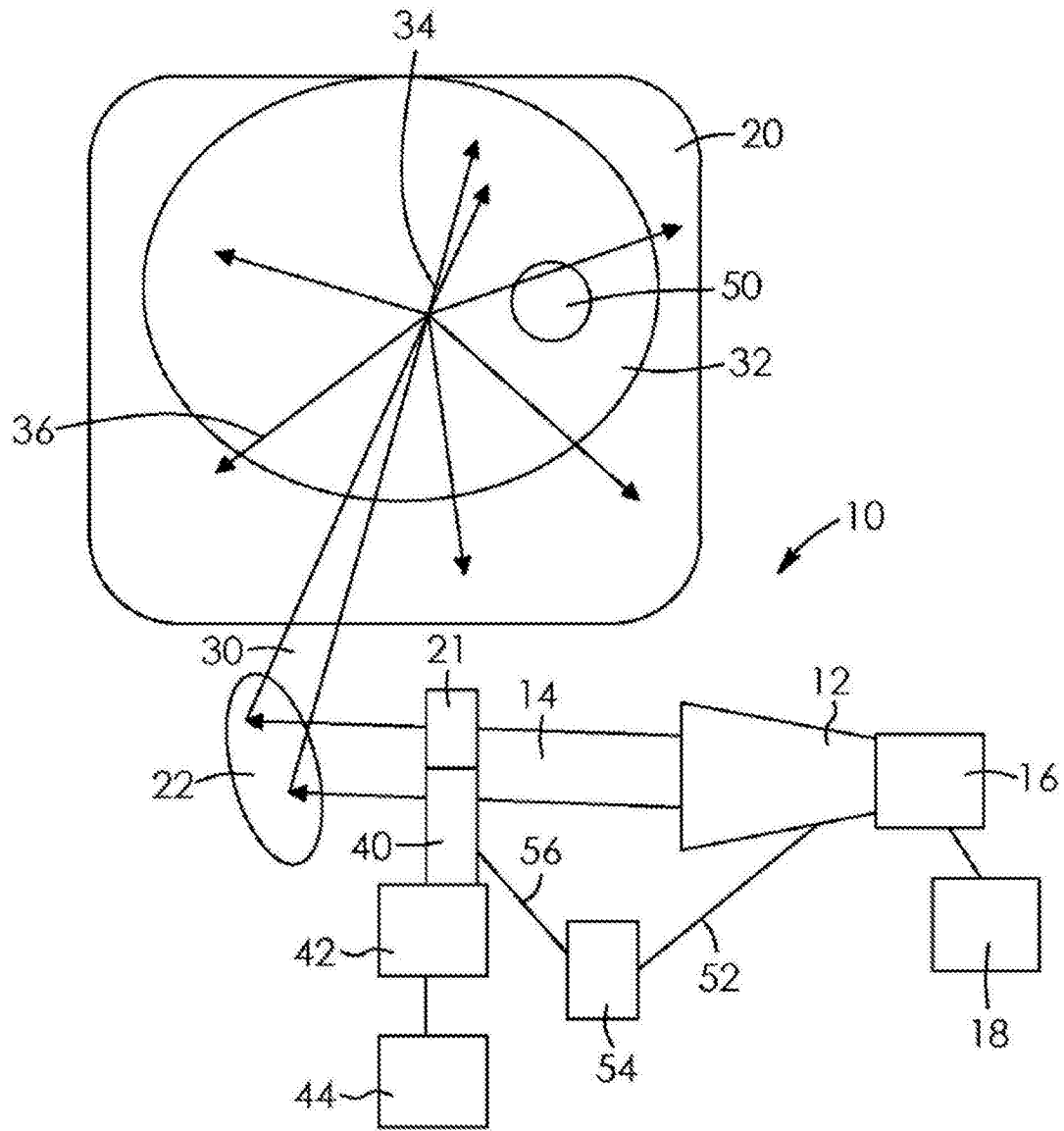


图1

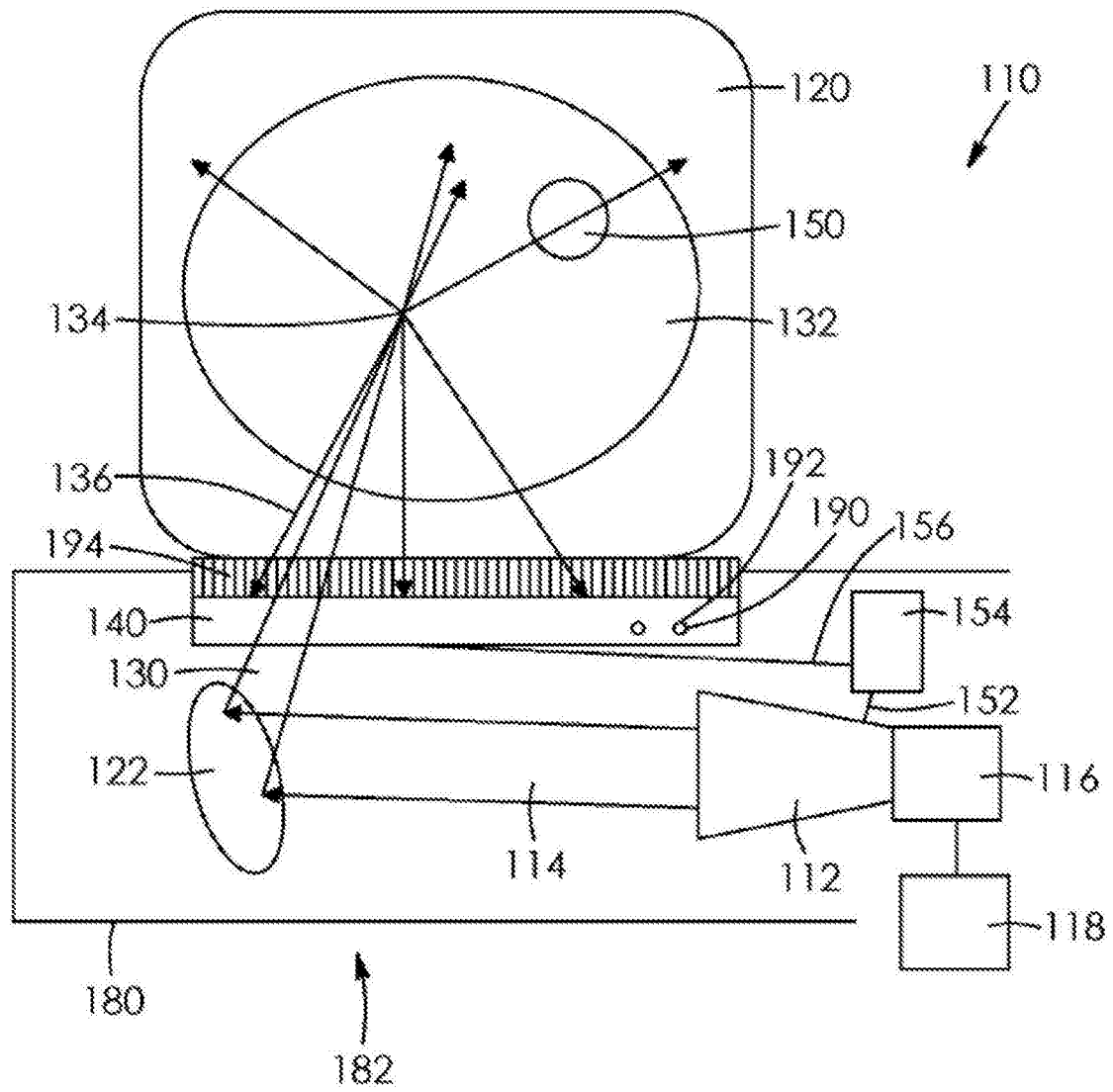


图2

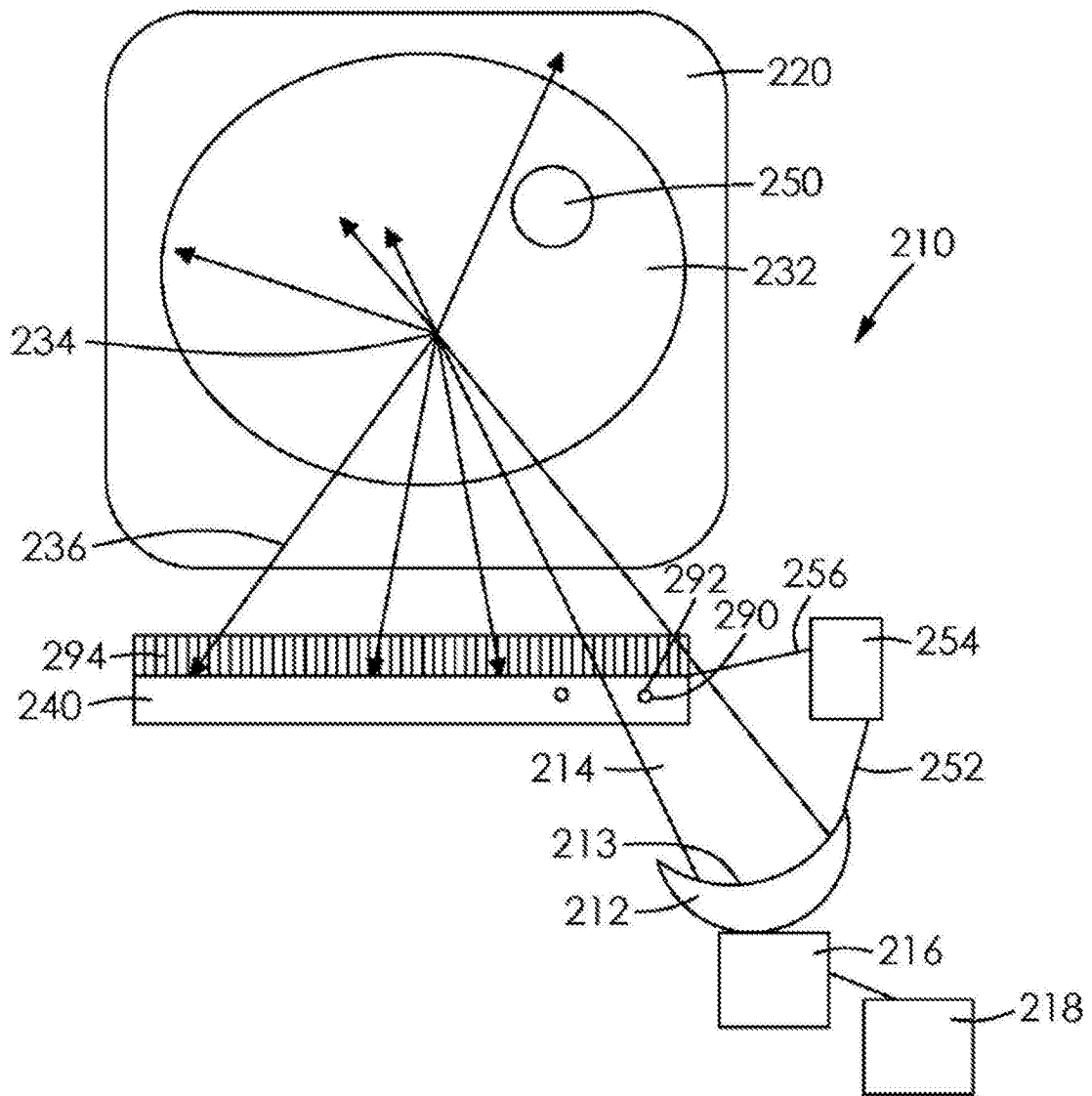


图3

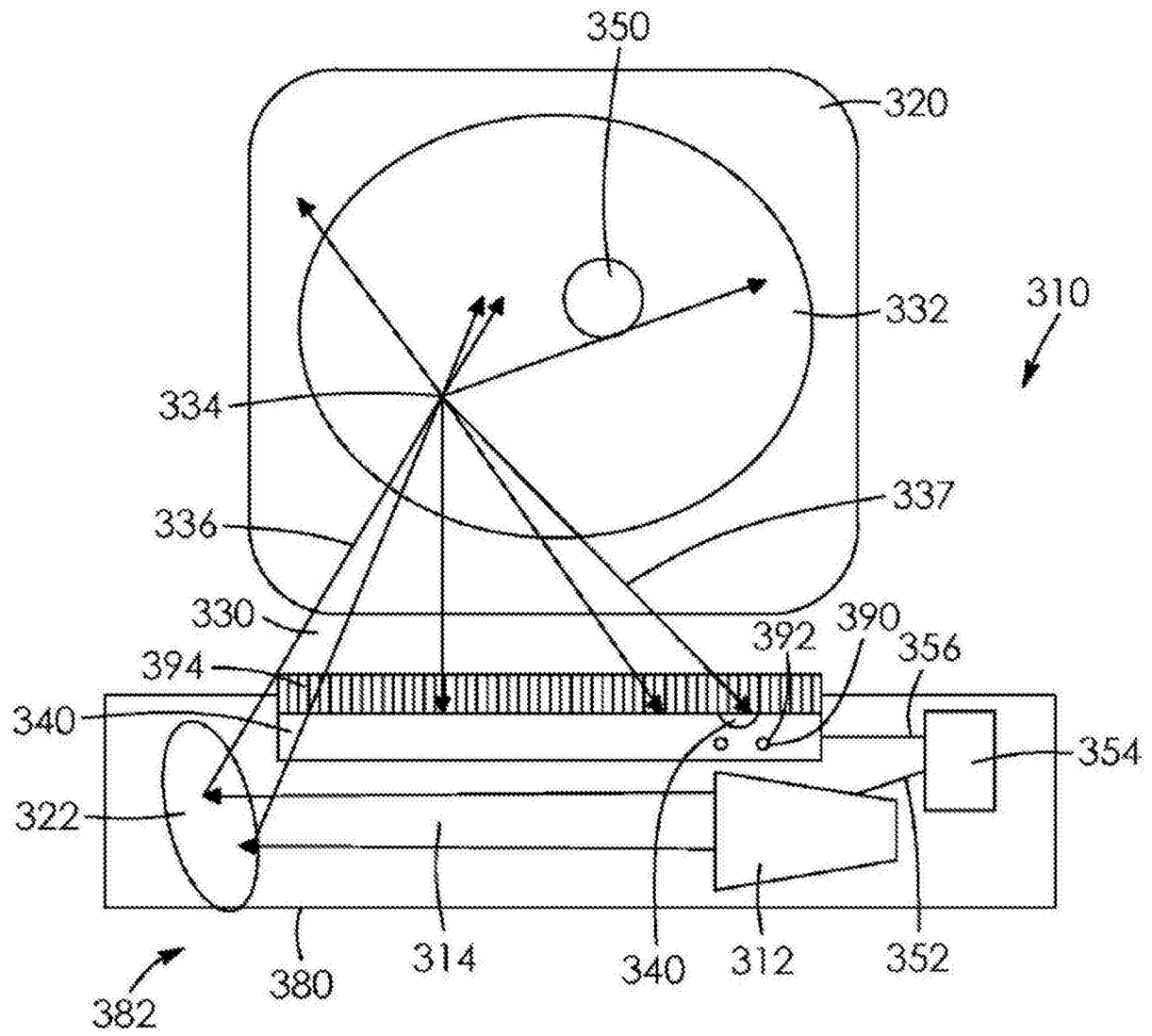


图4

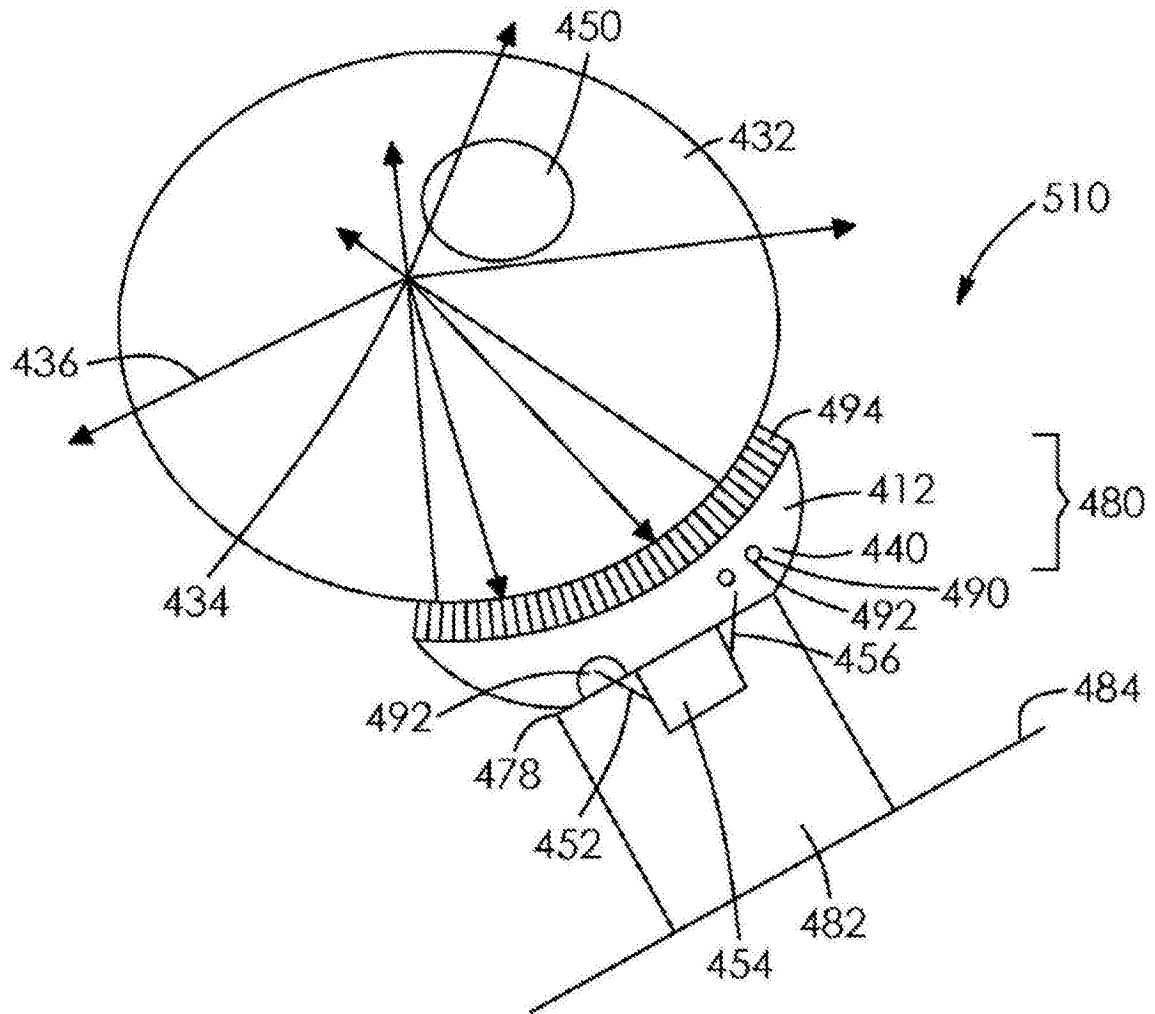


图5

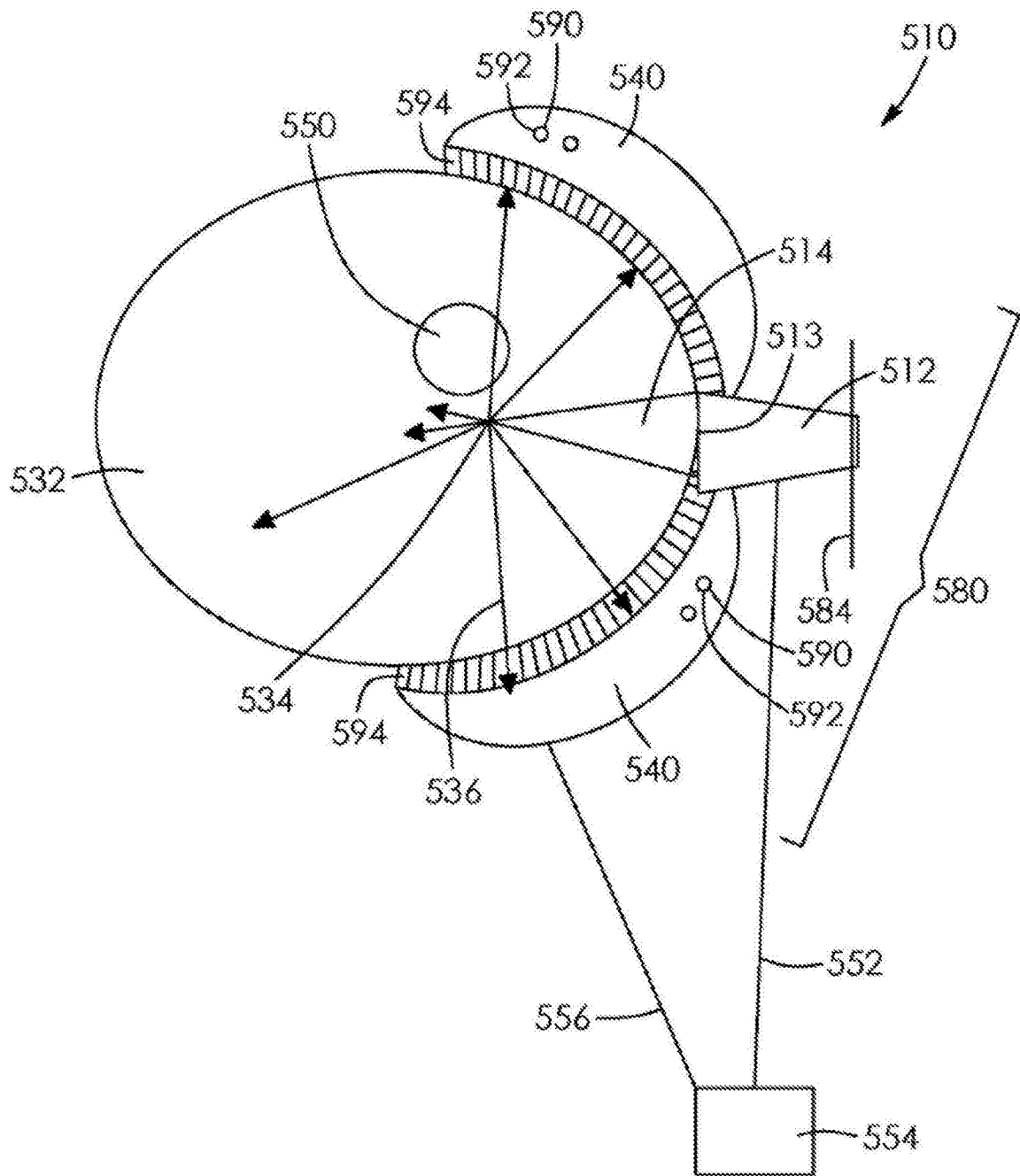


图6

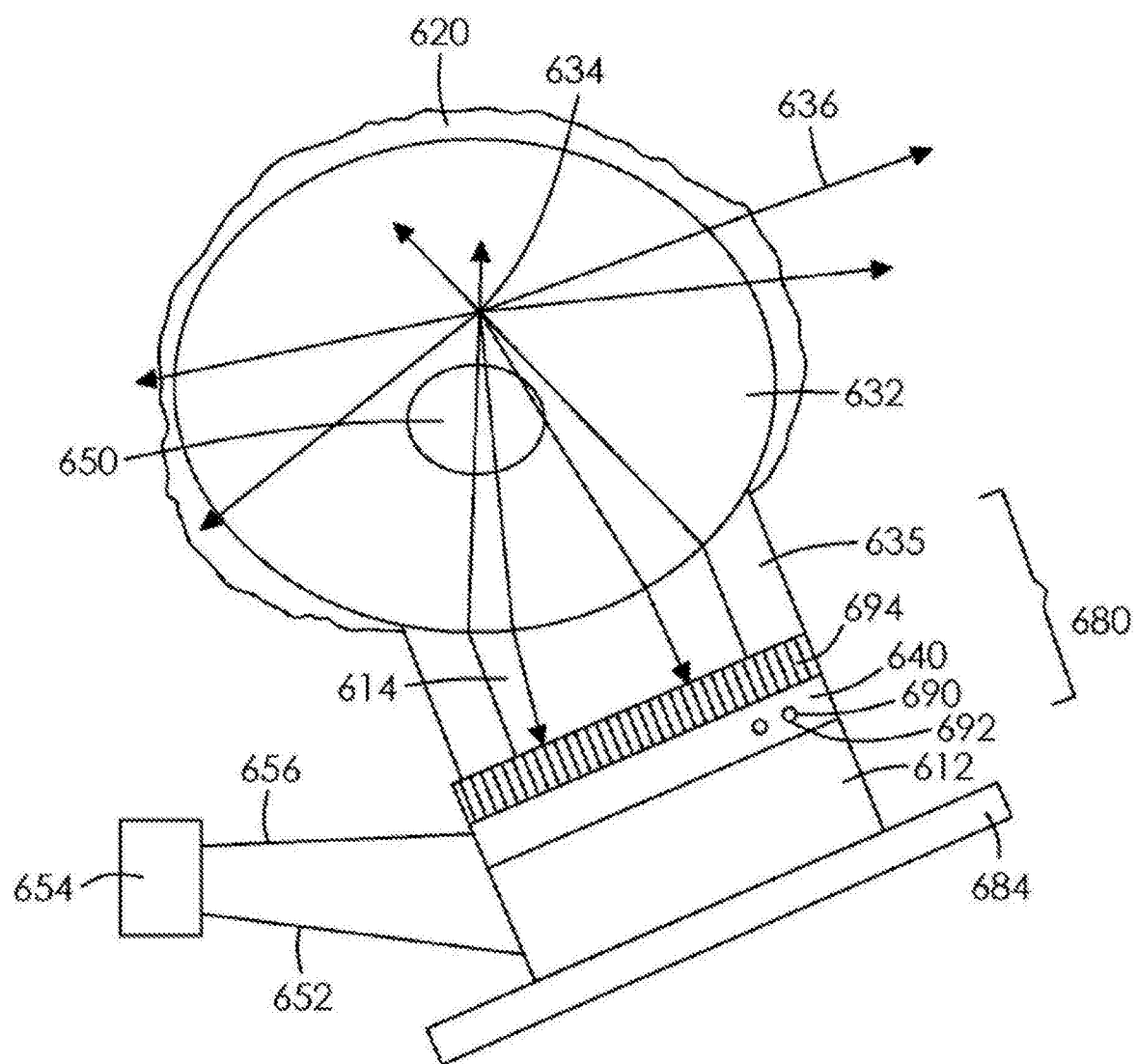


图7

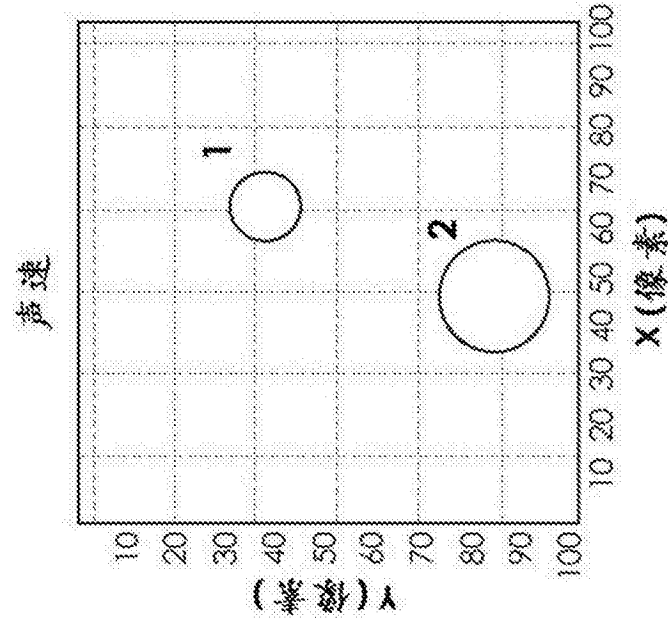


图8A

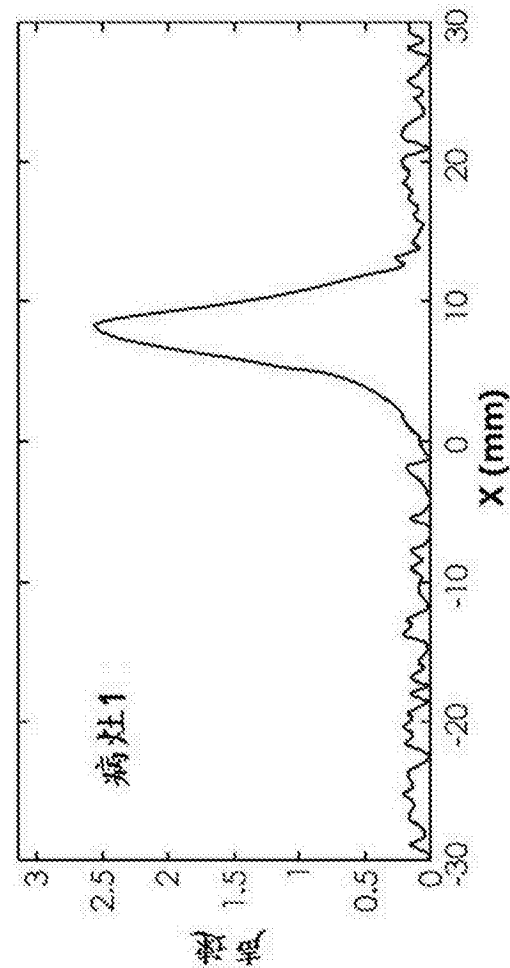


图8B

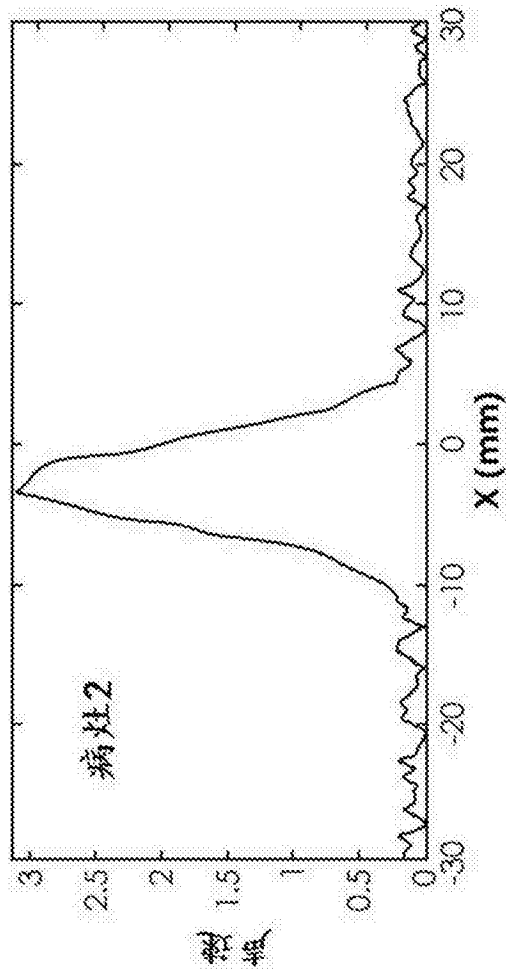


图8C

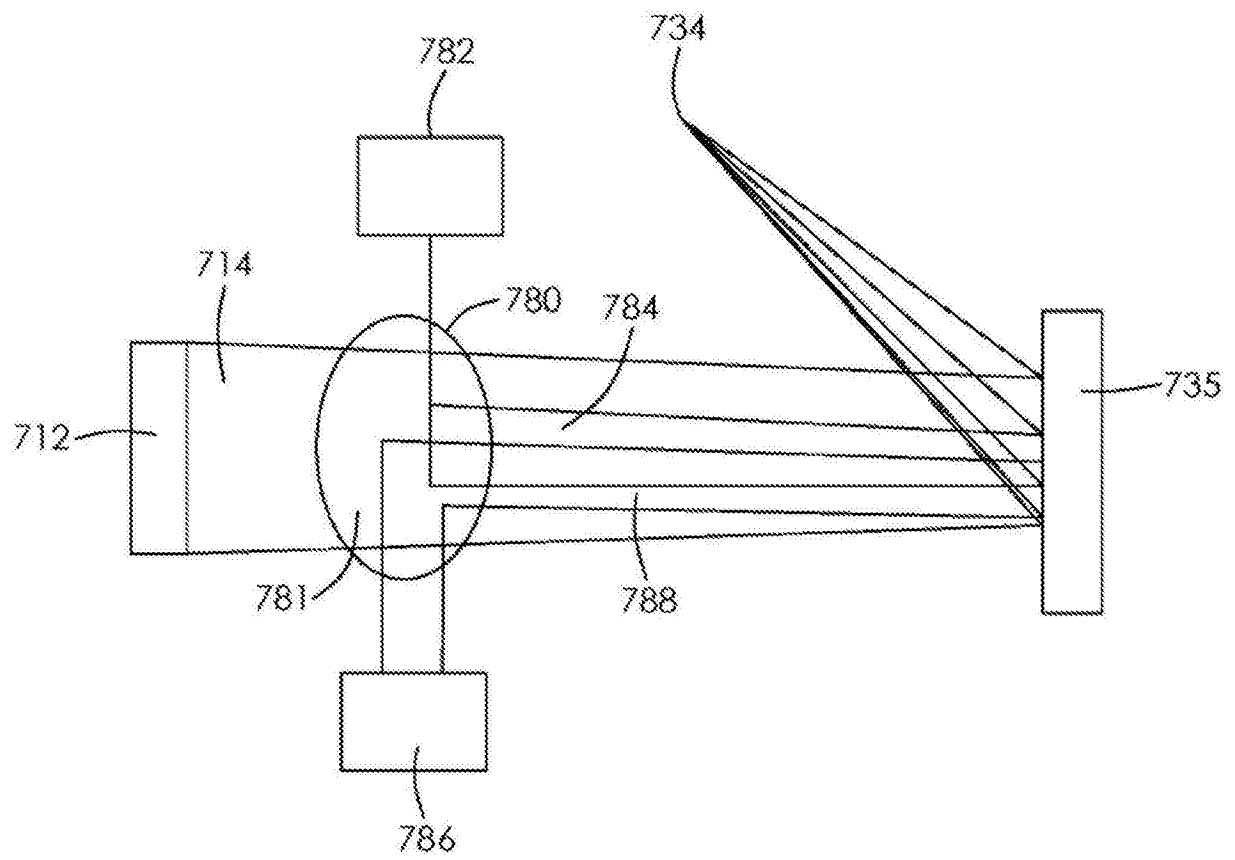


图9

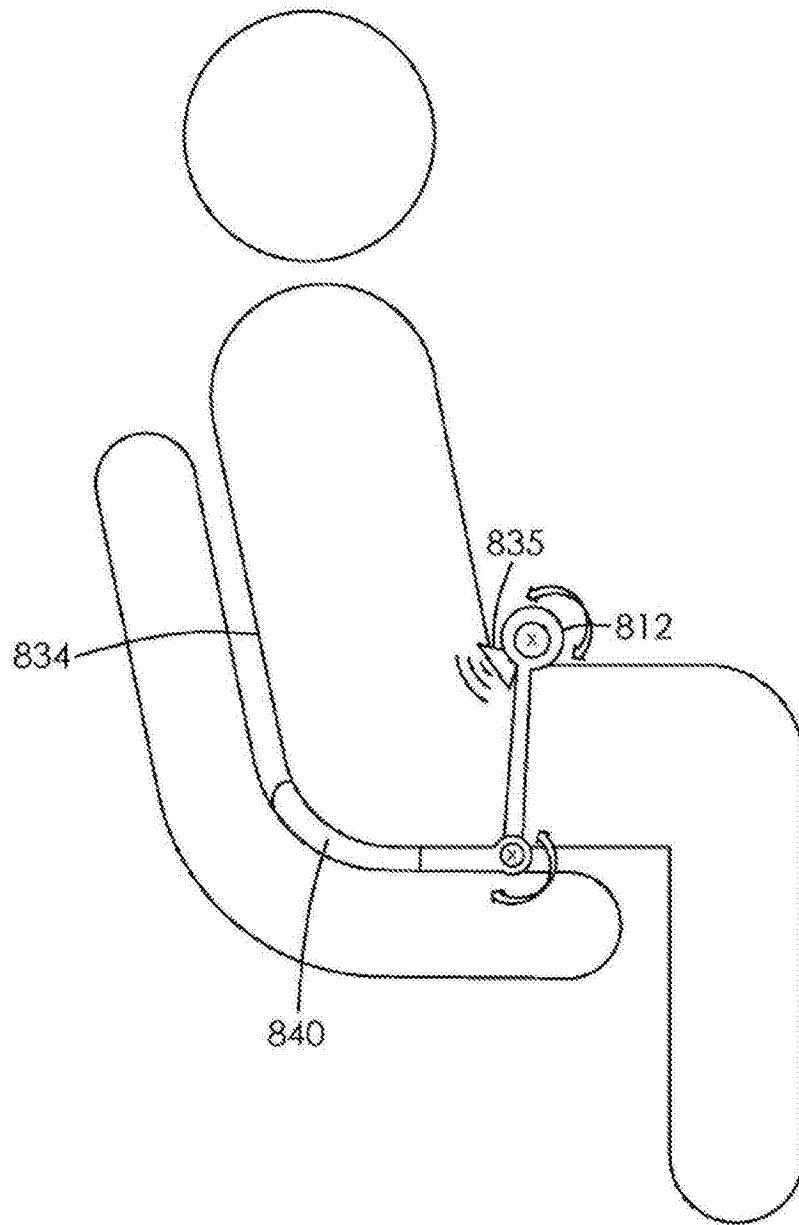


图10

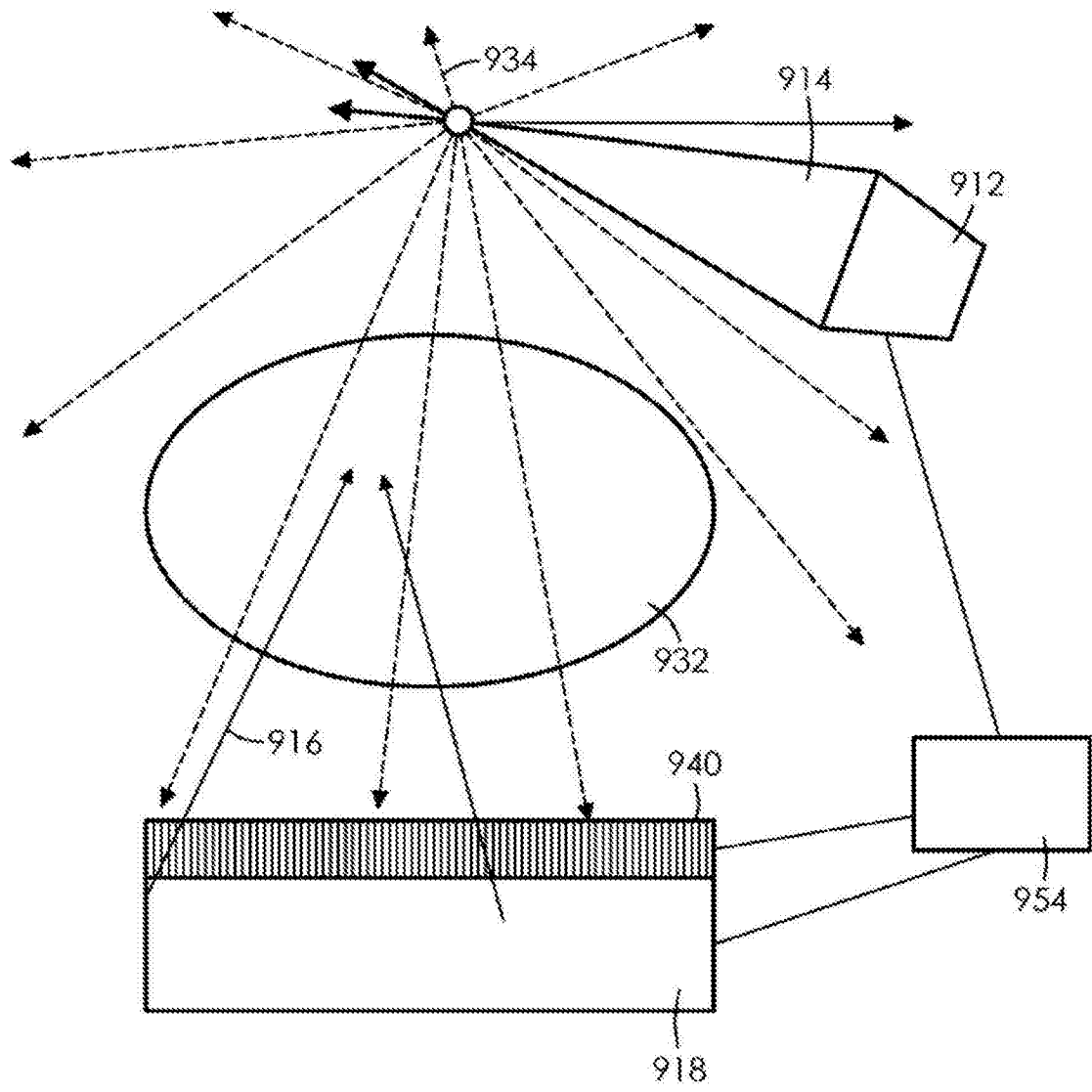


图11

1. 一种漫射声学共焦成像设备,用于与数据分析器一起使用以基于至少一个相位图像来提供关于对象的三维和状态信息,所述设备包括:被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的范围内的共焦声束的相干声源、被配置为将所述相干声束聚焦到虚拟源的相干声束聚焦器、被配置为检测来自所述虚拟源的至少一个漫散射束的声学检测器、以及矢量网络分析器,所述矢量网络分析器被配置为测量所述共焦声束的相位和所述至少一个漫散射束的相位以提供所述至少一个相位图像,所述矢量网络分析器与所述相干声源和所述声学检测器中的每个电通信。

2. 根据权利要求1所述的设备,其中所述声束聚焦器是反射所述共焦声束的曲面镜。

3. 根据权利要求1或2所述的设备,还包括与所述相干声源机械通信的源致动器。

4. 根据权利要求1到3中的任一项所述的设备,还包括与所述声学检测器机械通信的检测器致动器。

5. 根据权利要求4所述的设备,还包括与所述源致动器和所述检测器致动器中的至少一个电通信的处理器。

6. 根据权利要求1到5中的任一项所述的设备,其中所述声学检测器是一维或二维声学阵列检测器。

7. 根据权利要求2到6中的任一项所述的设备,其中所述声学检测器、所述曲面镜和所述相干声源被容纳在棒中以提供管道镜或内窥镜。

8. 根据权利要求6所述的设备,其中所述一维或二维声学阵列检测器包括空间孔径。

9. 根据权利要求1到6和8中的任一项所述的设备,其中所述相干声源、所述相干声束聚焦器和所述声学检测器被集成为一装置。

10. 根据权利要求1到6、8和9中的任一项所述的设备,其中所述相干声束聚焦器是透镜。

11. 根据权利要求10所述的设备,其中所述相干声源安装在所述透镜与所述声学检测器之间。

12. 根据权利要求9或11所述的设备,还包括棒,所述装置附接到所述棒的端部。

13. 一种基于至少一个相位图像来诊断在组织中的疾病的方法,所述方法包括从相干声源发射大约0.5到大约100兆赫兹的共焦声束,将所述共焦声束聚焦到所述组织中的虚拟源,在低停留时间使用所述虚拟源扫描所述组织,通过声学检测器检测来自所述虚拟源的多个漫散射束,测量所述共焦声束的相位和所述多个漫散射束中的至少一个漫散射束的相位以提供所述至少一个相位图像,以及分析所述相位图像,从而诊断在组织中的疾病。

14. 根据权利要求13所述的方法,其中漫射声学共焦成像设备发射所述共焦声束。

15. 根据权利要求14所述的方法,还包括使用处理器和检测器致动器来移动所述声学检测器以辅助检测所述多个漫散射束。

16. 根据权利要求13到15中的任一项所述的方法,还包括通过将所述停留时间增加到高停留时间来治疗所述组织中的疾病。

17. 根据权利要求13到16中的任一项所述的方法,其中所述共焦声束被发射并且聚焦在杯状装置中,所述杯状装置包括所述源和所述检测器,并且在所述杯状装置中检测所述多个漫散射束。

18. 根据权利要求17所述的方法,其中所述疾病是前列腺癌,并且所述杯状装置被成形

和定尺寸以适合于安装在前列腺上。

19. 根据权利要求17所述的方法,其中所述疾病是乳腺癌,并且所述杯状装置被成形和定尺寸以适合于安装在乳房上。

20. 一种诊断在组织中的肿瘤的方法,所述方法包括利用根据权利要求1所述的设备、和数据分析器。

21. 根据权利要求20所述的方法,还包括在诊断出所述肿瘤时立刻治疗所述组织中的肿瘤。

22. 一种漫射声学共焦成像设备,用于与数据分析器一起使用以基于至少一个相位图像来提供关于对象的三维和状态信息,所述设备包括:线性阵列声学检测器,所述线性阵列声学检测器包括在阵列中的多个发射元件、和检测器,二维线性阵列声学检测器被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的范围内的共焦声束并且检测来自虚拟源的至少一个漫散射束;被配置为将所述相干声束聚焦到所述虚拟源的相干声束聚焦器;以及矢量网络分析器,所述矢量网络分析器被配置为测量所述共焦声束的相位和所述至少一个漫散射束的相位以提供所述至少一个相位图像,所述矢量网络分析器与线性阵列声学致动器的检测器电通信。

23. 根据权利要求22所述的漫射声学共焦成像设备,其中所述相干声束聚焦器是透镜。

24. 根据权利要求22或23所述的漫射声学共焦成像设备,还包括处理器,所述处理器被配置为调节所述多个发射元件的相对相位。

25. 根据权利要求22到24中的任一项所述的漫射声学共焦成像设备,还包括至少一个激光发射器。

26. 一种基于至少一个相位图像来诊断在组织中的疾病的方法,所述方法包括利用根据权利要求22到25中的任一项所述的漫射声学共焦成像设备,发射大约0.5到大约100兆赫兹的共焦声束,将所述共焦声束聚焦到所述组织中的虚拟源,在低停留时间使用所述虚拟源扫描所述组织,检测来自所述虚拟源的多个漫散射束,测量所述共焦声束的相位和所述多个漫散射束中的至少一个漫散射束的相位以提供所述至少一个相位图像,以及分析所述至少一个相位图像,从而诊断在组织中的疾病。

27. 根据权利要求26所述的方法,还包括在所述组织中的不同位置重复所述扫描以获得至少两个相位图像。

28. 根据权利要求27所述的方法,还包括通过增加所述虚拟源的停留时间来治疗所述组织中的疾病。

29. 根据权利要求27所述的方法,还包括通过将来自至少一个激光发射器的激光束聚焦到所述疾病上的虚拟源来治疗所述组织中的疾病。

30. 根据权利要求29所述的方法,其中所述激光束是红外激光束。

31. 根据权利要求29所述的方法,其中所述激光束是氦氖激光束。

32. 一种基于至少一个相位图像来确定组织的状态的方法,所述方法包括利用根据权利要求22到25中的任一项所述的漫射声学共焦成像设备,发射大约0.5到大约100兆赫兹的共焦声束,将所述共焦声束聚焦到所述组织中的虚拟源,在低停留时间使用所述虚拟源扫描所述组织,检测来自所述虚拟源的多个漫散射束,测量所述共焦声束的相位和所述多个漫散射束中的至少一个漫散射束的相位以提供所述至少一个相位图像,以及分析所述至少

一个相位图像,从而确定所述组织的状态。

33.根据权利要求32所述的方法,还包括在所述组织中的不同位置重复所述扫描以获得至少两个相位图像。

专利名称(译)	漫射声学共焦成像器		
公开(公告)号	CN107530046A	公开(公告)日	2018-01-02
申请号	CN201680015872.2	申请日	2016-01-11
[标]发明人	罗德尼赫林		
发明人	罗德尼·赫林		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/12 A61N5/067 A61N7/00 G01N29/06		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/085 A61B8/12 A61B8/15 A61B8/4444 A61B8/4461 A61B8/483 A61B8/5207 A61B18/20 A61B2018/00595 A61N7/02 G01S7/52036 G01S7/52079 G01S15/8913 G01S15/8925 G01S15/8956 G01S15/8993 A61B5/0068 A61N2007/0004 G01N29/0681		
代理人(译)	杨巍		
优先权	62/103882 2015-01-15 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供了一种漫射声学共焦成像设备，其用于与数据分析器一起使用以提供关于对象的三维和状态信息。该设备包括：被配置为产生在大约0.5兆赫兹到大约100兆赫兹的共焦声束的相干声源、被配置为将所述相干声束聚焦到虚拟源的相干声束聚焦器、用于检测来自虚拟源的至少一个漫散射束的声学检测器、以及矢量网络分析器，所述矢量网络分析器与相干声源和声学检测器中的每个电通信。

