

(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101896838 B

(45) 授权公告日 2012.05.02

(21) 申请号 200880120917.8

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司 72001

(22) 申请日 2008.12.10

代理人 李亚非 刘鹏

(30) 优先权数据

61/013836 2007.12.14 US

(51) Int. Cl.

G02B 3/14 (2006.01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2010.06.13

(56) 对比文件

CN 1910427 A, 2007.02.07,
 CN 101057169 A, 2007.10.17,
 CN 1989436 A, 2007.06.27,
 CN 1720466 A, 2006.01.11,
 CN 1989428 A, 2007.06.27,

(73) 专利权人 皇家飞利浦电子股份有限公司

审查员 卢萍

地址 荷兰艾恩德霍芬

(72) 发明人 J·F·休弗 C·S·霍尔

权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 3 页

A·T·弗南德兹 S·凯珀 Y·S·施

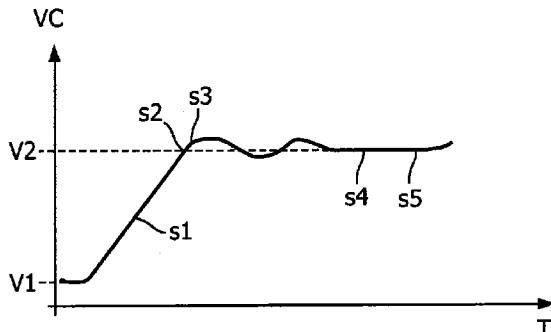
(54) 发明名称

用于实时应用的可调节透镜系统

(57) 摘要

提供了一种可调节流体类型透镜系统，其允许在透镜的调节期间例如通过透镜进行超声成像。该透镜包括包含两种不相混溶的流体的容器，所述流体例如水和油，其在界面处彼此接触。入射波于是在该界面处折射。界面的形状以及因而折射性质可以通过调节施加到透镜的电压来调节。所述两种流体被选择成使得它们一起表现出临界或接近临界的机械阻尼。控制电路产生用于将折射从一个值调节到另一个值的电压，控制电路被设置成改变该电压，使得电压变化率受到限制以便避免界面的振荡，从而以连续的方式调节界面处入射波的折射。这使得在透镜处于从一个折射值到另一个折射值的调节期间使用透镜成为可能，因为界面形状将在调节期间的所有时间具有受控的形状。电压可以是连续的电压或者只是关于步长和阶跃的时间扩展受控的离散逐步(数字)电压。所述透镜系统具有若干应用，例如在医学领域，例如用于“即时”高速超声成像，或者用于超声消融应用，其中可以在调节透镜以遵循预定义轨迹期间执行消融。

CN 101896838 B



1. 一种可调节透镜系统,包括

- 容器,其包含被设置成与易受电影响的第二流体 (F2) 具有界面 (I) 的第一流体 (F1),其中界面 (I) 被设置成折射入射波,其中第一和第二流体 (F1, F2) 是不相混溶的,其中第一和第二流体 (F1, F2) 被选择成使得它们一起表现出临界或接近临界的机械阻尼,并且其中当施加电压 (VC) 时可以调节界面 (I) 的形状,以及

- 控制电路 (CC),其被设置成产生电压 (VC),其中控制电路 (CC) 被设置成将电压 (VC) 从第一电压 (V1) 改变成与第一电压 (V1) 不同的第二电压 (V2),使得电压变化率受到限制以避免界面 (I) 的振荡,从而以连续且受控的方式将界面 (I) 处的入射波的折射从第一折射调节到第二折射。

2. 依照权利要求 1 的透镜系统,被设置用于在从第一折射到第二折射的折射调节期间折射入射波。

3. 依照权利要求 1 的透镜系统,其中控制电路 (CC) 被设置成连续地将电压 (VC) 从第一电压 (V1) 改变成第二电压 (V2)。

4. 依照权利要求 1 的透镜系统,其中控制电路 (CC) 被设置成在多步中将电压 (VC) 从第一电压 (V1) 改变成第二电压 (V2)。

5. 依照权利要求 1 的透镜系统,其中所述容器基本上围绕轴旋转对称。

6. 依照权利要求 5 的透镜系统,其中第一流体 (F1) 提供弯月面形状,并且其中界面 (I) 具有可调节球形形状。

7. 依照权利要求 1 的透镜系统,被设置用于界面 (I) 的非旋转对称的形状。

8. 依照权利要求 1 的透镜系统,被设置用于调节入射波的焦点。

9. 依照权利要求 1 的透镜系统,被设置用于偏转入射波。

10. 依照权利要求 1 的透镜系统,其中第一流体 (F1) 为油并且第二流体 (F2) 为水。

11. 依照权利要求 1 的透镜系统,其中第一和第二流体 (F1, F2) 依照
$$0.5 \leq 98V \left(\frac{D}{Sd} \right)^{0.5} \leq 5 \text{ 和 } 0.75 \leq 98V \left(\frac{D}{Sd} \right)^{0.5} \leq 2 \text{ 之一选择, 其中 } V \text{ 为第一和第二流体 (F1, F2)}$$

的以 m^2/s 为单位的平均运动粘度, D 为第一和第二流体 (F1, F2) 的以 kg/m^3 为单位的平均密度,S 为第一和第二流体 (F1, F2) 经历的以 N/m 为单位的表面张力,并且 d 为界面 (I) 与容器之间的接触线处容器的以 m 为单位的直径。

12. 调节透镜的方法,该透镜包括容器,该容器包含被设置成与易受电影响的第二流体 (F2) 具有界面 (I) 的第一流体 (F1),其中界面 (I) 被设置成折射入射波,其中第一和第二流体 (F1, F2) 是不相混溶的,其中第一和第二流体 (F1, F2) 被选择成使得它们一起表现出接近临界或临界的机械阻尼,并且其中当施加电压 (VC) 时可以调节界面 (I) 的形状,所述方法包括

- 向透镜施加第一电压 (V1),以及

- 以低得足以避免界面 (I) 的振荡的电压变化率将电压 (VC) 从第一电压 (V1) 改变成第二电压 (V2)。

13. 成像设备,包括

- 依照权利要求 1 的可调节透镜系统 (LS, CU),以及

- 换能器 (T),其设置成与所述透镜系统 (LS, CU) 连接以便允许对透镜系统 (LS, CU) 折

射的入射波成像。

14. 依照权利要求 13 的成像设备, 其中该设备被设置用于在从第一折射到第二折射的折射变化期间成像。

15. 成像系统, 包括

- 依照权利要求 13 的成像设备 (LC, CU, T), 以及
- 图像处理器 (IMP), 其被设置成接收来自所述换能器 (T) 的信号 (TS) 并且处理这些信号 (TS) 以便相应地产生图像。

用于实时应用的可调节透镜系统

技术领域

[0001] 本发明涉及透镜系统领域，更特别地，本发明涉及基于两种流体之间的界面处的折射的可调节透镜系统领域。

背景技术

[0002] 用于医疗成像或治疗应用的可调节透镜系统是已知的，例如，被设置用于调节超声的折射的透镜系统。飞利浦的 WO2003/069380 中所描述的所谓的流体透镜或液体透镜可以用于这样的应用。实际上，流体透镜技术允许通过具有特定折射率的流体填充腔体的物理边界的变动而折射光或者其他射线或波。这个过程称为电湿润，其中腔体内的流体通过跨传导电极施加电压而运动，从而实现流体表面的运动。这种表面拓扑结构的变化允许以改变传播路径的方式折射波，以使聚焦或折射到希望的位置。

[0003] 然而，流体类型透镜的公知问题在于，透镜的快速调节将使得流体振荡，从而使得流体之间的折射界面在调节期间呈现不可控制的形状，直到振荡消失并且界面已经变成另一稳定的形状。这意味着在调节期间通过这种透镜的实时高质量成像将严重模糊或失真，并且因而这样的透镜通常不适合用于记录实时图像或视频序列。为了拥有可接受质量的图像，记录的图像帧速率必须不高于透镜可以达到两幅后续的图像之间的平衡或稳定状态。对于这样的透镜的医疗应用，存在同样的问题，其中精确地控制例如朝活体组织辐射的超声消融 (ablation) 波是至关重要的。因此，使用已知的流体透镜，要求超声消融脉冲速率不高于透镜可以达到两个后续的脉冲之间的稳定状态。

[0004] WO2006/030328A1 描述了一种具有流体 - 流体界面的光学设备，该界面的粘度被选择成提供允许在界面的两个预定义的形状之间快速切换的临界阻尼。通过选择流体以便获得临界阻尼，在切换之后可以避免界面中的振荡，从而允许在执行切换之后迅速使用透镜。然而，WO2006/030328A1 仍然没有解决通过所述光学设备实时记录图像的问题。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种适合用于在折射调节期间高质量实时高速成像（例如超声高速成像）的透镜系统。

[0006] 在第一方面中，本发明提供了一种可调节透镜系统，该可调节透镜系统包括：

[0007] - 容器，其包含被设置成与易受电影响的第二流体 (F2) 具有界面 (I) 的第一流体 (F1)，其中界面 (I) 被设置成折射入射波 (incoming wave)，其中第一和第二流体 (F1, F2) 是不相混溶的 (immiscible)，其中第一和第二流体 (F1, F2) 被选择成使得它们一起表现出临界或接近临界的机械阻尼，并且其中当施加电压 (VC) 时可以调节界面 (I) 的形状，以及

[0008] - 控制电路 (CC)，其被设置成产生电压 (VC)，其中控制电路 (CC) 被设置成将电压 (VC) 从第一电压 (V1) 改变成与第一电压 (V1) 不同的第二电压 (V2)，使得电压变化率受到限制以避免界面 (I) 的振荡，从而以连续且受控的方式将界面 (I) 处的入射波的折射从第一折射调节到第二折射。

[0009] 术语“流体”应当被理解为物质的相的子集（流体包括液体、气体、等离子体、凝胶和塑性固体），而在下文中，术语“液体”指的是液态的化合物。

[0010] “界面”应当被理解为第一和第二流体之间的界限，所述第一和第二流体可以是直接接触的第一和第二流体，或者界面可以包括分离第一和第二流体的适当的膜。

[0011] 依照第一方面的透镜系统是有利的，因为它允许在折射的调节（例如焦点或偏转的调节）期间记录高速图像，因为电压率被限制成使得折射优选地相对于界面的时间变化以及相对于界面的空间变化连续地改变，即界面优选地以受控的方式从第一折射到第二折射改变其形状。因此，在调节期间的所有时间，界面呈现中间形状，这允许在从第一折射到第二折射的整个折射调节期间实现高质量成像。

[0012] 因此，利用这种透镜系统可以实现实时超声成像和实时超声消融，这种透镜系统利用以下效果：透镜在调节过程期间具有受控的形状并且因而在调节期间不遭受性能的降低。因此，没有必要在焦点调节等期间停止使用透镜。这对于许多应用而言可以节省时间，所述应用例如医学应用，其中在所述透镜系统用于聚焦超声消融束的情况下执行更快的诊断超声成像检查或者执行更快的治疗变得可能。

[0013] 依照第一方面的透镜系统基于以下认识：被选择成提供临界的或至少接近临界的流体机械阻尼的流体粘度以及用于调节透镜的折射的电压变化率的选择的组合导致可以以可接受的速度调节的用于高速成像目的的透镜系统。选择流体使得阻尼临界或接近临界在本领域中是已知的，例如 WO2006/030328A1 中所描述的，并且将在下面进一步描述。

[0014] 根据实际的材料、尺寸和其他设计参数，技术人员应当知道如何例如通过执行测试以观察在不同的电压变化率期间界面的行为来选择有限的电压变化率以避免界面的振荡。这可以通过在以不同的电压变化率进行折射调节期间记录高速图像并且观察透镜系统的聚焦性能来完成。基于这些结果，可以选择在变化期间导致稳定的聚焦性能的最高电压变化率。此外，有可能：1) 测量透镜的容量 (capacitance) 变化，2) 使用干涉仪察看弯月面 (meniscus)，以及 3) 在调节期间（即当界面运动时）通过透镜成像并且观看图像何时变模糊。

[0015] 可以连续地调节控制电压，但是同样可能的是使用数字控制的控制电压，即逐步调节电压，条件还有步长足够小、各步发生得足够快并且变化率受到限制以便避免界面的振荡。

[0016] 优选地，所述透镜系统被设置用于在从第一折射到第二折射的折射调节期间折射入射波。

[0017] 所述控制电路可以被设置成连续地将电压从第一电压改变成第二电压，例如涉及模拟电路系统。可替换地，所述控制电路可以被设置成在多步中将电压从第一电压改变成第二电压，例如涉及数字电路系统。

[0018] 所述透镜系统适合用于不同类型的入射波，例如光和超声波。第一和第二流体优选地设置在所述容器中，使得该容器允许入射波穿过第一和第二流体中的至少一个以便能够在界面处折射。

[0019] 在一个实施例中，所述容器基本上围绕轴旋转对称，例如，该容器可以具有圆柱形状。在这样的实施例中，第一流体可以提供界面具有可调节的球形形状的弯月面形状，或者至少界面具有球形部分。“弯月面形状”应当理解为具有一个凸侧和一个凹侧的形体

(body)，其中两侧的曲率相等。应当理解的是，弯月面形状仅仅表示一个实例。可替换的形狀可以是两个主要外表面为基本上平坦的表面和基本上椭球形表面等等的形体。特别地，该形狀可以是束缚的 (pinned) 弯月面形状，即其中凹面的至少一部分由基本上平坦的或线性的表面代替的弯月面形状。

[0020] 在其他实施例中，所述透镜系统被设置用于界面的非旋转对称的形状。

[0021] 该透镜系统可以被设置用于调节焦点或用于偏转入射波，或者用于调节焦点和用于偏转入射波的组合。

[0022] 在优选的实施例中，第一流体为油，例如硅树脂油，而传导第二流体为例如具有改善导电性质的添加剂的水。

[0023] 在第二方面中，本发明提供了一种调节透镜的方法，该透镜包括容器，该容器包含被设置成与易受电影响的第二流体具有界面的第一流体，其中界面被设置成折射入射波，其中第一和第二流体是不相混溶的，其中第一和第二流体被选择成使得它们一起表现出接近临界或临界的机械阻尼，并且其中当施加电压时可以调节界面的形状，所述方法包括

[0024] - 向透镜施加第一电压，以及

[0025] - 以低得足以避免界面的振荡的电压变化率将电压从第一电压改变成第二电压。

[0026] 在第三方面中，本发明提供了一种成像设备，该成像设备包括

[0027] - 依照第一方面的可调节透镜系统，以及

[0028] - 换能器 (transducer)，其设置成与所述透镜系统连接以便允许对透镜系统折射的入射波成像。

[0029] 依照第三方面的设备优选地被设置用于在从第一折射到第二折射的折射变化期间成像。

[0030] 在优选的实施例中，所述透镜系统和换能器被设置用于对透镜系统折射的超声波成像。

[0031] 包含第一和第二流体的容器以及换能器 (T) 优选地被设置成与导管连接，所述导管例如被设置用于医学目的的导管。

[0032] 所述成像设备可以被设置用于例如用在诊断检查中的活体组织的医学成像。

[0033] 在第四方面中，本发明提供了一种成像系统，该成像系统包括

[0034] - 依照第三方面的成像设备，以及

[0035] - 图像处理器，其被设置成接收来自所述换能器的信号并且处理这些信号以便相应地产生图像。

[0036] 在第五方面中，本发明提供了一种医疗设备，该医疗设备包括

[0037] - 依照第一方面的透镜系统，以及

[0038] - 换能器，例如超声换能器，其被设置成产生具有适合用于治疗活体组织的能量的波，该换能器被设置成与透镜系统连接以便允许产生的波由透镜系统折射。

[0039] 因此，这样的医疗设备利用了第一方面的透镜系统的有利效果，即在例如焦点的调节期间使用例如高速的超声脉冲的可能性，从而允许沿着预定义的轨迹进行消融。

[0040] 应当明白的是，所提到的第一方面的实施例和优点也适用于第二、第三、第四和第五方面。此外，应当明白的是，这些方面及其实施例可以以任何方式进行组合。

附图说明

- [0041] 下面将仅通过举例的方式参照附图描述本发明的实施例，在附图中
- [0042] 图 1 示出了透镜系统的实施例，
- [0043] 图 2 示出了用于调节焦点的控制电压变化的实例，
- [0044] 图 3a 和图 3b 示出了具有和没有振荡的相同透镜的界面形状的照片，
- [0045] 图 4 示出了离轴成像的实例，
- [0046] 图 5 示出了成像设备的实施例，
- [0047] 图 6 示出了成像系统的实施例，以及
- [0048] 图 7 示出了医学设备的实施例。

具体实施方式

[0049] 图 1 示出了透镜系统实施例的略图，其中第一流体 F1 和第二流体 F2 被设置成在界面 I 处直接接触，换言之，为流体透镜。一种流体应当是传导的，而另一种流体应当是绝缘的。在所示实施例中，流体 F1、F2 设置在容器中，使得界面 I 具有围绕轴旋转对称的形状，即使得流体 F1、F2 被设置成界面 I 具有球形形状的弯月面形状。双箭头指示界面 I 的可能的运动，其允许调节入射波（一条射线由虚线箭头表示）的折射。控制电路 CC 通过电极（未明确地示出）向透镜施加电压 VC。第一电极与导电流体接触，而第二电极在覆盖透镜内壁的隔离层之后。因此，透镜利用所谓的电湿润效应调节形状，或者更特别地，作为所施加电压 VC 的函数的界面 I 的曲率。欲知有关流体透镜的另外的一般信息，参见 [App1. Phys. Lett. , Vol. 85, pp. 1128–1130, 2004, by Kuiper and Hendriks]。

[0050] 依照本发明，流体 F1、F2 被选择成使得透镜临界阻尼或者至少接近临界阻尼。这可以通过以下方式获得：选择流体 F1、F2 以及透镜的尺寸，使得它（1）对于临界阻尼以及（2）对于接近临界阻尼，服从

[0051]

$$0.5 \leq 98V \left(\frac{D}{Sd} \right)^{0.5} \leq 5 \quad (1)$$

[0052]

$$0.75 \leq 98V \left(\frac{D}{Sd} \right)^{0.5} \leq 2 \quad (2)$$

[0053] 在（1）和（2）中：

[0054] V 为流体 F1、F2 的以 m^2/s 为单位的平均运动粘度，

[0055] D 为流体 F1、F2 的以 kg/m^3 为单位的平均密度，

[0056] S 为流体 F1、F2 经历的以 N/m 为单位的表面张力，并且

[0057] d 为界面 I 与容器之间的接触线处容器的以 m 为单位的直径。

[0058] 在优选的实施例中，第一流体 F1 为水，而第二流体 F2 为硅树脂油，并且优选地尺寸被选择成允许调节入射超声波的折射，所述超声波例如频率范围 100kHz–100MHz 内，比如频率范围 1–40MHz 内的超声波。

[0059] 举例而言，4mm 直径弯月面形状透镜使用水中的 0.1M KC1 溶液作为传导液体，而不同粘度的硅树脂油用作绝缘液体。在硅树脂油的大约 10cSt 粘度下，有可能获得临界阻

尼的弯月面。应当指出的是,稍微欠阻尼的透镜实际上比临界阻尼的透镜切换得更快。然而,由于在欠阻尼情况下发生振荡,因而仍然优选的是透镜是临界阻尼的,从而允许在透镜的调节期间进行测量或治疗。

[0060] 控制电路 CC 被设置成改变电压 VC 以便调节透镜的折射,并且控制电路 CC 被设置成以受限制以便在折射调节期间避免界面 I 的振荡的电压变化率改变电压 VC。因此,据此有可能提供从界面 I 的一种形状到另一种形状的连续转变,从而允许将透镜用于在从一个值到另一个值的整个折射调节期间的高质量成像。控制电路 CC 的输出驱动器优选地能够提供至少在范围 0-200V 内的电压 VC。输出驱动器可以是数字的或模拟的。在模拟驱动器的情况下,容易获得连续的输出电压 VC,并且测试确保折射的连续调节的电压变化率极限是一件简单的任务。例如,对于典型的实施例来说,有可能在 50V 与 200V 之间扫描电压 VC 多达每秒至少 10 次。

[0061] 在以一定分辨率逐步提供离散输出电压的数字输出级的情况下,这种级必须能够提供小得足以确保透镜折射的连续变化的电压阶跃 (step)。如果时间 t 处输出电压 VC 用 $VC(t)$ 表示,并且输出驱动器的下一“阶跃”出现在 $t+dt$,那么输出电压 VC 的要求可以如 (3) 中定义。

$$|VC(t) - VC(t+dt)| < b \quad (3)$$

[0063] 在这里,b 为反映输出电压 VC 的平滑性的参数。如果 dt 为纳秒数量级,那么 b 优选地低于 1 微伏,然而应当明白的是,参数 b 的实际选择取决于透镜系统的实际设计,即流体、尺寸、形状等等。因此,可能需要确保期间光学质量的实际测试以确定电压变化率极限以便在折射调节期间避免界面 I 的失真形状。

[0064] 图 2 示出了调节透镜的折射的不同阶段 s1-s5 以及这些阶段期间相应的电压 VC 变化与时间 T 的函数关系的实例。从初始电压 V1 开始,电压 VC 在第一阶段 s1 中增大。由图可见,在阶段 s1 中,电压变化率限制为通过在 V1 与 V2 之间的这个阶段中线性电压 VC 变化与时间 T 的关系而看到的某个最大值。电压 VC 的这种线性增大的斜率反映了确保电压 VC 的快速增大同时仍然确保透镜界面在调节期间不振荡的选择的最大电压变化率。当获得透镜的希望的折射或焦点位置时 s2,停止电压变化。

[0065] 为了保持焦点固定,可以存在反馈算法,其允许所述变化继续 s3,但是速率更低。如果透镜超出希望的焦点,那么电压变化的方向必须反转。优选地,这也是以平滑的方式(即没有剧烈的变化)完成的,尽管电压变化方向的剧烈反转很可能并不导致严重的振荡;因此,可以允许剧烈的变化。一般地说,希望的是应当以这样的方式来改变电压:初始时,关于时间的二阶导数非零;其次,二阶导数为零并且一阶导数非零;以及最后使得当其达到最终的形状时非零二阶导数将设法抵消任何过冲或振荡。通常,希望的是选择充分通过其中发射最后的超声脉冲的位置的端点以便避免成像或检测技术中的伪像。因此,小的剧烈变化是可接受的,但希望而不严格必要的是,不存在强烈的加速或减速成分。回到图 2 的实例,在 s4 处重新获得聚焦,而在 s5 处目标移出焦点之外。

[0066] 在图 2 的实例中,至关重要的是限制电压变化率,使得有可能在整个调节过程期间(即在所有阶段 s1-s5 期间)利用透镜。特别地,在其中执行透镜的大的调节的阶段 s1 中,必须遵守电压变化率极限以便确保透镜也在该阶段 s1 期间保持高质量。这允许在调节期间例如通过透镜进行“即时 (on the fly)”超声记录。

[0067] 如早先所提到的,例如在具有输出驱动器的控制电路 CC 的情况下,例如图 2 中所示的连续电压变化可以划分成许多小的电压阶跃。这在阶跃数量至少与 1/ 阻尼时间一样大时不会造成严重的振荡。阻尼时间取决于使用的液体的特性并且可以为 10ms 数量级。这意味着阶跃的数量应当为至少 100/s, 优选地至少两倍于该数量, 例如 200Hz。结果, 对于 30Hz 的成像帧速率而言, 每秒的阶跃数量将需要为 $30*100 = 3000$ 。用于透镜的驱动电压 VC 的这种 kHz 范围调制可容易地利用如今广泛可用的标准函数发生器来达到。

[0068] 电压时间梯度应当限制为由两个成像帧之间的电压差除以这些帧之间的时间间隔而确定的最大值。如果间隔划分成超过 2 个电压阶跃 (例如在产生许多小阶跃的数字驱动的情况下), 那么这种要求不应当适用。

[0069] 图 3a 和图 3b 示出了不同情形下相同透镜的界面 I 的照片。在图 3a 中, 可看出透镜的界面 I 作为对例如在现有技术中的控制电压的剧烈变化的响应而具有不规则的形状, 因为界面 I 振荡, 并且显然的是, 图 3a 中所示的瞬时界面 I 的形状在图像在该时刻通过透镜记录的情况下将导致严重失真的图像。在图 3b 中, 示出了在依照本发明操作期间的相同界面 I, 并且在这里可以看出界面 I 具有平滑的球形形状, 其将确保调节期间透镜的受控光学性质。

[0070] 图 4 示出了适合用于离轴成像并且在下面的条件下加以描述的弯月面形状的透镜实施例的运动, 以便确保弯月面的变化的速度足够低, 从而允许在透镜的调节期间进行脉冲回波成像。在图 4 中, 弯月面界面的运动从点线转到实线, 同时保持平坦。由小箭头所示的是弯月面的运动方向, 并且由粗箭头所示的是超声在弯月面界面上的折射。

[0071] 典型的脉冲回波信号将花费大约 $100 \mu s$ 传播进以及向后传播出组织。这意味着直到下一次发射的时间是 (至少) $100 \mu s$ 。流体类型透镜的本征速度极限 ($\sim 100Hz$, 由在两种配置之间切换弯月面的 $\sim 10ms$ 给出) 意味着以合理的速度成像需要仔细考虑。为了获得这点, 弯月面配置被选择成使得弯月面将具有在调节期间的所有时间保持平坦的界面。当这种弯月面置于超声换能器阵列之前时, 弯月面的偏转性质允许离轴测量或成像。这意味着当使用 1D 阵列并且离轴倾斜到一系列不同方向时, 可以构造 3D 超声图像。

[0072] 单脉冲回波测量花费 $100 \mu s$ 并且在后续的测量之间不存在死区时间 (dead time)。此外, 将弯月面从一个极端位置 (“远远向左倾斜”) 移到另一个极端位置 (“远远向右倾斜”) 将花费 $10ms$ 。这意味着在弯月面在这些极端位置之间移动所花费的时间内可以进行 100 次脉冲回波测量。由于弯月面界面通过临界阻尼的要求将保持平坦, 因而应当估计弯月面界面的运动所引入的运动模糊。对于合理的实施例而言, 弯月面的取向可以设置成在可用的 $10ms$ 期间从 $+15^\circ$ 转到 -15° 。在最坏的情况下, 弯月面最大地倾斜 $+15^\circ$, 并且认为超声穿过弯月面界面的外边缘。

[0073] 对于 1D 超声阵列而言, 几何结构使得透镜典型地高 $5mm$ 并且在横向方向 $12-29mm$ 。然而, 由于弯月面的倾角将仅在短轴的方向变化, 因而运动的弯月面的速度将由短轴唯一确定。因此, 典型的尺寸可以被选择成与 1D ICE 导管阵列相当 : $5mm$ 直径。

[0074] 在弯月面的 $+15^\circ$ 角度 (最大偏转角) 下, 相应的高度将是 $5*tan[15^\circ] = 1.34mm$ 。应当指出的是, 该高度从弯月面的中心测得 (即其下降与上升一样多)。下一次脉冲回波测量将发生在弯月面移动 $30^\circ / 100 = 0.3^\circ$ 之后。在弯月面的 $+14.6^\circ$ 角度下, 这计算出 $5*tan[14.6^\circ] = 1.30mm$ 的高度。因此, 在容器的外边缘处 (其中弯月面的运动最

大),弯月面竖直运动大约 $40 \mu\text{m}$ 。这是关键的数字:后续脉冲回波测量之间 $< 40 \mu\text{m}$ 的运动。

[0075] 在典型的超声频率处,这意味着在外边缘处,弯月面仍然仅运动大约波长 λ 的十分之一。衍射极限由 $\lambda / (2*NA^2)$ 给出,其中 NA 表示透镜的数值孔径,并且因而运动为 $\lambda / 10$ 的数量级。由于 $NA << \sqrt{5}$,最可能甚至 $NA < 0.1$,因而这意味着在弯月面的运动期间,系统保持衍射受限的。结果,有可能在弯月面运动的同时进行衍射受限超声成像。应当指出的是,通过简单地选择具有较小直径的透镜甚至进一步地降低弯月面的运动是相对容易的。

[0076] 尤其是在最小入侵以及在体外 (extra-corporeal) 领域的被设置用于超声信号的实施例方面,本发明具有若干医学应用可能性。下面是这类应用的一些实例的要点,其中利用了本发明透镜系统的有利效果,即短时间段期间大量透镜运动的可能性(例如归因于获得实时成像数据的要求):

[0077] 1) 成像应用——即使当使用较低换能器计数(即少数元件或 1D 阵列)时,本发明也允许产生 2D 或 3D 超声图像。这在最小入侵领域中是有益的,其中空间是强烈的限制。此外,降低换能器计数将降低价格。这将使得低成本 3D 超声成像成为可能,因为目前这样的 2D 换能器阵列及其关联的电缆敷设、互连和驱动电路系统可能对于一次性 (disposable) 市场太昂贵。

[0078] 2) 治疗应用——使用单元件高功率超声换能器和依照本发明的透镜系统,电子地操纵焦斑(即消融斑)变得可能。这将允许从业者“绘制”出预定的轨迹而无需目前需要的连续且非常麻烦的导管重定位。此外,在体外上,这将允许更快且更受控制的治疗过程。

[0079] 3) 流量监控和检测应用——使用依照本发明的透镜系统,有可能测量明确定义的测量位置处的流量(例如通过多普勒运动检测的血流或者血液体积流速)。由于当使透镜运动时该测量位置将变化,因而这将允许比较不同位置处的运动特性以便最优化信噪比。此外,在最小入侵领域,与在正常静脉中相比,测量动脉瘤内部的血流变得可能。根据这样的比较,专家将能够诊断动脉瘤的类型并且确定恰当的治疗。在传统的多普勒效应的情况下,设备将允许测量两个或更多预设角度下的流量以便更好地补偿换能器到流量的角度位置。

[0080] 4) 运动监控和检测应用——由于测量位置可以变化,因而可以识别器官边界并且围绕边界调节聚焦。例如,这可以用来跟踪身体内隔膜或肝脏边界的位置以便进行实时呼吸跟踪。运动跟踪信息可以 a) 在 CT 或 MR 图像采集期间用来校正扫描中的运动(即代替阻碍 MR 扫描的时间代价高的 MR 导航仪),或者 b) 在介入期间,利用超声运动信息收集预操作 MR 或 CT 扫描,然后这些预操作扫描在手术室中可以与患者实时呼吸模式再同步并且提供更加有用的信息给临床医师。依照本发明的透镜系统允许运动聚焦帮助识别有用的器官边界并且然后自适应地改变最佳运动的聚焦。

[0081] 本发明可以用在用于采用与超声相结合的电湿润类型透镜的任何应用或算法中,其中希望在运动期间使用例如弯月面形状的透镜操控超声以便获得足够的成像/治疗速度。应当特别指出的是,在最小入侵领域以及在体外,这将是可以通过使用与传统超声阵列相比低得多的换能器计数获得高帧速率 2D/3D 超声成像的唯一可行方式。

[0082] 图 5 绘出了医学超声成像设备的实施例。如上面所描述的流体透镜 LS 结合换能器 T 或换能器阵列安装,所述换能器或换能器阵列被设置成感测通过透镜 LS 折射的超声信

号。透镜 LS 和换能器 T 置于导管 C 的末端。透镜 LS 连接到控制单元 CU, 该控制单元产生用于经由通过导管 C 的电缆调节透镜 LS 的电压 VC。

[0083] 图 6 绘出了医学超声成像系统。如图 5 中所示的设备具有其换能器 T 或换能器阵列, 其经由通过导管 C 的电缆连接到图像处理器 IMP 以便提供换能器信号 TS 给图像处理器。图像处理器 IMP 作为响应处理该换能器信号 TS 并且提供图像或图像序列。

[0084] 图 7 绘出了包括控制单元 CU 的超声消融设备形式的医疗设备的实例, 该控制单元经由通过导管 C 的电缆连接以便提供超声驱动信号 TS 给超声换能器 T 或换能器阵列并且提供控制电压 VC 给透镜 LS 以便允许调节透镜 LS 的焦点。透镜 LS 和换能器设置在导管 C 的末端, 以便由换能器 T 产生的超声波被透镜 LS 折射, 使得聚焦的超声图案可以施加到活体组织的希望的部位, 从而允许进行消融。利用像上面所描述的那样设置的透镜系统 LS, 有可能在透镜 LS 的调节期间执行连续的消融, 并且因而与必须在透镜 LS 调节期间停止消融过程的情况相比, 可以沿着轨迹快速得多地执行消融, 从而显著地减少了治疗时间。

[0085] 总的说来, 本发明提供了一种可调节流体类型透镜系统, 其允许在透镜的调节期间例如通过透镜进行超声成像。该透镜包括包含两种不相混溶的流体的容器, 所述流体例如水和油, 其在界面处彼此接触。入射波于是在该界面处折射。界面的形状以及因而折射性质可以通过调节施加到透镜的电压来调节。所述两种流体被选择成使得它们一起表现出临界或接近临界的机械阻尼。控制电路产生用于将折射从一个值调节到另一个值的电压, 控制电路被设置成改变该电压, 使得电压变化率受到限制以便避免界面的振荡, 从而以连续的方式调节界面处入射波的折射。这使得在透镜处于从一个折射值到另一个折射值的调节期间使用透镜成为可能, 因为界面形状将在调节期间的所有时间具有受控的形状。电压可以是连续的电压或者只是关于步长和阶跃的时间扩展受控的离散逐步(数字)电压。所述透镜系统具有若干应用, 例如在医学领域, 例如用于“即时”高速超声成像, 或者用于超声消融应用, 其中可以在调节透镜以遵循预定义轨迹期间执行消融。

[0086] 出于解释而不是限制的目的阐述了所公开的实施例的某些特定细节, 以便提供对于本发明的清楚而彻底的理解。然而, 本领域技术人员应当理解的是, 本发明可以在不完全与本文所述细节一致的其他实施例中实施, 而没有显著脱离该公开内容的精神和范围。此外, 在该上下文中并且出于简洁和清楚的目的, 省略了对于公知设备、电路和方法的详细描述以便避免不必要的细节和可能的混淆。

[0087] 权利要求书中包含了附图标记, 然而, 附图标记的包含仅仅出于清楚性的原因, 并且不应当被视为对权利要求书的范围的限制。

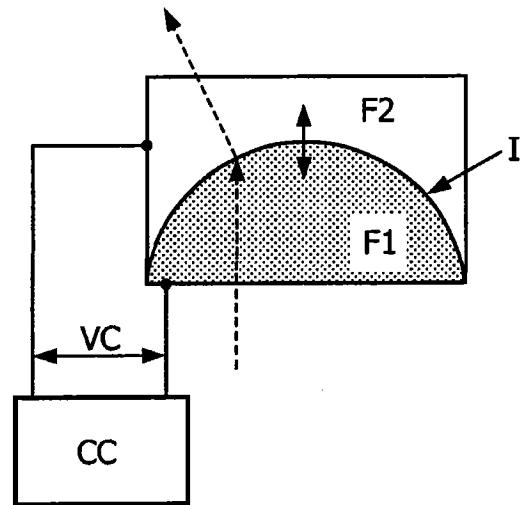


图 1

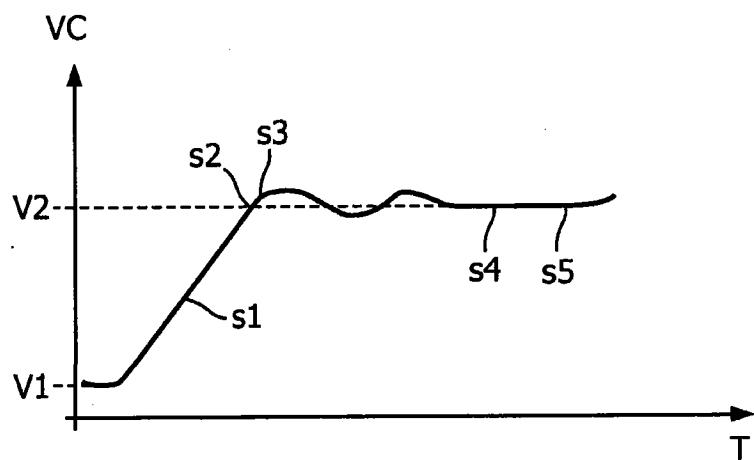


图 2

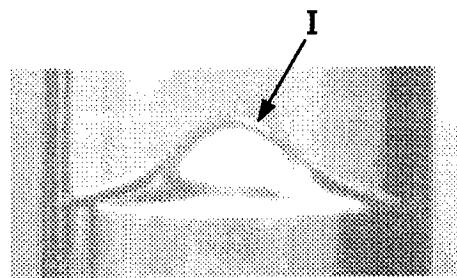


图 3a 现有技术

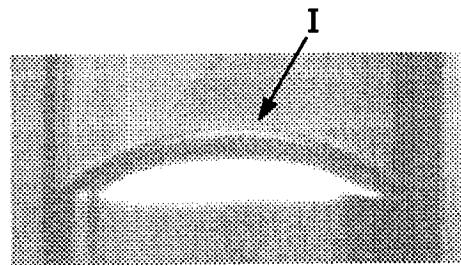


图 3b

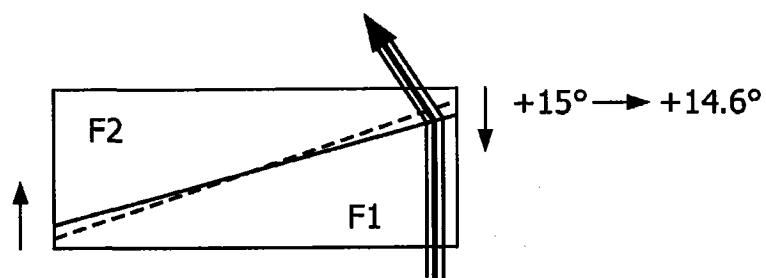


图 4

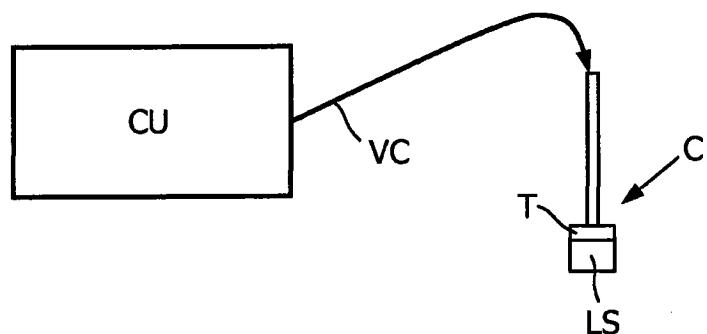


图 5

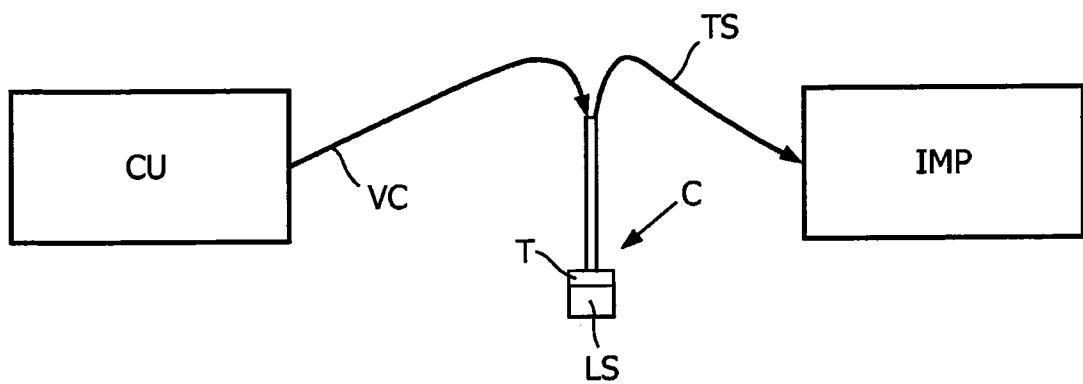


图 6

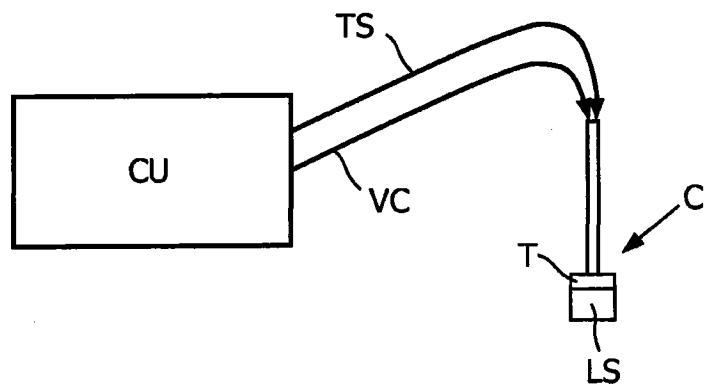


图 7