



(21) 申请号 202311228735.5

(22) 申请日 2023.09.22

(30) 优先权数据

22315223.2 2022.09.30 EP

(71) 申请人 声科影像有限公司

地址 法国艾克斯普罗旺斯

(72) 发明人 乔纳森·拉沃德 张博

(74) 专利代理机构 北京艺识代律师事务所

16184

专利代理师 陶梅

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 5/00 (2006.01)

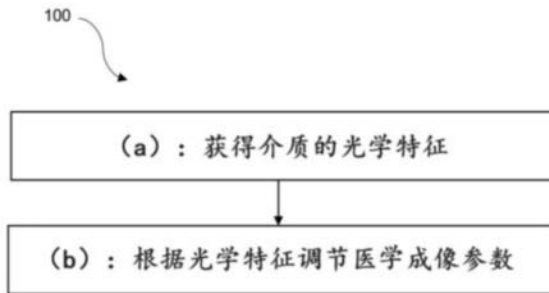
权利要求书2页 说明书12页 附图6页

(54) 发明名称

调节介质的医学成像参数的方法和系统

(57) 摘要

本发明涉及一种调节介质的医学成像参数的方法(100),其中,所述方法(100)包括:获得(a)所述介质的光学特征;根据所述光学特征,调节(b)所述医学成像参数。



1. 一种调节介质的医学成像参数的方法，
其中，该方法包括：
获得所述介质的光学特征；
根据所述光学特征，调节所述医学成像参数。
2. 如权利要求1所述的方法，其中，
所述光学特征包括所述介质的光吸收特征和/或光散射特征。
3. 如权利要求1或2所述的方法，其中，
所述方法还包括：
根据所述光学特征，确定所述介质的生物特征，其中根据所述生物特征调节所述医学成像参数。
4. 如权利要求3所述的方法，其中，
所述生物特征包括所述介质的内源性内容的特征。
5. 如上述权利要求中任一项所述的方法，其中，
所述医学成像参数包括以下中的至少一项：
超声成像参数；
断层扫描成像参数；
三维 (3D) 成像参数；
3D成像方法中的切片系数；
X光成像参数；
乳房X线照相术成像参数；和
磁共振成像 (MRI)。
6. 如上述权利要求中任一项所述的方法，其中，
所述医学成像参数包括以下中的至少一项：
确定医学数据获取方法的数据获取参数；和
确定医学数据处理方法的数据处理参数。
7. 如权利要求6所述的方法，其中，
所述数据获取参数包括以下中的至少一项：
表征发射到所述介质中的超声波的超声波系数；和
发射到所述介质中的X光波的辐射剂量；和/或
所述数据处理参数包括以下中的至少一项：
所述介质的声速；
所述介质的超声衰减系数；和
超声散射和/或超声吸收系数。
8. 如权利要求7所述的方法，其中，
所述医学成像参数是数据处理参数，其被调节以更精确地匹配所述介质的实际特征；
和/或
医学成像参数是数据处理参数，其被调节以使得医学数据处理方法中所使用的模型更精确地匹配所述介质的实际特征。
9. 如上述权利要求中任一项所述的方法，其中，

通过医学成像方法获得所述医学成像参数，

其中，所述方法还包括：

组合至少两种医学成像方法，使用所述光学特征调节两种医学成像方法中的至少第一种的至少一个医学成像参数。

10. 如权利要求9所述的方法，其中，

所述医学成像参数是数据处理参数，其被调节以使得第一种医学成像方法的图像数据更精确地匹配所述介质的解剖和/或几何特征。

11. 如上述权利要求中任一项所述的方法，所述方法还包括：

根据所述光学特征，选择和/或确认医学成像方法，其中，

根据所述光学特征，调节所选择和/或确认的医学成像方法的医学成像参数。

12. 一种医学数据获取方法，该医学数据获取方法包括：

根据如上述权利要求中任一项所述的方法调节医学成像参数；

根据经过调节的医学成像参数，获得所述介质的医学数据。

13. 一种医学图像数据处理方法，所述医学图像数据处理方法包括：

根据如上述权利要求中任一项所述的方法调节医学成像参数；

根据经过调节的医学成像参数，处理医学图像数据。

14. 一种医学成像方法，所述方法包括以下中的至少一个：

如权利要求12所述的医学数据获取方法；和

如权利要求13所述的医学图像数据处理方法。

15. 如权利要求14所述的方法，所述方法还包括：

实时地实施调节所述医学成像参数和/或设置所述医学成像方法和所述医学数据处理方法中的至少一个。

16. 一种计算机程序，其包括计算机可读指令，当所述计算机可读指令被数据处理系统执行时，使得该数据处理系统实施如上述权利要求中任一项所述的方法。

17. 一种用于调节介质的医学成像参数的系统，所述系统包括处理单元，该处理单元被设置为：

获得所述介质的光学特征；

根据所述光学特征，调节所述医学成像参数。

18. 如权利要求17所述的系统，其中，

所述系统是包括多个不同医学成像模式的多模态系统，其中，

根据所述光学特征调节所述医学成像参数包括：

根据所述光学特征，选择和/或确认医学成像模式。

调节介质的医学成像参数的方法和系统

背景技术

[0001] 已知将换能器用于通信、成像或扫描目的,例如在医学成像、雷达、声纳、无线通信、射电天文学、声学 and 生物医学领域。一个示例包括超声成像。

[0002] 超声成像的目的在于估计介质的反射率。在常规超声成像方法中,可使用具有一组超声换能器元件的超声换能器设备(也称作超声探头)。在该方法中,将一个或多个换能器用于将一道或相继多道的超声波束发射到介质中,这对应于发射操作。然后,在接收操作中,通过同一组或不同组的换能器元件,从介质接收反向散射回波信号组。具体地说,每个换能器元件将接收到的回波信号转换成例如电信号。信号可还被超声系统或任何相关联的(可选地专用的)系统处理。例如,它们可被放大、滤波、数字化,和/或可实施信号调节操作。换能器元件可设置成换能器行或换能器阵列或任何其它布置。

[0003] 常规地,然后将所述信号发送到图像处理系统。可处理所接收的信号以生成所扫描的介质的图像数据,例如使用波束成形方法,更具体地说,延迟求和(DAS)波束成形方法。一般可将波束成形理解为常规地在用于定向信号发射和/或接收的传感器阵列中使用的信号处理技术。可将该过程用于生成波束成形数据。换句话说,波束成形可理解为一种信号处理技术,其通过以组合信号形成相长干涉的方式来组合天线阵列中的元件(例如超声换能器)来实现。

发明内容

[0004] 本文所述的系统和方法涉及用于调节介质的医学成像参数的技术。

[0005] 提供一种调节介质的医学成像参数的方法。该方法包括获得介质的光学特征。该方法还包括根据该光学特征,调节医学成像参数。

[0006] 可例如在光学获取方法中获得该光学特征。光学获取可由光学光谱仪或一个或多个光学元件,例如光学传感器来实施。光学元件可包括管道镜、纤维镜、光纤面板、透镜、棱镜、镜子、发光二极管、光电探测器、光纤、光缆和/或光纤束。

[0007] 光学特征可以是任何类型的可由光学获取接收的特征。例如,通过使用一个波长的光的光学获取(采集),获得介质的光学特征可以是可行的。也可使用不同的波长。

[0008] 术语“调节”可指任何类型的改变、确定和/或计算。可将任何类型的数学运算用于该目的,尤其是迭代方法。也可使用读表格来调节医学成像参数。也可以使用数学模型来实施调节医学成像参数。数学模型也可包括机器学习模型。换句话说,调节可由基于人工智能(基于AI)的算法和/或(预先训练的)机器学习算法来实施或可使用基于人工智能(基于AI)的算法和/或(预先训练的)机器学习算法。

[0009] 医学成像参数和光学特征两者都可与介质的相同空间区域关联。介质的空间区域也可确定为关注区域(ROI)。例如,医学成像参数和光学特征两者都可以是对于介质的相同ROI确定的。还可行的是,医学成像参数可对于介质的ROI确定,而光学特征可作为介质的整体特征来确定。

[0010] 这样的方法的一个优点在于,能够改善医学图像数据的质量并且是以快速和/或

计算高效的方式。特别地,用关于介质的光学特征的信息来调节医学成像参数可提高医学图像数据的质量。例如,光学特征可包括介质的特性。通过知悉介质的特性,可调节医学成像参数以改善医学成像数据的质量。

[0011] 所获得的光学参数一般允许医学成像方法变得对于具体介质特征是自适应性的。

[0012] 而且,有利地,变得能够实时调节或几乎实时调节(即用户没有感知到由于调节造成的延迟),这例如是因为可在获取医学数据(例如超声数据)之前或与之同时地获得光学特征。

[0013] 另一优点在于,当考虑光学特征时,可确定用于医学成像的额外标记。额外标记可有助于更可靠地检测肿瘤等。额外标记可以还有助于所有类型的医学成像方法,例如超声成像。特别地,如在以下一些示例中所述,可通过使用根据本公开的任何示例的系统或方法,改善用于确定弹性的ShearWave™弹性成像(SWE)。

[0014] 所述方法可用于任何类型的任何组织或器官的检查。例如,该方法可用于乳房或肝脏。而且,该方法可用于检查身体的肌肉骨骼区域。例如,该方法可用于检查存在于身体的如膝盖的某些区域中的液体。

[0015] 在一个方面中,光学特征可包括介质的光吸收特征、光散射特征和光漫射(light diffusion)特征中的至少一项。

[0016] 可选地,光学特征可包括介质的根据光波长的光吸收特征、光散射特征,和/或光漫射特征。光波长可例如在600至1500nm的光谱范围中。在该光谱范围中,可检测人体或动物组织的不同内源性内容的典型特征。相应地,从而能够基于其光谱特征,检测介质中的具体内源性内容。

[0017] 介质的光漫射特征可基于经过介质的光子的衰减。

[0018] 光吸收特征和/或光散射特征的一个优点在于,它可快速地获得,且不影响、例如损伤介质。

[0019] 在一个方面中,所述方法可以还包括根据光学特征,例如如上所述,根据介质的光谱特征,确定介质的生物特征的操作。可根据生物特征调节医学成像参数。

[0020] 例如,生物特征可包括介质的密度。例如,高脂肪的介质(即相对于其液体含量,尤其是水,包括更大量的脂质)可能会比瘦的介质密度更小。换句话说,密度较小的介质的特征可以是包括相对高比例的脂质和/或相对低比例的液体。另一方面,富含液体(即富含水)的介质(即相对于其水含量,包括更低含量的脂质)可能会比高脂肪的介质密度更大。换句话说,致密介质的特征可以是包括相对低比例的脂质和/或相对高比例的液体。相应地,通过(基于光学特征)确定介质中的脂质量,可确定介质的密度。密度也可能会取决于其它因素,例如介质中的骨骼、例如血管中的血的液体、胶原蛋白和/或血红蛋白的量。

[0021] 确定介质的生物特征的一个优点在于可改善医学成像数据的质量。例如,可根据介质的密度调节超声成像参数。还可将生物特征用于检查介质的额外标记。例如,生物特征可确定组织是否健康或有疾病。

[0022] 在一个方面中,生物特征可包括介质的内源性内容的特征。

[0023] 内源性内容可包括关于介质中的内源性物质的信息。例如,内源性内容可包括关于生物组织的信息。内源性内容还可例如包括脂质特征。脂质特征可包括关于介质中脂质的程度和/或体积和/或量和/或比率的信息。脂质特征可以还包括定性确定,例如,介质是

否是脂质的定性确定。定性确定可以还确定介质是否包含异常高的脂质量。

[0024] 内源性内容可包括关于氧合和/或非氧合血红蛋白的信息。内源性内容可以还包括关于其它与血液相关的参数的信息,例如介质中的血液的相对量和/或介质中的氧饱和度或水平(例如由氧合和非氧化血红蛋白之间的关系确定)。

[0025] 内源性内容可包括关于胶原蛋白特征的信息。可将胶原蛋白特征用作弹性的标记。因此,可将胶原蛋白用于例如优化ShearWaveTM弹性成像(SWE)方法。在本申请人的EP1546757B1中描述了一种示例性SWE方法。

[0026] 包括介质的内源性内容的特征的一个优点在于,它可改善医学成像方法的图像质量。例如,脉冲波多普勒的医学成像参数可更好地调节以适应特定的介质。

[0027] 在一个方面中,医学成像参数可包括以下中的至少一项:超声成像参数、断层扫描成像参数、三维(3D)成像参数、3D成像方法中的切片系数、X光成像参数、乳房X线照相术成像参数和/或磁共振成像(MRI)。

[0028] 例如,可基于多幅2D图像编译3D图像。更具体地说,例如,可确定3D-ROI。由此,基于光学特征调节切片策略(使用切片系数)以获得ROI的合适3D图像可以是有用的。

[0029] X光成像参数可包括关于例如X光剂量和/或X光度(X-ray degree)的信息。

[0030] 该方式的一个优点在于可容易地组合超声方法和光学获取。例如,可用超声成像系统实施光学获取。超声成像系统可包括用于获得光学特征的光学元件(例如光学传感器)。例如,光学元件可包括在超声成像系统的探头中,尤其是还包含一个或多个超声换能器元件的探头中。在该情况下,有利地,用户快速且容易可靠地获取介质的相同区域的光学特征和医学数据。

[0031] 在一个方面中,医学成像参数可包括确定医学数据获取方法的数据获取参数。而且,所述方法可以还包括确定医学数据处理方法的数据处理参数。

[0032] 数据获取参数可确定医学数据获取方法。医学数据获取方法可以是例如超声透射(insonification)/获取方法。医学数据获取方法可在医学数据处理方法之前。医学数据获取方法可例如由以下构成:获取介质的原始数据,该原始数据可由医学数据处理方法处理,以构建医学图像数据。

[0033] 医学数据处理方法可处理所获得或获取(采集)的医学图像数据。例如,医学数据处理方法可以是波束成形方法。

[0034] 光学获取和医学数据获取可以是同时的或不同时间的。还可行的是,光学获取在医学数据获取之前,以允许将光学特征用于配置医学数据获取。

[0035] 还可行的是,医学数据获取可在之前实施,这是因为光学特征可仅用于(后期)处理图像数据。例如,可将光学特征用于调节例如波束成形的处理方法中的声速。

[0036] 在一个方面中,数据获取参数可包括以下中的至少一项:表征发射到介质中的超声波的超声波系数,和/或发射到介质中的X光波的辐射剂量。数据处理参数可包括介质中的声速、介质的超声衰减系数,和/或超声散射和/或吸收系数。

[0037] 如果医学获取方法是超声透射/获取方法,可尤其是这样的情况。

[0038] 超声波系数可以是或可包括例如所发射的超声波的频率。例如,在由所获得的光学特征得出介质中增大的光学吸收的情况下,可选择减小所发射的超声波的频率,这是因为频率减小的超声波衰减更少。

[0039] 而且,超声波系数可以是例如在本申请人的EP 1546757 B1中所述的,在介质中造成剪切波的SWE激励脉冲,即所谓的“推动脉冲(push pulses)”。在增大的吸收的情况下,可使用更短的推动脉冲。相应地,在增大的散射的情况下,可使用更长的推动。例如,具有高脂质度的高脂肪介质可导致高的粘性和由此低的弹性。因此,可有利的是调节SWE参数。例如,也在例如S.Catheline et.al. (2005). Measurement of viscoelastic properties of homogeneous soft solid using transient elastography: An inverse problem approach. The Journal of the Acoustical Society of America. 116.3734-41.

[0040] 10.1121/1.1815075中所述的,可将流变模型,例如Voigt模型,用于调节脂肪特征的SWE处理或弹性估计。

[0041] 在一个方面中,医学成像参数可以是数据处理参数,其被调节以更精确地匹配介质的实际特征。医学成像参数也可以是数据处理参数,其被调节以使得医学数据处理方法中所使用的模型更精确地匹配介质的实际特征。

[0042] 作为一个示例,数据处理参数可以是声速。可将声速调节到如基于介质的生物和生理特征确定的实际声速。

[0043] 对处理参数的调节可例如取决于身体中的脂肪度(即脂质浓度)。可行的是,可使用考虑到粘度,而不仅是弹性的数学模型。单纯弹性的模型不会精确地反映脂肪性介质的粘性特征。弹性模型仅考虑到硬度而没有考虑到粘度。相反地,粘性模型可考虑到粘性和弹性。因此,可根据介质的生物特征(即在所述示例中,脂肪度),实施对所使用的模型的调节。对处理参数的调节可以仅影响医学数据处理方法,而不影响医学数据获取方法。

[0044] 在一个方面中,医学成像参数可在医学成像方法中获得。所述方法可以还包括组合至少两种医学成像方法,使用光学特征调节两种医学成像方法中的至少第一种至少一个医学成像参数。

[0045] 换句话说,可将医学成像参数用于配置医学成像方法。

[0046] 医学成像方法的示例可以是超声成像、断层扫描和/或三维(3D)成像、X光成像、乳房X线照相术成像和磁共振成像(MRI)。

[0047] 在一个示例中,可基于光学特征,配置X光剂量或X光度,即使其与具体介质适配。在另一示例中,可基于光学特征配置SWE中的推动脉冲的长度。

[0048] 两种医学成像方法的组合可以是例如超声成像和乳房X线照相术的组合。在该示例中,光学特征可用作超声成像与乳房X线照相术之间的桥接模式。

[0049] 该方面的一个优点在于可组合至少两种医学成像方法的优点。如在以下示例性方面中所述的,甚至可通过组合至少两种医学方法产生协同效应。

[0050] 在一个方面中,医学成像参数可以是数据处理参数,其被调节以使得第一种医学成像方法的图像数据更精确地匹配介质的解剖和/或几何特征,或介质的其它特征,例如介质中的声速。这样的由介质限定的特征,例如声速,可以是对于整个介质或介质中的关注区域的平均特征。例如,可确定介质中的关注区域的平均声速,或确定对于不同关注区域或关注区域的不同部分的多个数值。

[0051] 换句话说,可将医学成像参数用于设置医学数据处理方法,例如波束成形方法。

[0052] 例如,可调节例如声速的数据处理参数,以使得解剖重构更加精确。相应地,可实现例如介质中的ROI的不同医学成像方法(例如超声成像和乳房X线照相术)的图像之间的

更可靠的体积或几何匹配。

[0053] 在一个方面中,所述方法可包括根据光学特征,选择和/或确认医学成像方法。可根据光学特征,调节所选择和/或确认的医学成像方法的医学成像参数。

[0054] 例如,可将光学特征用于确定介质的密度。视为具有“高密度”的乳房可能会需要在乳房X线照相术之后或代替乳房X线照相术的超声成像,以确认诊断。因此,在高脂肪(即密度较小)的乳房的情况下,可使用乳房X线照相术,并可调节X光剂量。而且,在非高脂肪或瘦(即密度高)的介质的情况下,可使用超声成像,并且可调节SWE的激励脉冲(可选地,在该情况下,可省掉乳房X线照相术)。

[0055] 本公开可以还涉及一种医学数据获取方法。该医学数据获取方法可包括根据本公开的任何示例地调节医学成像参数,并根据经过调节的医学成像参数,获得介质的医学数据。

[0056] 所获得的医学数据也可称作原始数据。

[0057] 本公开的医学数据获取方法的一个优点在于由于经过调节的医学成像参数而更容易获得图像质量。

[0058] 本公开可以还涉及一种医学图像数据处理方法。该医学图像数据处理方法可包括根据本公开的任何示例地调节医学成像参数,并根据经过调节的医学成像参数,处理医学图像数据。

[0059] 本公开的方法的一个优点在于,处理医学图像数据的方法可独立于其它方法地实施。例如,处理医学图像数据的方法可独立于医学数据获取地实施。

[0060] 本公开可以还涉及一种医学成像方法。该医学成像方法可包括根据本公开的任何示例的医学数据获取方法和医学图像数据处理方法。

[0061] 作为一个示例,医学成像方法可由此包括用于获取原始数据的医学数据获取(采集)方法,和用于处理原始数据以获得图像数据的医学数据处理方法。这些图像数据则可在专用屏幕或具有所需规格的任何其它显示设备上显示。两个子方法中至少一个可使用如根据本公开的任何示例所限定的,经过调节的参数。

[0062] 而且,医学成像数据可例如包括如根据本公开的任何示例所述的医学数据获取方法和医学数据处理方法。

[0063] 在一个方面中,可实时地实施调节医学成像参数和/或设置医学成像方法和医学数据处理方法中的至少一个。

[0064] 该方面的一个优点在于,该方法可改善估计速度和图像质量。例如,实时地实施调节医学成像参数可包括迭代过程,以改善医学成像参数并由此获得更好的图像质量。

[0065] 本公开可以还涉及一种计算机程序,其包括计算机可读指令,当所述计算机可读指令被数据处理系统执行时,使得该数据处理系统实施根据本公开的任何示例的方法。当方法操作包括在单纯数据处理以外的任何(物理)方面(例如超声波发射)时,计算机程序可以还包括计算机可读指令,当所述计算机可读指令被数据处理系统执行时,使得系统的任何外部元件(例如超声换能器设备)实施这些操作。

[0066] 本公开还涉及一种用于调节介质的医学成像参数的系统。该系统包括设置为获取介质的光学特征并根据光学特征调节医学成像参数的处理单元。

[0067] 用于调节介质的医学成像参数的系统的一个优点在于紧凑的设计。例如,设置为

获取介质的光学特征并根据光学特征调节医学成像参数的系统的元件可设置在例如壳罩或探头的紧凑的设计中。而且,元件可设置为扫描介质中的相同区域,使得可将光学特征分配给所获取的医学数据。然而,还可行的是,两个元件中的至少一个不构成系统的物理部分,可选地位于其它位置(即位于系统外部),并仅向系统提供相应的数据(即医学数据或光学特征)。

[0068] 在一个方面中,所述系统可以是包括多个不同医学成像模式的多模态系统。根据光学特征调节医学成像参数可包括根据光学特征,选择和/或确认医学成像模式。

[0069] 双模态系统可设置为获取医学数据和介质的光学特征。多模态系统可设置为获取至少两种不同类型的医学数据(例如超声数据和乳房X线照相术数据),和可选地还获取光学特征。然而,光学特征也可由其它系统或设备来获得。

[0070] “调节”可以还指在多模态系统中选择最佳模式。

[0071] 该方面的一个优点在于,该系统可自动选择或给用户建议所估计的最佳医学成像模式。例如,检查者可使用包括超声成像和乳房X线照相术的多模态系统来检查,系统可自动地选择超声作为具体检查条件的最佳模式。

[0072] 该系统可以还设置为实施上述方法特征或操作中的任一个。

[0073] 上述元素和本说明书中的元素旨在可以组合,除非另有冲突。

[0074] 要理解的是,以上概述和以下详细说明仅是示例性和解释性的,是出于示意目的提供的,不限制所要求保护的公开。

[0075] 包括在本说明书中并构成其一部分的附图示出本公开的示例,并与本说明一起由于支持和示出本公开的原理。

附图说明

[0076] 图1示出根据本公开的示例的用于调节介质的医学成像参数的方法100的流程图。

[0077] 图2A示出根据本公开的示例的医学成像系统200的示意图。

[0078] 图2B示出根据本公开的示例的超声成像系统10的示意图。

[0079] 图3示出根据本公开的示例的医学成像参数的结构的总视图。

[0080] 图4示出根据本公开的示例的医学成像方法400的流程图。

[0081] 图5示出根据本公开的示例的医学数据获取方法500的流程图。

[0082] 图6示出根据本公开的示例的处理医学图像数据的方法600的流程图。

[0083] 图7A示出不同生物材料的吸收谱。

[0084] 图7B示出对于不同密度的声速。

具体实施方式

[0085] 现在将更详细地参照本公开的示例,本公开的示例在附图中示出。在所有附图中,只要可行,就会将相同的附图标记用于指代相同或相似的部件。

[0086] 常规医学成像一般专注于通过发射和接收一种模式的信号来检查介质。然而,组合不同模式可改善医学成像和帮助获得更快速且更准确的检查结果。

[0087] WO 2020178522 A2描述了一种用于诊断的包括光学设备的双模态超声探头。该便携式双模态探头旨在应用于待检查的生物组织。该探头包括设置为将超声波发射到组织中

并接收组织反射的超声波的超声换能器,该换能器沿着横轴延伸。该探头还包括设置在横轴两侧的至少两个光极(英语:Optode),以使得换能器在两个光极之间延伸。每个光极包括设置为将光波发射到组织的光发射器和设置为检测由组织传播的光波的光学探测器。光极设计成使得至少一个光发射器和至少一个光学探测器设置在换能器的任一侧上。至少一个光学探测器具有由半导体材料形成并连接到电子卡的检测表面。

[0088] 本文所述的系统和方法涉及用于优化构建介质的图像数据的过程的技术,尤其是在医学成像的情况下。该方法尤其适于处理双模态设备扫描的介质信号数据。该方法可用于例如超声系统的设备中。

[0089] 图1示出根据本公开的调节介质的医学成像参数的方法100的流程图。该方法包括获得介质的光学特征的操作(a)。光学特征可包括光吸收,介质可以是人或动物组织或待检查的任何材料。可使用例如如下所述的光学元件,获取光学特征。然而,也可从数据存储或数据接口,获得光学特征,即可事先和/或远程地通过任何类型的光学元件获取。

[0090] 该方法还包括根据光学特征,调节医学成像参数的操作(b)。医学成像参数可包括断层扫描和/或三维(3D)成像参数。

[0091] 图2A示出根据本公开的示例的医学成像系统200的示意图。图2A中所示的系统200适于调节介质M的医学成像参数。介质M可以是例如生命组织和/或尤其是人的人体组织。

[0092] 系统200可以是任何医学成像或传感器设备。系统200可以是例如用于断层扫描、X光、乳房X线照相术或磁共振成像(MRI)的设备。相应地,医学成像参数可包括与系统200相关的成像参数。

[0093] 系统200可例如是或包括用于超声成像的设备。

[0094] 系统200可包括例如:

[0095] • 光学元件210。光学元件210可设置为将光脉冲发射到介质M中和/或可选地响应于将脉冲发射到介质M中,从介质M接收多个信号。光学元件可以由系统的探头250包括或可位于其外部。

[0096] • 换能器元件220。换能器元件220可设置为将脉冲发射到介质M中和/或可选地响应于将脉冲发射到介质M中,从介质M接收多个信号。换能器元件220可由系统的探头250包括。

[0097] 系统可以还包括换能器阵列230,而不是单个换能器元件220,该换能器阵列包括多个换能器元件220。例如,可设置通常包括沿着X轴(水平或阵列方向X)并置的多个换能器元件220(例如100至300个或更多个,尤其是126、256、512或1024个换能器元件)的线性阵列231。在该示意性示例中,换能器阵列220适于实施介质M的二维(2D)成像,但换能器阵列220也可是适于实施介质M的3D成像的二维阵列。相应地,可使用换能器矩阵。然而,还可行的是,系统包括在探头中可动的单行的换能器阵列230,以使得能够构建3D成像数据。换能器阵列230也可是包括沿着曲线排齐的多个换能器元件220的凸阵列。可将相同的一个或多个换能器元件220用于发射脉冲和接收响应,或将不同的换能器元件220用于发射和接收。可存在一个或多个发射换能器元件220和多个接收换能器元件220。在另一替代方案中,可仅使用单个换能器元件220,其接收具有不同空间特性(例如来自不同空间区域)的多个信号。换能器元件220可例如电子或物理地可动。换能器元件220和/或换能器阵列230可以是系统的探头250的一部分。

[0098] • 控制光学元件210、换能器元件220或换能器阵列230的处理单元240。处理单元240可从换能器元件220或换能器阵列230获取信号。处理单元240可以是探头的一部分,该探头可以还包括至少一个换能器元件220。可替代地,处理单元240可位于探头的外部,或由部分地为探头的一部分、而部分地位于探头外部的多个设备构成。探头250能够通过线缆或无线通信接口连接到处理单元230。换句话说,探头250可设置为无线操作。例如,在该情况下,探头250可包括电池以自主地运行。

[0099] 处理单元240可包括接收设备,用于放大和/或滤波从探头250接收的信号,和转换器(模数转换器和数模转换器),用于将信号转换成表示信号的数据。数据可被存储到处理单元中的存储器中,或被直接处理以计算中间处理数据(波束成形数据)。处理单元250可使用任何已知的处理方法来基于从探头接收到的信号来处理图像,例如波束成形。经过处理的超声图像数据可以是:

[0100] -通常呈灰度的简单介质图像(B模式图像),用于可视化介质中的器官;或

[0101] -显示介质中的速度或流量的图像(彩色图像),例如可用于可视化介质中的血管;或

[0102] -显示介质的机械特征(弹性)的图像,例如可用于识别介质中的肿瘤(例如如上所述的ShearWave™弹性成像(SWE)图像数据)。

[0103] 处理单元240可给外部设备发送数据,例如服务器、其上可运行人工智能(AI)算法的计算机、专用工作站、数据呈现、用于显示从处理单元获得的图像的设备、或任何其它外部设备。相应地,可由处理单元240或任何外部设备,实施根据本公开的方法,尤其是调节介质的医学成像参数的方法。而且,可由与用于优化过程相同的同一处理单元240,或(至少部分地)由其它的一个或多个处理单元,来实施用于构建图像数据的过程。

[0104] 根据其它示例,系统200可包括至少一个处理器和存储器。在一些示例中,处理器和存储器单元可集成在系统200中,或可以是计算机或与之通信链接的计算机。取决于计算设备的具体配置和类型,存储器(其存储用于评估成像数据或以其他方式实施本文所述的方法的指令)可以是易失性的(例如RAM)、非易失性的(例如RAM、闪存等),或两者的某种组合。而且,系统200可以还包括(可移动的和/或不可移动的)存储设备,包括但不限于,磁或光盘或带。类似地,系统200可以还具有一个或多个输入设备,例如键盘、鼠标、笔、语音输入等等,和/或一个或多个输出设备,例如显示装置、扬声器、打印机等等。在环境中还可包括有一个或多个通信连接,例如LAN、WAN、点对点等等。在一些实施例中,连接可用于促进点对点通信、面向连接的通信、无连接通信等等。

[0105] 系统200可通常包括至少某种形式的计算机可读介质。计算机可读介质可以是能够由处理单元(或处理器)或运行环境所包括的其它设备访问的任何可用的介质。示例性地且非限制性地,计算机可读介质可包括计算机存储介质和通信介质。计算机存储介质包括易失性和非易失性的、可移动和不可移动的介质,以用于存储诸如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其它数据之类的信息的任何方法或技术实现。计算机存储介质不包括通信介质。

[0106] 通信介质包含计算机可读指令、数据结构、程序模块,或诸如载波或其它传输机制的调制数据信号中的其它数据,并包括任何信息传送介质。术语“调制数据信号”是指其特征中的一个或多个被设置或改变以对信号中的信息进行编码的信号。示例性地且非限制性

地,通信介质包括例如有线网络或直接有线连接的有线介质,和诸如声学、射频、红外、微波和其它无线介质的无线介质。上述任何的组合也应包括在计算机可读介质的范围内。

[0107] 处理单元240可以是使用到一个或多个远程计算机的逻辑连接在网络环境中运行的单个计算机。远程计算机可以是个人计算机、服务器、路由器、网络PC、对等设备或其它公共网络节点,并通常包括许多或所有上述元件以及未提及的其它元件。逻辑连接可包括可用通信介质能够支持的任何方法。这样的联网环境在办公室、企业范围内的计算机网络、内部网和互联网中常见。

[0108] 光学元件210可包括管道镜、纤维镜、光纤面板、透镜、棱镜、镜子、发光二极管、光电探测器、光纤、光缆和/或光纤束。

[0109] 光学元件210可设置为生成和/或记录和/或接收信号。光学元件210和/或处理单元240可以被配置为获得介质M的光学特征。

[0110] 光学元件210可例如包括激光印刷电路板(PCB)和边缘发射二极管(未在图2A中示出)。边缘发射二极管可发射激光束。光学元件还可包括光学窗口、棱镜、PCB检测器,和检测器(未在图2A中示出)。检测器可检测边缘发射二极管发射的任何光,尤其是激光束的反射。

[0111] 换能器元件220可包括压电晶体和/或可设置为生成和/或记录和/或接收信号的其它构件。在整个本公开中,“换能器”和“换能器元件”这些术语可同义地使用,除非另有指示。

[0112] 相应地,在一个示例中,系统200可使用超声波,换能器元件则适配于超声波。可选地,所述方法可产生介质M的超声图像和/或可给专用服务器或工作站发送数据。

[0113] 系统200可设置为获取多于一种类型的医学数据,例如不仅是超声数据,还有乳房X光照相术数据(未在图2a中示出)。换句话说,系统也可是多模态系统。

[0114] 图2B示出根据本公开的示例的超声成像系统10的示意图。超声成像系统10可以是如结合图1A所述的医学成像系统200的一个示例。

[0115] 超声成像系统10可包括:

[0116] -探头20(例如对应于图2A的探头250);

[0117] -基于探头接收的信号处理图像的处理单元30(例如对应于图2A的处理单元240);

[0118] -连接到处理单元的控制面板40,所述控制面板至少包括按钮41和触摸板42;以及

[0119] -用于可视化图像的显示装置50。

[0120] 探头20可通过线缆21或通过无线连接,连接到处理单元30,并且它能够将超声波W发射到介质M中并从介质M接收超声波W,所述接收的超声波是所述发射的超声波在所述介质内的散射颗粒上的反射导致或源自该反射。探头20可以是包括多个换能器的换能器阵列,每个换能器都将电信号转换成振动和将振动转换成电信号。换能器阵列可包括一百个或更多个换能器。换能器阵列是线性的或弯曲的,并布置在介质M的外表面上以附接到介质并振动和发射或接收超声波M。

[0121] 如结合图2A进一步所述的,探头20可以还包括设置为获得介质的光学特征的光学元件。然而,还可行的是,通过由系统10包括、能够与之连接或与之关联的其它设备获得光学特征。例如,系统可包括或能够连接到例如可附接到探头的另外的光学传感器。光学传感器可以通过线缆或通过无线连接连接到系统。如还结合图2A所述的,还可通过位于系统10外部和/或远程的任何设备来获得光学特征。

[0122] 处理单元30可包括用于放大和/或滤波从探头20接收的信号接收设备,和用于将信号转换成表征信号的数据的转换器(模数转换器和数模转换器)。数据可存储在处理单元中的存储器中,或直接被处理以计算中间处理数据(波束成形数据)。处理单元30可使用任何已知的处理方法,例如波束成形方法,来基于从探头接收的信号处理图像。经过处理的超声图像数据可以是:

[0123] -通常呈灰度的简单介质图像(B模式图像),用于可视化介质内的器官;或

[0124] -显示介质中的速度或流量的图像(彩色图像),例如用于可视化介质中的血管;或

[0125] -显示介质的机械特征(弹性)的图像,例如用于识别介质中的肿瘤(例如如上所述的ShearWave™弹性成像(SWE)图像数据)。

[0126] 显示屏幕50可以是用于可视化经过处理单元30处理的图像的屏幕。显示装置50还可以可视化其它信息,例如图像中所使用的比例尺,或用于该处理的配置信息或任何信息,例如触摸板42的帮助信息或上下文手势帮助。

[0127] 显示屏幕可铰接在支撑臂51上,以便用户更好地定位。显示屏幕通常是大尺寸的屏幕(至少20英寸),以便给用户更好地可视化图像。

[0128] 控制面板40a例如是系统外壳31的一部分,所述部分包括面板外壳,其具有向用户倾斜的大致平坦的表面,以使用户以一只手操作。控制面板40a可通过悬挂架上下移动以适配于用户尺寸,并可选地可前后移动以适配于用户位置。如在图1中所见,控制面板40a可包括用于可视化多项配置信息的控制面板显示平面49。该控制面板显示平面49也可铰接到控制面板外壳48,以便以不同于控制面板表面的倾斜度倾斜。

[0129] 图3给出根据本公开的示例的医学成像参数的结构的总视图。医学成像参数包括数据获取参数和数据处理参数。

[0130] 数据获取参数可确定医学数据的获取方法,数据获取参数可包括例如表征发射到介质中的超声波的超声波系数,和/或发射到介质中的X光波的辐射剂量。相应地,数据获取参数可影响如何从介质获得医学数据的方式,例如,如何通过成像波声透射介质。

[0131] 替代地或附加地,数据处理参数可确定医学数据的处理方法。数据处理参数可包括例如以下中的至少一项:介质的声速、介质的超声衰减系数,和超声散射和/或吸收系数。

[0132] 医学成像参数还可包括以下中的至少一项:超声成像参数、断层扫描成像参数、三维(3D)成像参数、3D成像方法中的切片系数、X光成像参数、乳房X光照相术成像参数,以及磁共振成像(MRI)。

[0133] 图4示出根据本公开的示例的医学成像方法400的流程图。医学成像方法可包括医学数据的获取方法和医学图像数据的处理方法。医学数据的获取方法可包括调节医学成像参数并根据经过调节的医学成像参数获得介质的医学数据。替代地或附加地,医学图像数据的处理方法可包括调节医学成像参数和根据经过调节的医学成像参数处理医学图像数据。医学数据的获取方法可在医学图像数据的处理方法之前。特别地,可将所获取的医学数据(即医学数据获取方法的输出)用作医学图像数据的处理方法的输入。在图5和图6中更详细地示出医学成像方法的示例。

[0134] 图5示出根据本公开的示例的医学数据获取方法500的流程图。

[0135] 在第一操作501中,可实施光学获取,例如使用如上所述的光学元件。然而,也可从数据存储或数据接口获得光学特征,即可事先和/或远程地通过任何类型的光学元件获得。

第二操作502可包括确定生物特征。换句话说,基于光学特征,可确定介质的生物特征,例如内源性内容,和由此例如介质的超声波吸收特征(特性)。第三操作503包括调节医学成像参数,例如使用处理单元。在第四操作504中,用经过调节的医学参数实施超声扫描。超声扫描可包括将脉冲504a发射到介质中。而且,响应于所发射的脉冲,超声扫描可包括从介质接收多个信号504b。超声扫描的形式也可是任何具体超声成像模式,像例如B模式(亮度模式)、多普勒模式、ShearWave™弹性成像(SWE)S模式(例如如在本申请人的EP 1546757B1中所述的)。超声扫描也可例如由位于处理单元远程的任何外部设备来实施。

[0136] 在一个示例中,医学成像参数可以是如上所述的SWE模式中的所谓的“推动脉冲”(英文push pulses)的超声激励波系数。在吸收特征(特性)增大的情况下,可发射更短的推动脉冲。相应地,在散射增大的情况下,可使用更长的推动。

[0137] 在第五操作505中,可处理所获取的超声数据,例如以便构建图像数据。在可选的操作506中,获得图像数据,即作为操作605的输出。

[0138] 图6示出根据本公开的示例的医学图像数据的处理方法600的流程图。图6的方法可主要对应于图5的方法。然而,附加地或替代地(即附加于或替代超声扫描调节操作地),可基于光学特征调节数据处理操作。而且,在图6的方法中,操作的顺序可不同于图5的方法的操作顺序(如在图6中所示),或可类似于图5的方法的操作顺序。

[0139] 在第一操作601中,可实施超声扫描。超声扫描可包括将脉冲发射到介质601a中并作为响应从介质接收多个信号601b。然而,操作601仅是可选的,这是因为也可从任何外部设备,例如从数据存储设备获得数据。第二操作602可包括获得光学特征。类似地,操作602仅是可选的,这是因为也可从任何外部设备,例如从数据存储设备获得光学特征。在第三操作603中,可实施确定生物特征。第四操作604可包括调节数据处理参数。第五操作605可包括用经过调节的数据处理参数进行数据处理。在可选的操作606中,可获得图像数据,即作为操作605的输出。在下文中参照图7A和图7B描述了图6的方法的一个更具体的示例。

[0140] 图7A示出不同生物材料的吸收谱。

[0141] 像脂质的生物材料通常对大约920nm的波长具有最大吸收。处于37°C(活人身体的常见温度)的温度的水通常对大约980nm的波长具有最大吸收。由此可从介质的测得的吸收谱得出生物特征,即介质的内源性内容。例如,对920nm波长的光的高吸收可指示在所考虑的介质中的高脂质含量。在乳房检查领域,该方法特别有效。密度较小的乳房通常包括相对于水较高的脂质的量,而密度大的乳房则包括相对于脂质更富含水的组织,这可精确地基于吸收谱来确定。

[0142] 换句话说,可基于光学特征(特性)、即一个或多个波长的吸收谱,来确定介质的密度(参见图6中的操作602和603)。

[0143] 图7B示出对于不同密度的声速。一般来说,可检测声速与介质密度之间的关联性。例如,高声速可指示介质的高密度。

[0144] 相应地,可基于密度确定声速(参见图6中的操作604)。例如,如果基于吸收谱确定了介质的密度,可使用图7B确定介质中的声速。

[0145] 则可在医学数据处理方法中,即在各自的波束成形方法中,使用经过调节的声速,以构建更精确的超声图像数据(参见图6中的操作605)。

[0146] 在整个本说明书(包括权利要求书)中,“包括”这个术语应当被理解为与“包括至

少一个”同义,除非另有说明。此外,除非另有说明,本说明书(包括权利要求书)中阐述的任何范围应被理解为包括其一个或多个端值。所述元件的具体值应理解为在本领域技术人员已知的可接受的制造或工业公差内,并且对“大致”和/或“大约”和/或“一般”这些术语的任何使用应理解为指落入此类可接受的公差范围内。

[0147] 在整个本公开中,除非另有说明,“记录”和“接收”这些术语可同义地使用。

[0148] 尽管本公开在此是参照具体示例说明的,应理解这些示例对于本公开的原理和应用仅是示意性的。

[0149] 本说明书和示例旨在仅视为示例性的,本公开的真正范围由以下权利要求指示。

[0150] 本文对专利文献或认定为现有技术的任何其它事项的引用,不应被视为承认在权利要求中任一项的优先权日期,该文献或其它事项是已知的或其包含的信息是公知常识的一部分。

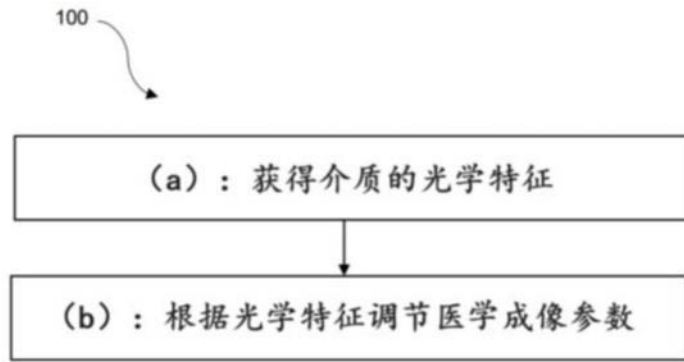


图1

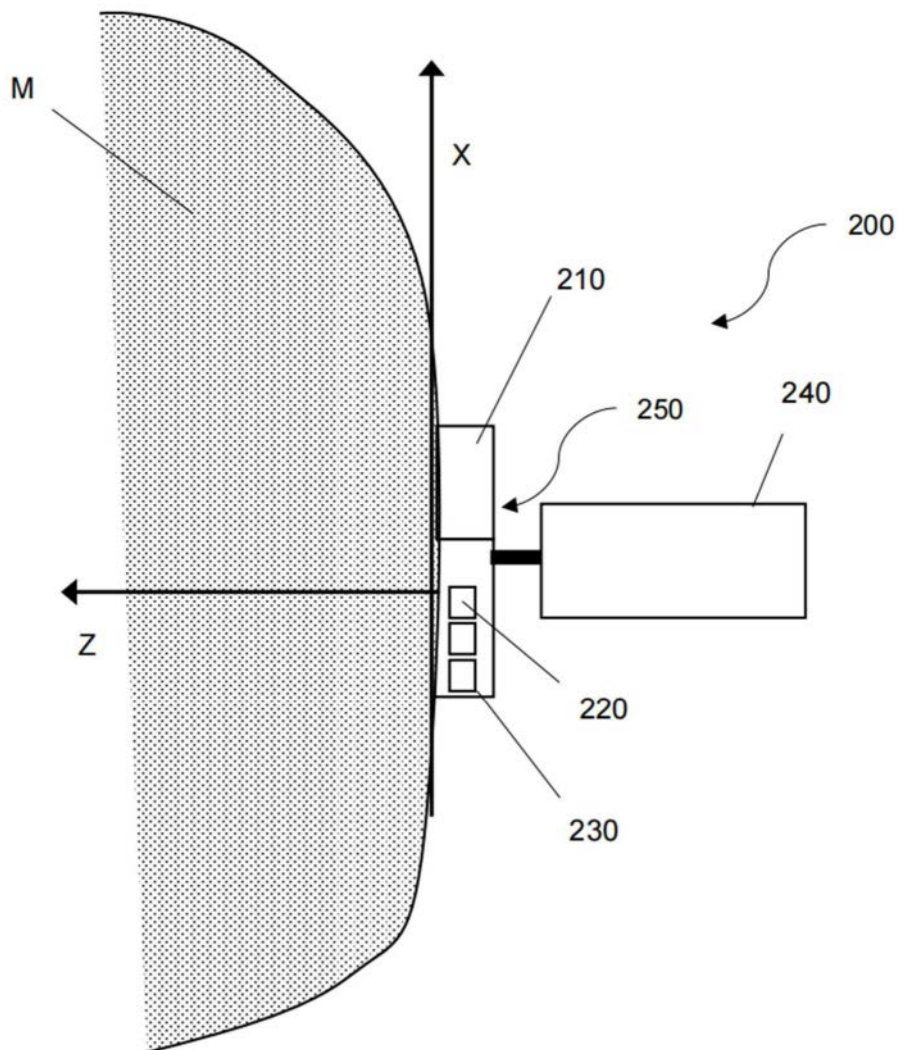


图2A

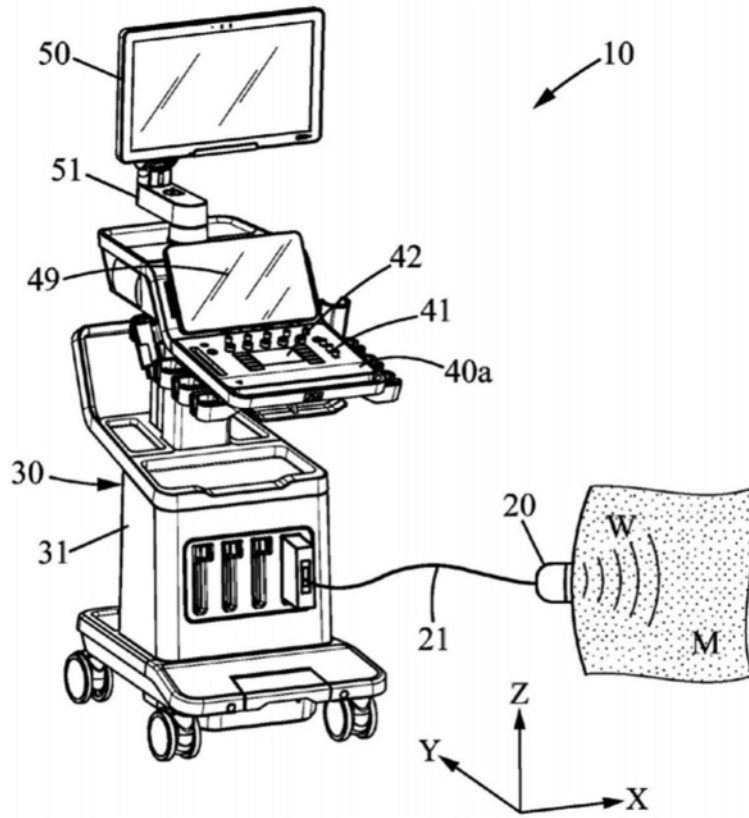


图2B

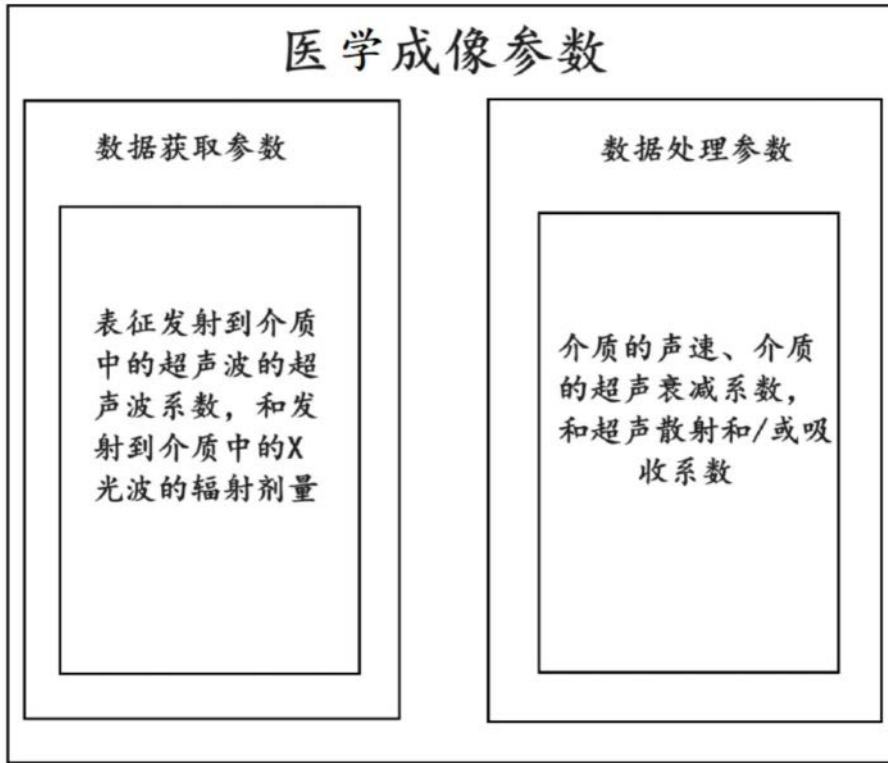


图3

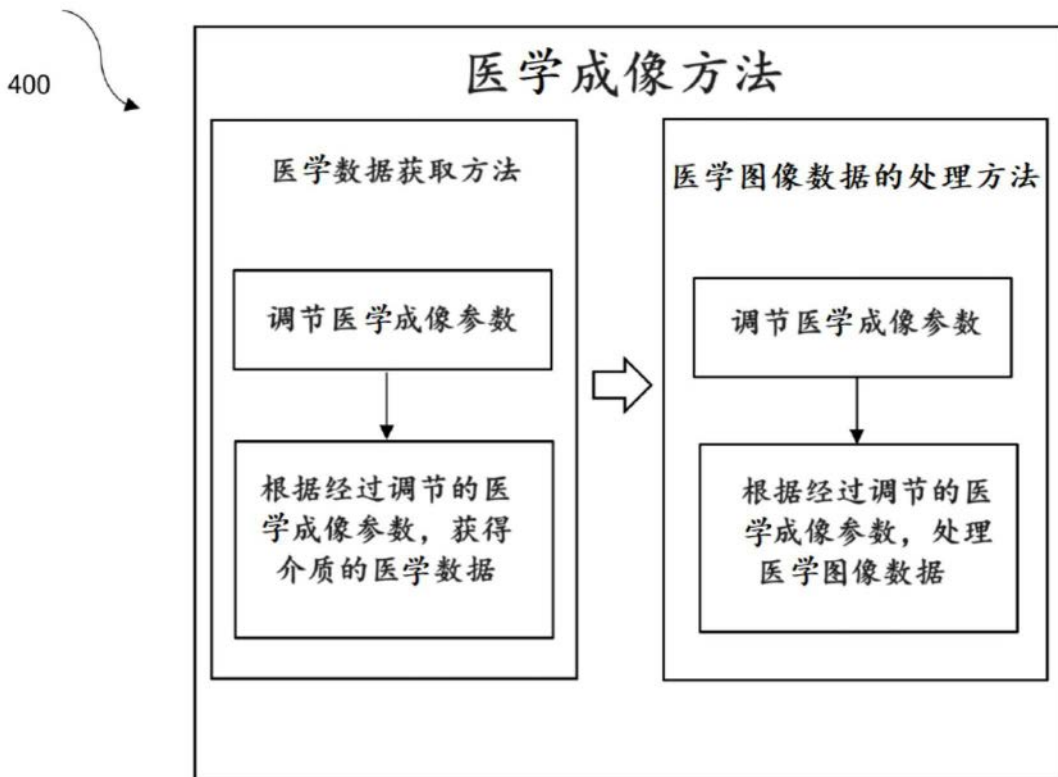


图4

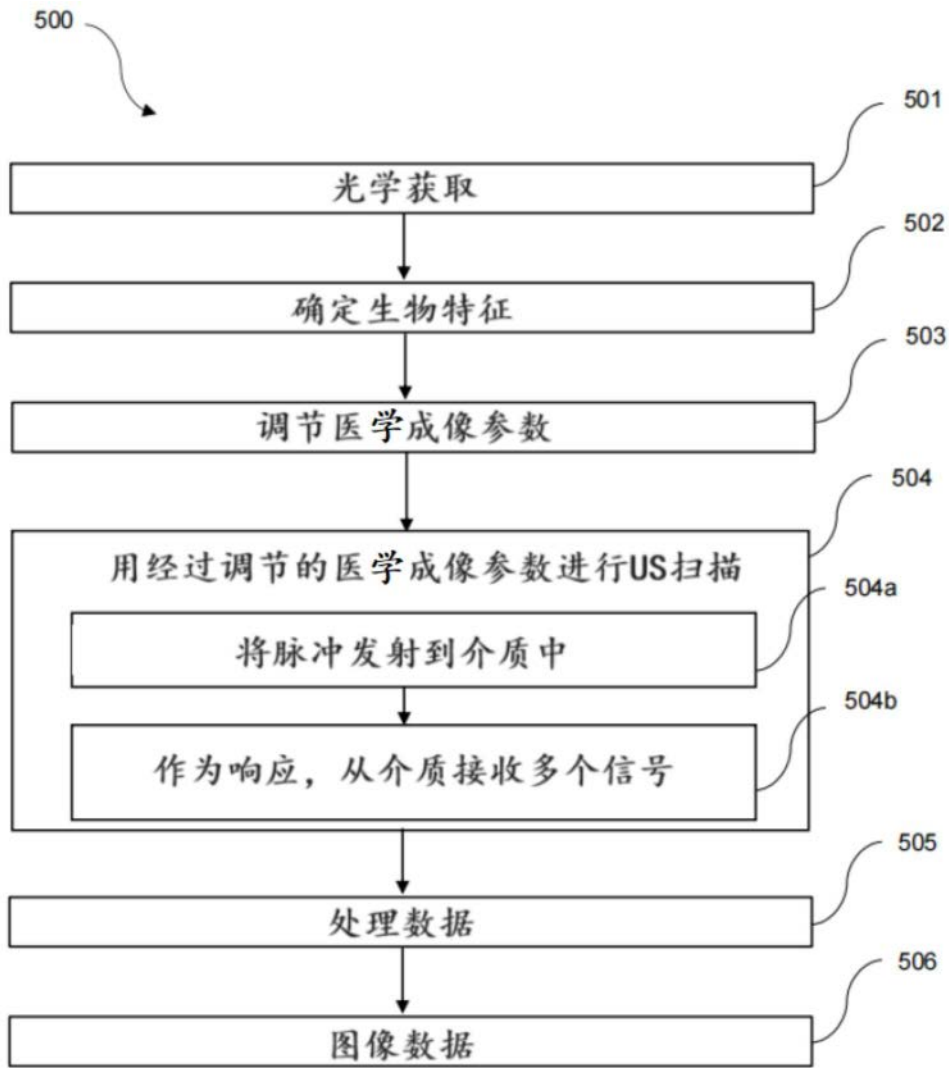


图5

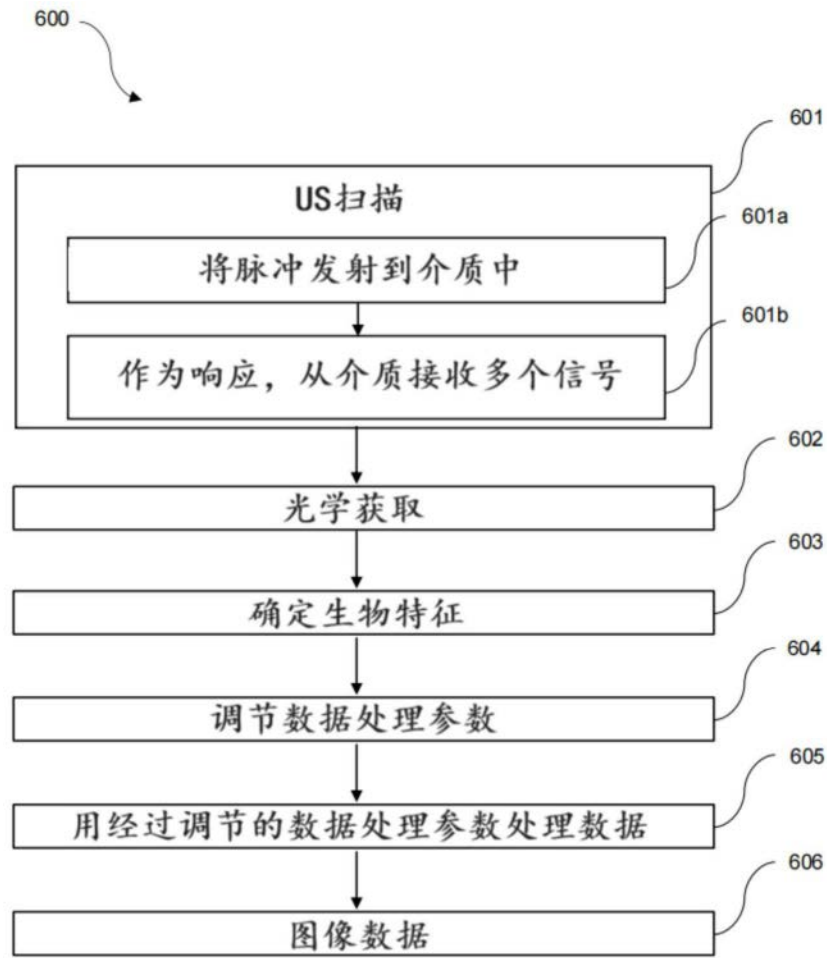


图6

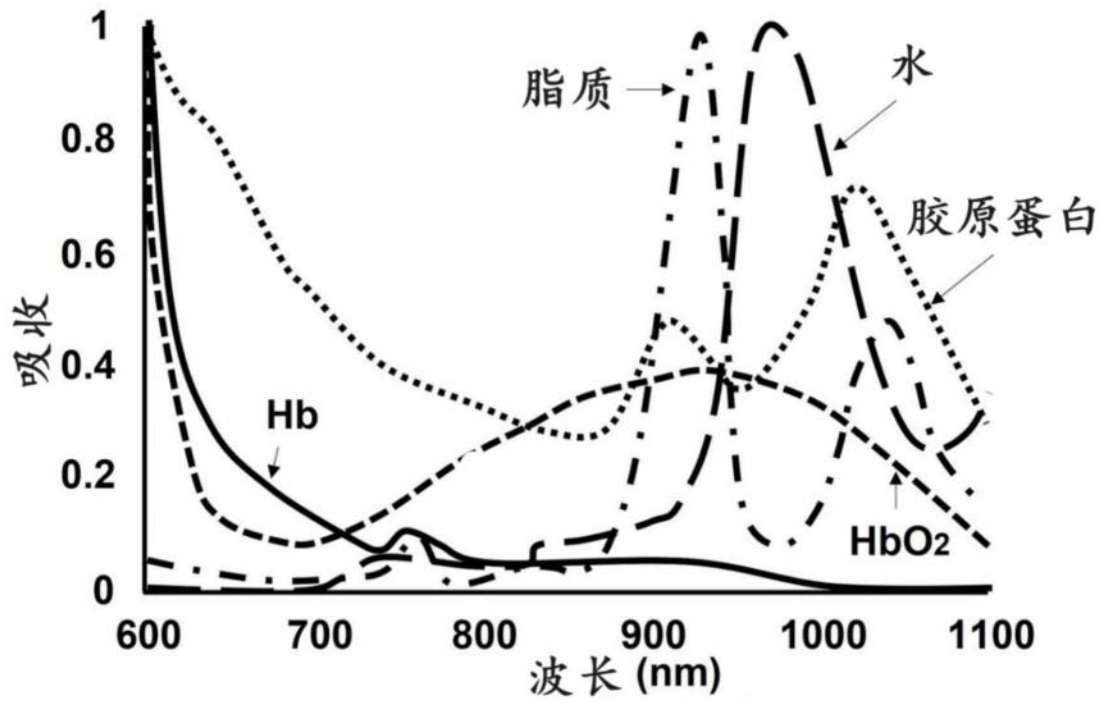


图7A

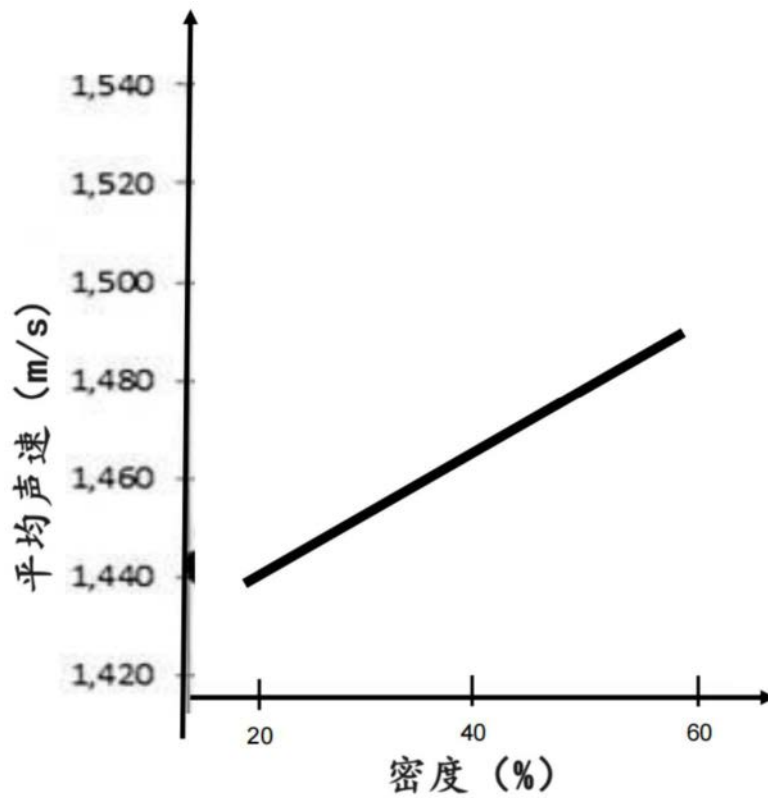


图7B