



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103179908 B

(45) 授权公告日 2015. 08. 26

(21) 申请号 201180050705. 9

(22) 申请日 2011. 10. 18

(30) 优先权数据

2010-237726 2010. 10. 22 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 04. 19

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/073950 2011. 10. 18

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/053518 JA 2012. 04. 26

(73) 专利权人 浜松光子学株式会社

地址 日本静冈县

(72) 发明人 铃木俊彦 山下丰 上田之雄

矢卷悦子 山下大辅 佳元健治

阪原晴海 小仓广之 那须初子

(74) 专利代理机构 北京尚诚知识产权代理有限公司

公司 11322

代理人 杨琦

(51) Int. Cl.

A61B 10/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

JP 特开 2009-68962 A, 2009. 04. 02,

JP 特开 2009-68962 A, 2009. 04. 02,

JP 特开 2009-90074 A, 2009. 04. 30,

JP 平 2-239849 A, 1990. 09. 21,

JP 特开 2009-225904 A, 2009. 10. 08,

JP 特开平 11-173976 A, 1999. 07. 02,

CN 101523203 A, 2009. 09. 02,

CN 1575770 A, 2005. 02. 09,

US 2010/0073674 A1, 2010. 03. 25,

审查员 孙晓彤

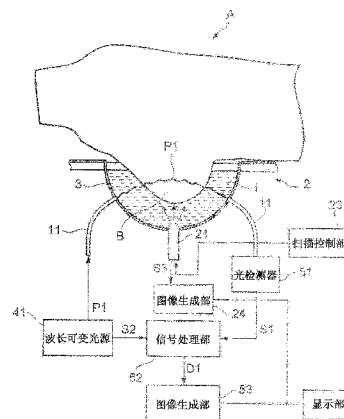
权利要求书3页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

乳房测量装置

(57) 摘要

乳房测量装置(1)具备包围乳房(B)的容器(3)、朝着容器(3)的内侧配置并用于将检查光照射于乳房(B)来检测来自于乳房(B)的透过散射光的多根光纤(11)、基于透过散射光的检测信号生成有关乳房(B)的光CT图像的图像生成部(53)、朝着容器(3)的内侧配置、朝着乳房(B)扫描超声波并接收来自于乳房(B)的反射波的超声波探头(21)、基于反射波生成有关乳房(B)的超声波图像的图像生成部(24)、将液状的界面剂(I)向容器(3)的内侧注入以及排出的机构。由此,能够在相同的测量条件下取得超声波图像和光CT图像。



CN 103179908 B

1. 一种乳房测量装置,其特征在于:
是用于取得被检者的乳房的内部图像的乳房测量装置,
具备:
包围所述乳房的容器;
多根光纤,朝着所述容器的内侧配置,并用于将检查光照射于所述乳房来检测来自于所述乳房的透过散射光;
第1内部图像生成部,基于所述透过散射光的检测信号,生成有关所述乳房的第1内部图像;
探头,朝着所述容器的内侧配置,朝着所述乳房扫描超声波并接收来自于所述乳房的反射波;
第2内部图像生成部,基于所述反射波,算出有关所述乳房的第2内部图像;以及
将液状的界面剂向所述容器的内侧注入以及排出的机构,
所述容器含有透过所述超声波并且满足相对于所述检查光的光传播模型的边界条件的材料。
2. 如权利要求1所述的乳房测量装置,其特征在于:
所述容器含有树脂。
3. 如权利要求1或2所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备改变所述探头与所述乳房的距离的机构。
4. 如权利要求1或2所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备使所述探头围绕通过所述乳房的轴旋转的机构。
5. 如权利要求3所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备使所述探头围绕通过所述乳房的轴旋转的机构。
6. 如权利要求1或2所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备对所述界面剂进行脱气的脱气装置。
7. 如权利要求3所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备对所述界面剂进行脱气的脱气装置。
8. 如权利要求4所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备对所述界面剂进行脱气的脱气装置。
9. 如权利要求5所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备对所述界面剂进行脱气的脱气装置。
10. 如权利要求1或2所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第2内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第1内部图像的预见信息进行使用。
11. 如权利要求3所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第2内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第1内部图像的预见信息进行使用。
12. 如权利要求4所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第2内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第1内部图像的预见信息进行使用。

13. 如权利要求 5 所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第 2 内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第 1 内部图像的预见信息使用。
14. 如权利要求 6 所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第 2 内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第 1 内部图像的预见信息使用。
15. 如权利要求 7 所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第 2 内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第 1 内部图像的预见信息使用。
16. 如权利要求 8 所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第 2 内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第 1 内部图像的预见信息使用。
17. 如权利要求 9 所述的乳房测量装置,其特征在于:
将从所述第 2 内部图像提取的所述乳房的轮廓作为所述第 1 内部图像的预见信息使用。
18. 如权利要求 1 或 2 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
19. 如权利要求 3 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
20. 如权利要求 4 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
21. 如权利要求 5 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
22. 如权利要求 6 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
23. 如权利要求 7 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
24. 如权利要求 8 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
25. 如权利要求 9 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
26. 如权利要求 10 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
27. 如权利要求 11 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
28. 如权利要求 12 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
29. 如权利要求 13 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。

30. 如权利要求 14 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
31. 如权利要求 15 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
32. 如权利要求 16 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。
33. 如权利要求 17 所述的乳房测量装置,其特征在于:
进一步具备将所述第 1 内部图像合成于所述第 2 内部图像的图像合成部。

乳房测量装置

技术领域

[0001] 本发明涉及乳房测量装置。

背景技术

[0002] 目前,为了乳腺癌的检查而普及的一般的乳腺 X 射线摄像装置是通过对被检者的检查对象部位照射 X 射线并对所透过的 X 射线进行摄像从而取得该部位的内部信息,并且将其作为乳腺癌的诊断信息。但是,因为会担心 X 射线照射对生物体的影响,所以,近年来,通过对检查对象部位照射光或超声波等并检测透过散射光(扩散反射光)或反射超声波的强度从而取得该部位的内部信息的方式导入到临床或者正被研究(例如,参照非专利文献 1)。

[0003] 现有技术文献

[0004] 非专利文献

[0005] 非专利文献 1:阿洛卡(Aloka)株式会社产品信息,超声波诊断装置影像库(Image Gallery),平成 22 年 9 月 8 日检索,互联网(http://www.aloka.co.jp/products/show_gallery.html)

发明内容

[0006] 发明所要解决的技术问题

[0007] 本发明人们开发由使用了近红外线的扩散光断层成像(光 CT:Computed Tomography(计算机断层成像))形成的乳房测量装置,并面对以下所述那样的技术问题。根据最近的研究成果,发现了在光 CT 中获得具有高分辨率的图像,但是,作为其结果,在由其他的图像诊断装置(MRI 或超声波诊断装置等)获得的图像与光 CT 图像之间,肿瘤等的位置发生偏差。即,在光 CT 装置中,将光散射系数等的光学系数与乳房基本上相同等的液状的界面剂(interface agent)配置于乳房的周围,但是,其他的图像诊断装置因为在大气中进行测定,所以可以认为在光 CT 与其他的图像诊断装置之间测量条件不同是原因。因此,正确地比较光 CT 图像和其他的图像诊断装置的图像是困难的,光 CT 图像的评价变得困难。

[0008] 本发明的目的在于,提供一种在相同的测量条件下能够同时取得其他的图像诊断装置的超声波图像和光 CT 图像的乳房测量装置。

[0009] 解决技术问题的技术手段

[0010] 本发明的一个实施方式所涉及的乳房测量装置,其特征在于,是用于取得被检者的乳房的内部图像的乳房测量装置,具备包围乳房的容器、朝着容器的内侧配置并用于将检查光照射于乳房来检测来自于乳房的透过散射光(扩散反射光)的多根光纤、基于透过散射光的检测信号生成有关乳房的第 1 内部图像的第 1 内部图像生成部、朝着容器的内侧配置、朝着乳房扫描超声波并接收来自于乳房的反射波的探头、基于反射波生成有关乳房的第 2 内部图像的第 2 内部图像生成部、将液状的界面剂向容器的内侧注入以及排出的机构。

[0011] 在该装置中,在包围乳房的容器,除了用于光 CT 的多根光纤之外,还配置有朝着

乳房扫描超声波的探头。由此,能够在相同的测量条件下同时取得光 CT 图像和超声波图像。

[0012] 另外,乳房测量装置,该容器也可以含有透过超声波并且满足相对于检查光的光传播模型的边界条件的材料。由此,能够在容器内恰当地实现光 CT 测量以及超声波测量的两者。在此情况下,容器(特别是内壁部分)也可以含有树脂等透过超声波的材料。

[0013] 再有,可以从所取得的第 2 内部图像(超声波图像)中将乳房的轮廓作为例如三维坐标进行提取,并将该轮廓作为光 CT 图像再构成时的预见信息来进行使用。即,容器与乳房之间因为被光学特性(例如,吸收系数、等价散射系数、折射率等)已知的界面剂填满,所以在进行光 CT 的图像再构成的时候,能够作为预见信息将该光学特性提供给预先图像化的最小单位(voxel(体素))。由此,因为能够进一步限定图像化范围,所以能够期待乳房内部的图像再构成的精度的提高。

[0014] 另外,乳房测量装置进一步具备合成(例如,superimpose(叠加))所取得的超声波图像(第 2 内部图像)和光 CT 图像(第 1 内部图像)的图像合成部,从而因为医生能够同时地观察尺寸符合的解剖学的图像和功能图像,所以能够期待乳腺癌的诊断精度的提高。

[0015] 另外,乳房测量装置也可以进一步具备改变探头与乳房的距离的机构。另外,乳房测量装置也可以进一步具备使探头围绕通过乳房的轴旋转的机构。由此,能够减少在容器的内部从超声波诊断装置的测量区域偏离的区域。

[0016] 另外,乳房测量装置也可以进一步具备对界面剂进行脱气的脱气装置。由此,能够抑制界面剂中的超声波的杂音的产生,并能够提高超声波测量的精度。另一方面,因为泡在光学测量上对界面剂中所传播的测量光赋予光学失真,对测量乳房的测量光赋予误差,所以泡的去除在光学上是重要的。这样,上述脱气装置相对于超声波测量以及光测量的双方发挥重要的作用。

[0017] 发明的效果

[0018] 根据本发明的乳房测量装置,能够在相同的测量条件下取得光 CT 图像和超声波图像。

附图说明

[0019] 图 1 是概念性地表示乳房测量装置的一个实施方式的结构图。

[0020] 图 2 是表示乳房测量装置的功能构成的方块图。

[0021] 图 3 是放大表示容器的立体图。

[0022] 图 4 是测量部的侧面截面图。

[0023] 图 5 是表示测量部所具有的超声波探头的动作的情况的图。

[0024] 图 6 是表示超声波探头的内部结构的图。

[0025] 图 7 是表示用于循环和搅拌界面剂的结构的一个例子的图。

具体实施方式

[0026] 以下,一边参照附图,一边对乳房测量装置的实施方式进行详细的说明。还有,在附图的说明中,将相同的符号标注于相同的要素,省略重复的说明。

[0027] 图 1 是概念性地表示乳房测量装置的一个实施方式的结构图。本实施方式的乳

房测量装置 1 是一种用于对被检者的乳房进行光的照射以及超声波的发射, 并进行透过散射光(扩散反射光) 或反射超声波的接收, 从而取得乳房的内部图像, 并基于该内部图像检查肿瘤等的有无的装置。

[0028] 如果参照图 1 的话, 则乳房测量装置 1 具备用于使被检者 A 俯卧的床(基台)10, 在该床 10 上安装有包围被检者 A 的垂下的乳房 B 的半球状的容器 3。容器 3 是用于支撑多根光纤 11 以及超声波探头(probe (探针)) 21 的支撑构件。即, 在容器 3, 用于照射以及检测检查光的多根光纤 11 的一端朝着容器 3 的内侧被固定, 另外, 用于扫描(scan) 以及检测超声波的一个超声波探头 21 朝着容器 3 的内侧被安装, 这些构件构成测量部(gantry (台架)) 2。

[0029] 另外, 乳房测量装置 1 具备光源装置 4 以及测量装置 5。光源装置 4 产生照射到容器 3 内的光。测量装置 5 基于从光源装置 4 射出的检查光和从测量部 2 获得的信号, 生成乳房 B 的光 CT 图像(第 1 内部图像)。另外, 测量装置 5 基于从超声波探头 21 获得的关于反射波的接收信号, 生成乳房 B 的超声波图像(第 2 内部图像)。

[0030] 多根光纤 11 的另一端被光学连接于测量装置 5, 光源装置 4 和测量装置 5 经由光纤 12 而相互光学连接。还有, 光源装置 4 和测量装置 5 可以以经由电缆而相互时间整合的形式进行连接。超声波探头 21 通过信号缆线 22 而电连接于测量装置 5。

[0031] 图 2 是表示乳房测量装置 1 的功能结构的方块图。还有, 在图 2 中, 为了便于说明, 在多根光纤 11 中, 仅以照射用以及检测用的各 1 根为代表来进行图示, 省略其他的光纤 11 的图示。如图 2 所示, 乳房测量装置 1 具备波长可变光源 41、光检测器 51、信号处理部 52、图像生成部 53、扫描控制部 23 以及图像生成部 24。其中, 光源 41 例如被内置于光源装置 4。另外, 光检测器 51、信号处理部 52、图像生成部 53、扫描控制部 23 以及图像生成部 24 例如被内置于测量装置 5。

[0032] 光源 41 例如是产生作为检查光的光 P1 的装置。作为光 P1, 使用短至能够测量生物体的内部信息的程度的时间宽度的脉冲光, 通常选择例如数 ns 以下的范围的时间宽度。作为光源 41, 可以使用发光二极管、激光二极管、以及各种脉冲二极管等的各种光源, 并且能够选择多个波长。

[0033] 作为从光源 41 输入的光 P1 的波长, 根据生物体的透过率与应该定量的吸收成分的分光吸收系数的关系等, 优选 700 ~ 900nm 左右的近红外线区域的波长。光 P1 被入射到光照射用的光纤 11。还有, 根据需要, 光源 41 构成为能够入射作为测量光的多个波长成分的光。

[0034] 光照射用的光纤 11, 在其输入端接受光 P1 的输入, 并从其输出端对容器 3 内的乳房 B 照射该光 P1。该光纤 11 的端面被配置于容器 3 的内壁上的规定的光照射位置。另外, 光检测用的光纤 11, 从其一个端面输入从乳房 B 射出的光 P1 的透过光, 并将该光输出到光检测器 51。该光纤 11 的端面被配置于容器 3 的内壁上的规定的光检测位置。

[0035] 光检测器 51 是用于检测从光检测用的光纤 11 输入的光的装置。光检测器 51 生成显示所检测的光的光强度等的光检测信号 S1。生成的光检测信号 S1 被输入到信号处理部 52。作为光检测器 51, 除了使用光电倍增管(PMT: Photomultiplier) 之外, 也可以使用光电二极管、雪崩光电二极管、PIN 光电二极管等各种光检测器。光检测器 51 优选具有能够充分地检测光 P1 的波长的光的光谱灵敏度特性。另外, 在来自于乳房 B 的透过散射光微

弱时,优选使用高灵敏度或者高增益的光检测器。

[0036] 信号处理部 52 与光检测器 51 以及光源 41 电连接,基于由光检测器 51 检测出的光检测信号 S1、以及来自于光源 41 的脉冲光射出触发信号 S2,取得表示透过散射光的光强度的时间变化的测量波形。信号处理部 52 将所取得的测量波形的信息作为电子数据来进行保持,并将该电子数据 D1 提供给图像生成部 53。

[0037] 图像生成部 53 为本实施方式中的第 1 内部图像生成部,基于透过散射光,生成关于乳房 B 的光 CT 图像(第 1 内部图像)。图像生成部 53 与信号处理部 52 电连接,从信号处理部 52 输入电子数据 D1,使用包含于该电子数据 D1 中的测量波形的信息并生成乳房 B 的光 CT 图像。内部图像的生成通过应用例如由利用检测光的时间分解波形的时间分解测量法(TRS法:Time Resolved Spectroscopy)、或者利用调制光的相位调制测量法(PMS法:Phase Modulation Spectroscopy)等进行的解析运算来进行。另外,图像生成部 53 可以进一步具有控制光源 41 或光检测器 51 等、上述的各个构成要素的功能。

[0038] 扫描控制部 23 控制超声波探头 21 中的超声波的扫描(scan)。在一个例子中,扫描控制部 23 设定超声波的射出方向以及反射波的检测方向。另外,扫描控制部 23 设定从超声波探头 21 射出的超声波的频率,控制向超声波探头 21 所具有的多个超声波发射接收元件的驱动电压(即,超声波的功率)。另外,扫描控制部 23 控制多个超声波发射接收元件。

[0039] 图像生成部 24 为本实施方式中的第 2 内部图像生成部,基于超声波的反射波,算出关于乳房 B 的超声波图像(第 2 内部图像)。图像生成部 24 与超声波探头 21 相电连接,从超声波探头 21 输入接收信号 S3 并基于接收信号 S3 生成乳房 B 的超声波图像。图像生成部 24 包含例如接收电路、模拟/数字转换器(A/D)以及图像数据生成部。接收电路放大从多个超声波发射接收元件分别输出的多个检测信号,A/D 转换器将被接收电路放大的模拟的检测信号转换成数字的检测信号(RF 数据)。图像数据生成部基于该 RF 数据,生成超声波图像。

[0040] 还有,上述那样的图像生成部 53 以及 24 例如由具有 CPU(Central Processing Unit(中央处理单元))之类的运算单元以及存储器等的存储单元的计算机来实现。

[0041] 如图 2 所示,容器 3 的内壁与乳房 B 的间隙被界面剂 I 填满。界面剂 I 是光散射系数等的光学系数调整为与生物体组织(乳房 B)基本上相同等的液体。该界面剂 I 可以预先测量乳房 B 的光学系数来进行调合。在一个实施例中,作为界面剂 I,可以使用将着色墨水(ink)添加到英脱利匹特(intralipid)溶液并将光学系数调整到乳房 B 的界面剂。另外,为了效率良好地将来自于超声波探头 21 的超声波传播到乳房 B,也考虑了该界面剂 I 的音响特性。即,界面剂 I 为将包含于生物体中最多的水(H₂O)作为基底(base)的液体,更加优选为将为了极力抑制成为杂音的产生原因的泡的产生而脱气了的水作为基底的液体。由此,来自于超声波探头 21 的超声波效率良好地传播到乳房 B,来自于乳房 B 的反射波也被效率良好地收集并返回到超声波探头 21。另一方面,因为泡的产生在光学测量上会给界面剂中所传播的测量光带来光学失真,对测量乳房的测量光带来误差,所以能够极力抑制泡的产生的脱气水对于超声波测量以及光测量的双方而言起到重要的作用。

[0042] 图 3 是放大表示容器 3 的立体图。在上述的图 2 中,以各 1 根分别代表光照射用的光纤 11 以及光检测用的光纤 11 来进行说明,但是,在本实施方式的乳房测量装置 1 中,例如使用 20 根以上的多根光纤 11,其一个端面 11a,如图 3 所示,分别被配置于容器 3 的内

壁上的规定位置。再有,一部分的光纤 11 作为光照射用来进行使用,其他的光纤 11 作为光检测用来进行使用。或者,各光纤 11 也可以兼作光照射用以及光检测用的两者。例如,各光纤 11 具有将检测用的光纤捆绑于照射用的光纤的周围同轴构造,并将入射点以及受光点设定于任意的点,从而能够恰当地实现这样的光纤 11。

[0043] 另外,如图 3 所示,超声波探头 21 被配置于容器 3 的中央底部。超声波探头 21 的前端呈半球状,并且以超声波朝着容器 3 的内侧被放射的形式进行设置。

[0044] 图 4 是测量部 2 的侧面截面图。另外,图 5 (a) 以及图 5 (b) 是表示测量部 2 所具有的超声波探头 21 的动作的情况的图。参照图 4 以及图 5,对测量部 2 的结构进行更为详细的说明。

[0045] 测量部 2 的容器 3,如图 4 所示,具有内侧容器 31 以及外侧容器 32。内侧容器 31 呈半球状,以包围被检者的垂下的乳房 B 的形式朝着上方配置开口部。另外,外侧容器 32 呈大于内侧容器 31 的半球状,并以覆盖内侧容器 31 的外侧的形式进行配置。外侧容器 32,在与内侧容器 31 之间构成间隙 34。

[0046] 多根光纤 11 分别朝着内侧容器 31 的内侧被配置,并被固定于外侧容器 32。具体来说,各光纤 11 被插入到形成于外侧容器 32 的规定的位置的孔,并由用于防止界面剂 I 的泄露的具有密封构造的没有图示的保持机构(夹具)而被固定于外侧容器 32。在内侧容器 31,形成有用于通过多根光纤 11 的多个孔,这些多个孔,以其内径大于所对应的光纤 11 的直径的形式进行形成。

[0047] 另外,超声波探头 21 朝着内侧容器 31 的内侧被配置,并被安装于外侧容器 32。超声波探头 21 被插入到形成于外侧容器 32 的规定的孔(在本实施方式中为外侧容器 32 的中央底部)的孔。另外,超声波探头 21 以防止界面剂 I 的泄露而且不妨碍超声波的扫描放射角的形式,被插入到圆筒状的筒 28,并紧密附着于该筒 28 的内面。在筒 28 与超声波探头 21 之间,设置有用于防止界面剂 I 的泄露的密封 25。在筒 28 与外侧容器 32 之间,设置有用于防止界面剂 I 的泄露的密封 29。

[0048] 另外,在超声波探头 21 的筒 28 的周围,作为用于改变超声波探头 21 与乳房 B 的距离的机构,设置上下动作用旋转环 26。超声波探头 21,如图 5 (a) 以及图 5 (b) 所示,由该上下动作用旋转环 26 而上下移动。还有,图 5 (a) 表示超声波探头 21 下降的状态(从乳房 B 离开的状态),图 5 (b) 表示超声波探头 21 上升的状态(接近于乳房 B 的状态)。超声波探头 21 在下降到最下的状态下位于内侧容器 31 的内面的外侧,在上升到最上的状态下位于内侧容器 31 的内面的内侧。

[0049] 再有,在超声波探头 21 的筒 28 的周围,设置有旋转作用环 27。该旋转作用环 27 是用于使超声波探头 21 围绕通过乳房 B 的轴旋转的机构。

[0050] 在内侧容器 31 与外侧容器 32 的间隙 34,设置有隔壁 33。隔壁 33 是用于分割间隙 34 的构件,例如由具有相对于内侧容器 31 的外面以及外侧容器 32 的内面的双方垂直的面的环状的构件所构成。隔壁 33 的内周面与外周面的宽度,和内侧容器 31 的外面与外侧容器 32 的内面的间隔大致相等,并且成为完全地隔开间隙 34 的构造。

[0051] 间隙 34 被隔壁 33 分割成上侧的分配室 35 以及下侧的集排室 36。配管 13e 被连接于分配室 35,配管 13a 被连接于集排室 36。配管 13e 是用于将界面剂 I 注入到分配室 35 的第 1 配管。另外,配管 13a 是用于从集排室 36 排出界面剂 I 的第 2 配管。界面剂 I 在通

过配管 13e 流入到分配室 35 之后,通过内侧容器 31 与光纤 11 的间隙向内侧容器 31 的内侧渗出。于是,界面剂 I 在内侧容器 31 的内侧移动,并通过内侧容器 31 与光纤 11 的间隙流入到集排室 36,通过配管 13a 而排出。

[0052] 还有,在本实施方式中,在外侧容器 32 的开口部的外侧也配置有配管 13f。该配管 13f 为了排出从内侧容器 31 溢出的界面剂 I 而设置。

[0053] 另外,为了在内侧容器 31 的内侧进行由光纤 11 进行的光 CT 测量和由超声波探头 21 进行的超声波测量,内侧容器 31 优选含有透过超声波并且满足相对于检查光的光传播模型的边界条件(例如,吸收·反射·扩散等)的材料。在本实施方式中,由于这样的理由,内侧容器 31 由黑色树脂构成。

[0054] 在现有的光 CT 中,为了减少环境光的侵入或容器内的反射,将用于对铝材等的表面进行磨砂的实施了防蚀铝处理的金属材料用于内侧容器。但是,在本实施方式中,在超声波测量中,优选极力减少因从超声波探头 21 放射的超声波、或者从乳房 B 反射而返回的超声波的散射或反射引起的杂音。因此,作为内侧容器 31 的材质,采用与金属相比较声音的反射少的树脂。另外,为了实现光学遮光性和相对于近红外光的吸收性,内侧容器 31 被着色成黑色,并具有适当的厚度(例如大致 5mm ~ 20mm 左右)。还有,在一个实施例中,内侧容器 31 由 15mm 厚的黑色聚甲醛所构成。

[0055] 图 6 (a) 以及图 6 (b) 是表示超声波探头 21 的内部结构的图。本实施方式的超声波探头 21 为所谓凸(convex)型的探头。如图 6 (a) 以及图 6 (b) 所示,超声波探头 21 具有设置于放置面 21a 上的半球形的盖(cover)21b、在该盖 21b 内围绕沿着放置面 21a 的轴能够转动地被支撑的半圆板状的支撑构件 21c、在支撑构件 21c 的外周面上排列配置的多个发射接收元件 21d。还有,图 6 (a) 表示从支撑构件 21c 的转动轴的方向所看到的超声波探头 21 的结构,图 6 (b) 表示从与支撑构件 21c 的转动轴相垂直的方向所看到的超声波探头 21 的结构。另外,在图 6 (a) 以及图 6 (b) 中,箭头 A1 表示支撑构件 21c 的动作范围(即,在垂直于支撑构件 21c 的转动轴的平面内的扫描范围)。

[0056] 多个发射接收元件 21d 以在支撑构件 21c 的周向上排列成一列的形式进行配置,发射以扇状扩展的超声波并且接收反射波。图 6 (b) 的箭头 A2 表示由多个发射接收元件 21d 发信的超声波的放射角(即,在包含支撑构件 21c 的转动轴的面内的扫描范围)。在超声波探头 21 输出超声波的时候,从位于最端部的发射接收元件 21d 按顺序进行超声波的发信以及受信。或者,也可以采用所有的发射接收元件 21d 同时进行发信以及受信的所谓电子区段方式(electronic sector mode)。

[0057] 接着,对界面剂 I 的循环系统进行说明。如图 4 所示,容器 3 的内壁与乳房 B 的间隙由界面剂 I 填满。由该界面剂 I,使乳房 B 的内外的光学系数一致,能够不管乳房 B 的大小如何均固定由图像生成部 53 进行运算时的边界条件,所以能够更加容易地算出乳房 B 的内部信息。另外,能够抑制来自于超声波探头 21 的超声波在乳房 B 的表面反射,并且能够不需要使超声波探头 21 接触于乳房 B,另外,能够抑制来自于乳房 B 的反射波的衰减。作为这样的界面剂 I,例如优选使用为了使光散射系数与生物体一致而将光散射物质(例如作为静脉注射用脂肪乳剂的英脱利匹特(注册商标)等)适量混合于纯水(例如蒸馏水),另外,为了使光吸收系数与生物体一致而进一步适量混合光吸收物质(例如碳墨等)而成的液体。另外,构成界面剂 I 的纯水优选由脱气装置等除去气泡。由此,能够抑制界面剂 I 中的超声

波的杂音的产生,并且能够提高超声波测量的精度。

[0058] 英脱利匹特或碳墨为疏水性。在包含于界面剂 I 中的这些光散射物质或光吸收物质为疏水性的情况下,在容器 3 内的界面剂 I 中,光散射物质或光吸收物质随着时间的经过容易发生沉降。如果这些物质发生沉降的话,则界面剂 I 的光学系数变得不均匀,透过散射光的检测精度会降低。因此,本实施方式的乳房测量装置 1,为了防止这样的光散射物质或光吸收物质的沉降,进一步具备用于使界面剂 I 在容器 3 的内外进行循环并在容器 3 的外部搅拌界面剂 I 的结构。

[0059] 图 7 是表示用于循环和搅拌界面剂 I 的结构的一个例子的图。如图 7 所示,乳房测量装置 1 进一步具备用于使界面剂 I 循环的循环用泵 16、贮存界面剂 I 并且进行搅拌的储槽 17、除去溶入到界面剂 I 中的空气或泡的脱气(脱泡)装置 18、对界面剂 I 进行加温的加温装置 19。界面剂 I 被这些装置加温、循环,从而能够防止在台架内发生沉淀、非均匀化。另外,因为由脱气装置 18 除去界面剂 I 的气泡,所以能够抑制界面剂 I 中的超声波的杂音的产生,并且能够提高超声波测量的精度。另一方面,因为泡在光学测量上会对界面剂中所传播的测量光带来光学失真并且会对测量乳房的测量光带来误差,所以泡的除去在光学上也是重要的。如以上所述,脱气装置 18 相对于超声波测量以及光测量的双方起到重要的作用。

[0060] 循环用泵 16 经由配管 13a 而与容器 3 相连接,界面剂 I 从容器 3 通过配管 13a 被吸入到循环用泵 16。另外,循环用泵 16 经由配管 13b 而与储槽 17 相连接,界面剂 I 通过配管 13b 被送出到储槽 17。在储槽 17 的内部,安装有没有图示的搅拌器,搅拌被贮存的界面剂 I。储槽 17 经由配管 13c 而与脱气装置 18 相连接,被搅拌的界面剂 I 通过配管 13c 被送往脱气装置 18。界面剂 I 在脱气装置 18 中被减压,从而除去气泡以及溶入的气体成分。脱气装置 18 经由配管 13d 而与加温装置 19 相连接,被脱泡(以及脱气)了的界面剂 I 通过配管 13d 被送往将温装置 19。界面剂 I 如果过冷的话,则因为会给被检者 A 带来不适感,所以在加温装置 19 中将界面剂 I 加温至体温程度。加温装置 19 经由配管 13e 而与容器 3 相连接,界面剂 I 通过配管 13e 再次被送往容器 3。这样,界面剂 I 被搅拌并在容器 3 的内外循环。还有,关于循环泵 16、储槽 17、脱气装置 18 以及加温装置 19,根据需要可以变更连接的顺序而最优化。

[0061] 本实施方式的乳房测量装置 1 的作用以及效果,如以下所述。在该乳房测量装置 1 中,在包围乳房 B 的容器 3,除了用于光 CT 的多根光纤 11 之外,还配置有朝着乳房 B 扫描(scan)超声波的超声波探头 21。由此,因为可以在相同的测量条件下取得光 CT 图像和超声波图像,所以能够正确地比较光 CT 图像和超声波图像,并且能够可靠地进行光 CT 图像的评价。另外,乳房测量装置 1 进一步具备合成(例如,叠加(superimpose)等)光 CT 图像和超声波图像的图像合成部,从而能够提供为了乳腺癌等的诊断而更加有用的乳房测量装置。

[0062] 另外,如本实施方式那样,通过经由界面剂 I 将超声波照射于乳房 B,从而能够抑制超声波在乳房 B 的表面反射。由此,能够不需要使超声波探头 21 接触于乳房 B,能够抑制被检者的不适感并且能够减少测量时的乳房 B 的变形。另外,能够抑制来自于乳房 B 的反射波的衰减。

[0063] 另外,如本实施方式那样,容器 3 的内侧容器 31 优选含有吸收检查光以及超声波,并且遮蔽来自外部的光的材料。由此,能够在容器 3 内恰当地实现光 CT 测量以及超声

波测量的两者。

[0064] 另外,如本实施方式那样,优选设置有改变超声波探头 21 与乳房 B 的距离的机构(上下动作用旋转环 26)。另外,如本实施方式那样,优选设置有使超声波探头 21 围绕通过乳房 B 的轴旋转的机构(旋转动作用环 27)。

[0065] 例如,如本实施方式那样,在将超声波探头 21 配置于容器 3 的中央底部的情况下,如果通过使扇状的超声波围绕某根轴旋转从而进行超声波的扫描的话,则在容器 3 的内侧产生从超声波测量的测量区域偏离的区域。通过设置上下动作用旋转环 26 或旋转动作用环 27,从而能够减小这样的区域。

[0066] 本发明的乳房测量装置并不限于上述的实施方式,其他各种变形是可能的。例如,在上述实施方式中,作为超声波探头采用凸型的探头,但是,作为本发明中的探头,并不限于此,可以使用各种类型的探头。

[0067] 另外,在上述实施方式中,上下分割内侧容器与外侧容器的间隙并将上侧的间隙作为分配室,将下侧的间隙作为集排室,但是,与此相反,也可以将上侧的间隙作为集排室,将下侧的间隙作为分配室。这样的结构例如在容器内想除去上浮的气泡的情况等下是适宜的。另外,不限于上下方向,也可以在其它的方向上分割内侧容器与外侧容器的间隙,也可以将分配室以及集排室的双方或者一方分割成多个室。

[0068] 另外,在上述实施方式中,作为内侧容器以及外侧容器的形态,例示了半球状的容器,但是,对于内侧容器以及外侧容器的形状来说,除此之外例如也可以应用圆柱或圆锥之类的其他各种形状。

[0069] 产业上的利用可能性

[0070] 本发明作为能够在相同的测量条件下取得光 CT 图像和超声波图像的乳房测量装置而能够利用。

[0071] 符号的说明

[0072] 1...乳房测量装置、2...测量部、3...容器、4...光源装置、5...测量装置、10...床、11、12...光纤、13a ~ 13f...配管、16...循环用泵、17...储槽、18...脱气装置、19...加温装置、21...超声波探头、31...内侧容器、32...外侧容器、33...隔壁、34...间隙、35...分配室、36...集排室、I...界面剂。

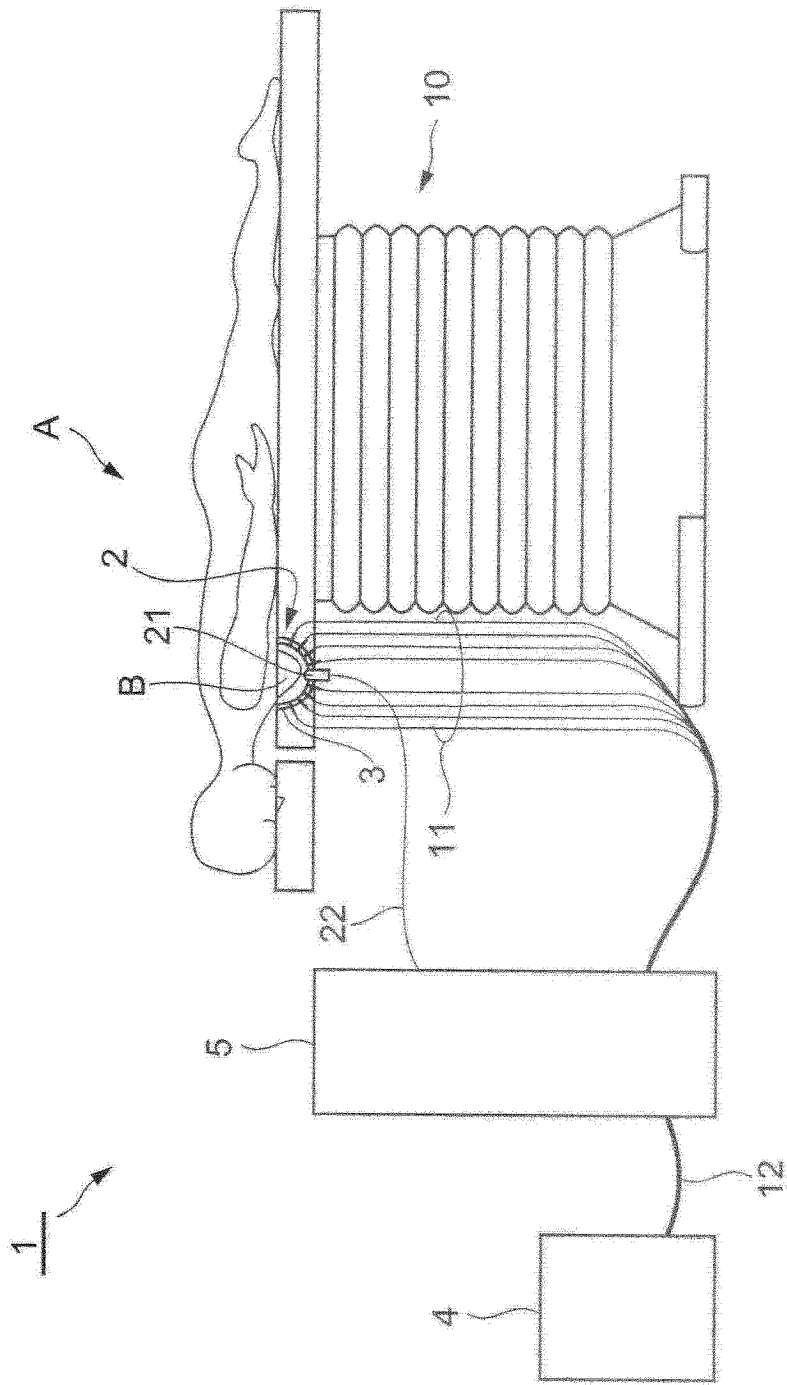


图 1

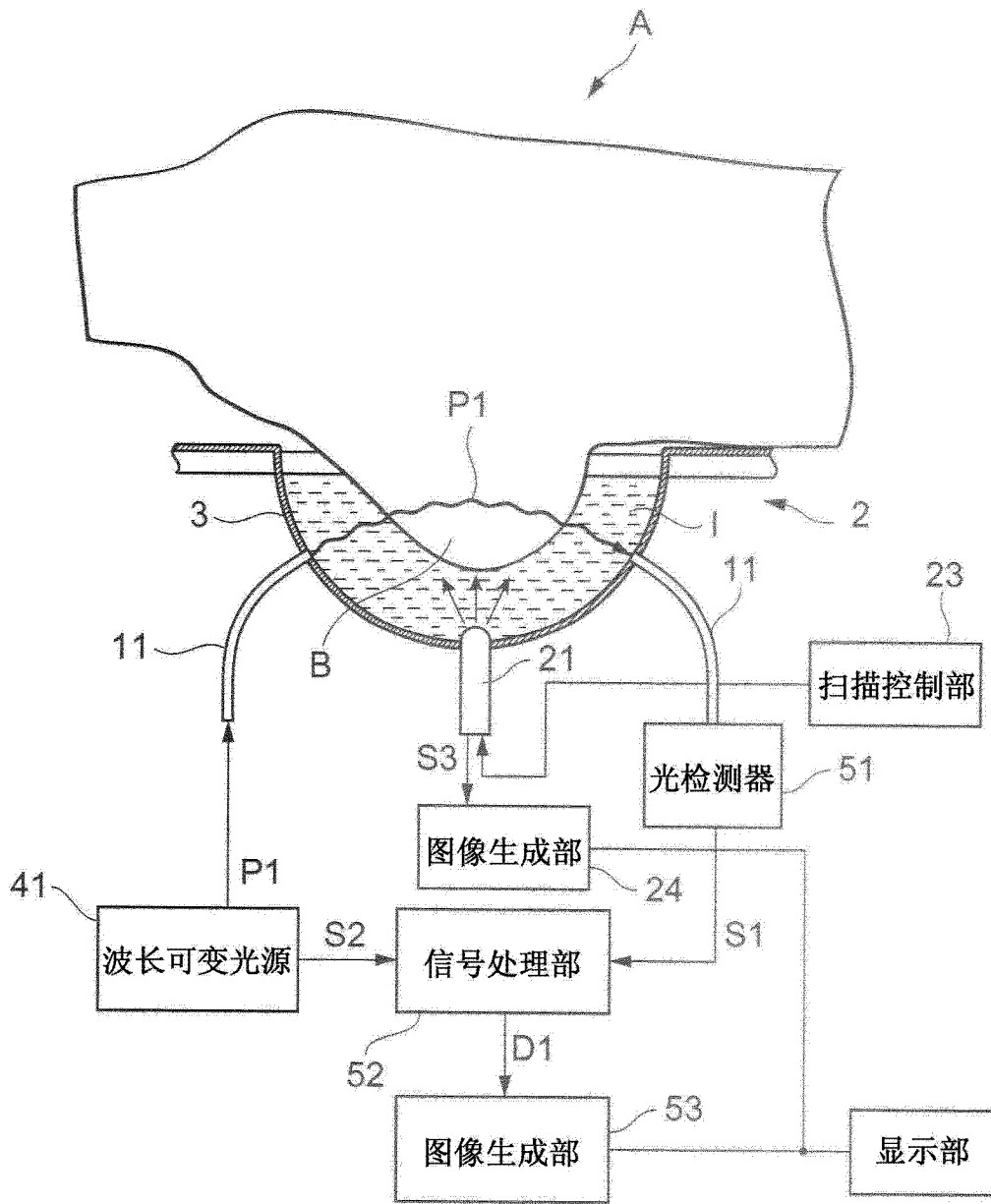


图 2

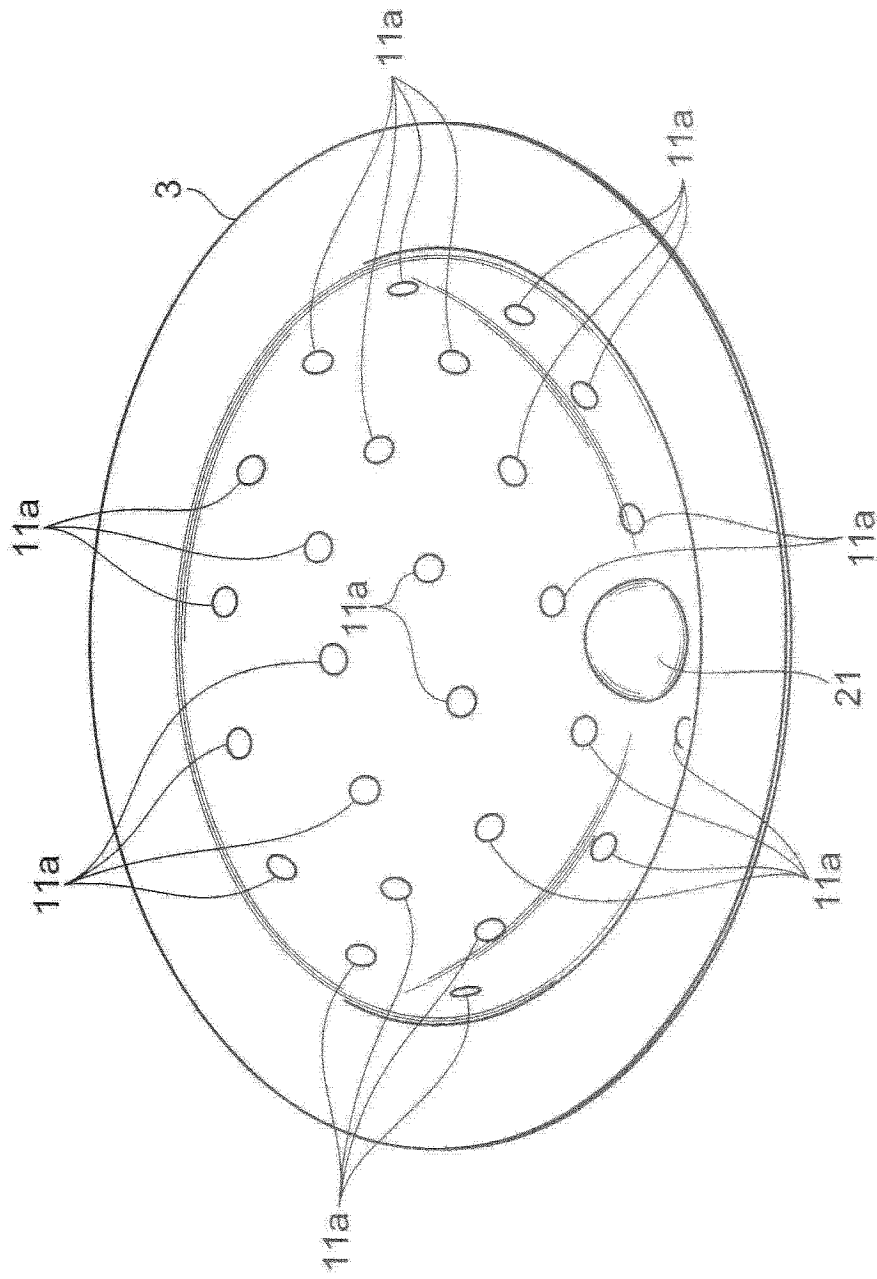


图 3

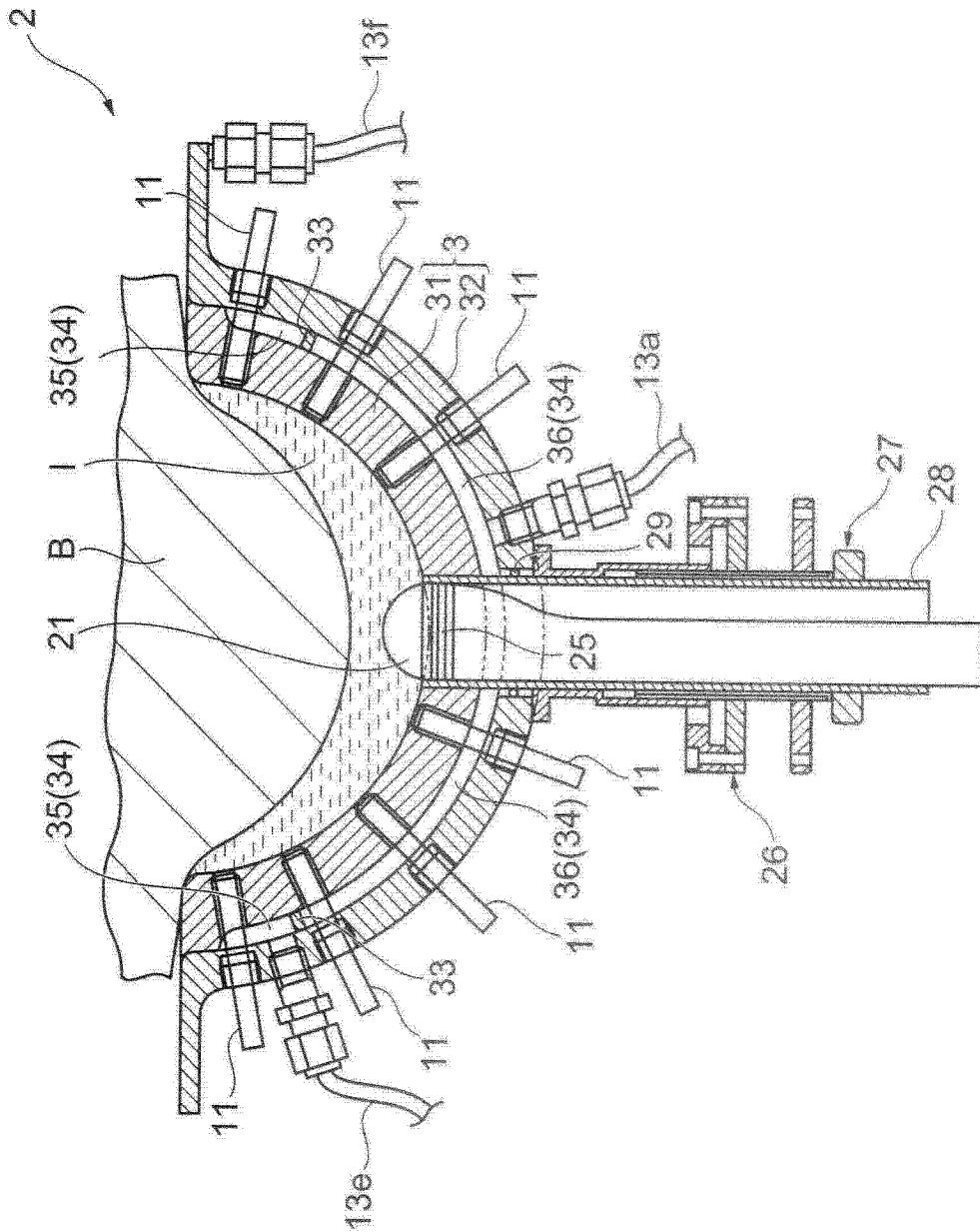


图 4

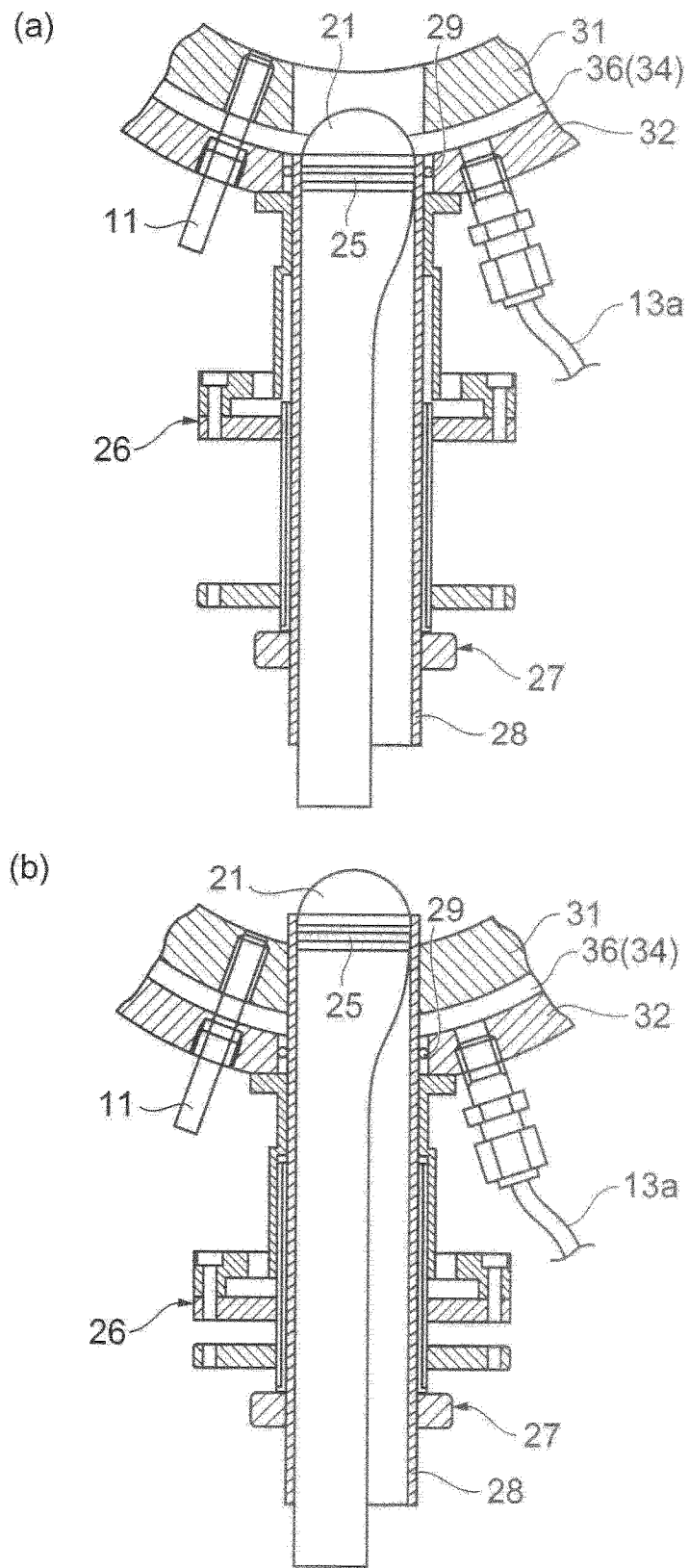


图 5

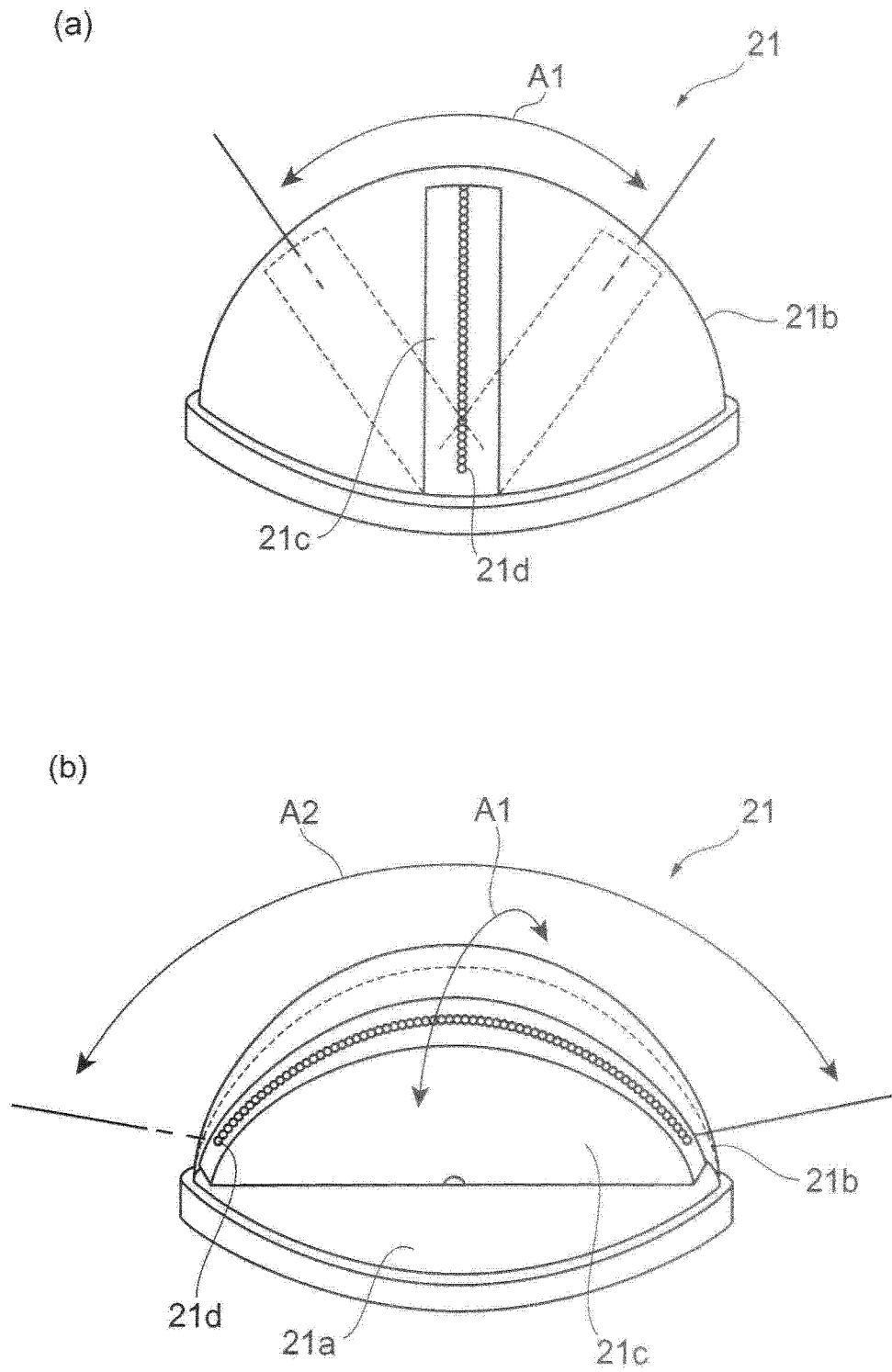


图 6

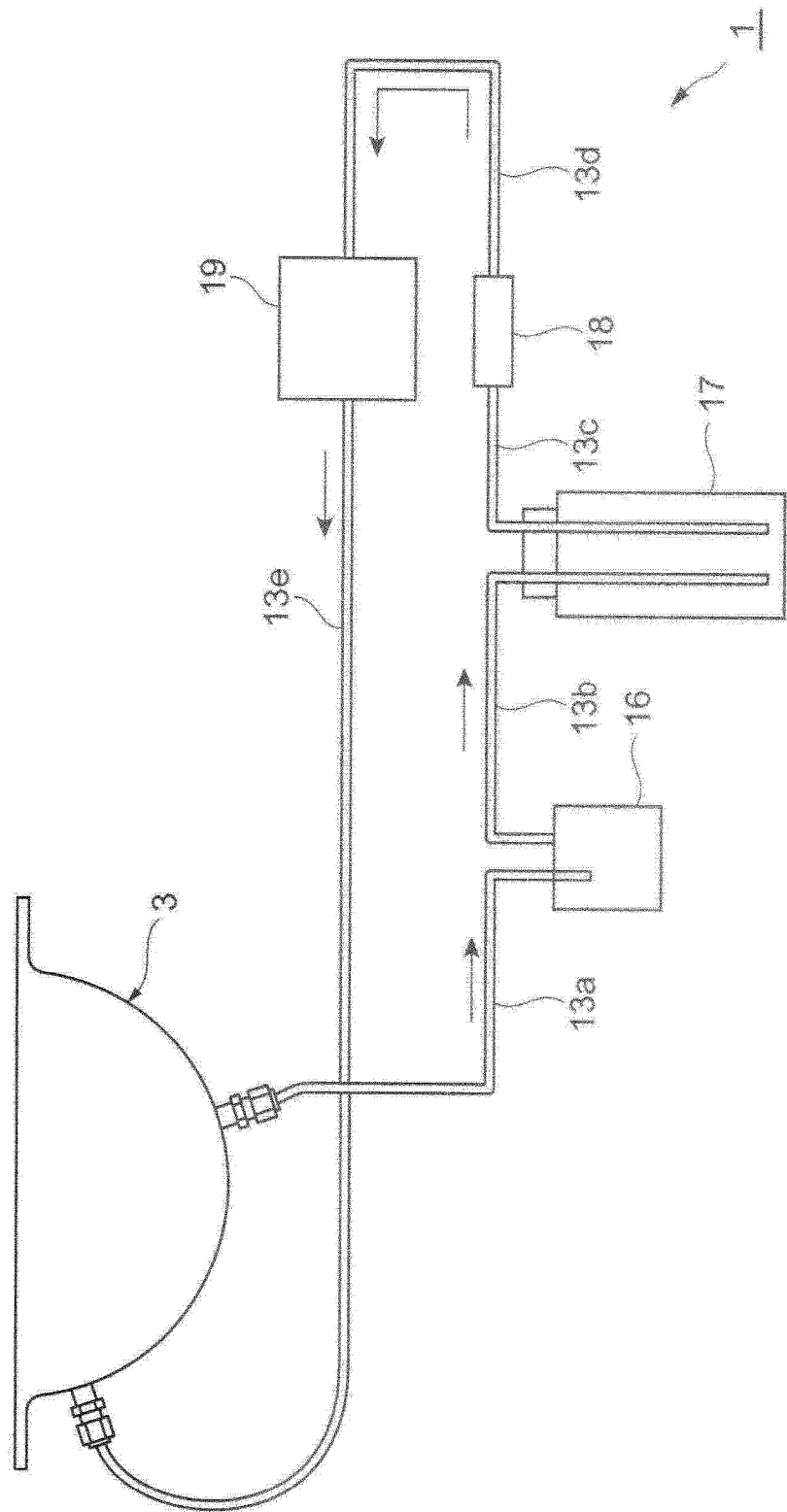


图 7

专利名称(译)	乳房测量装置		
公开(公告)号	CN103179908B	公开(公告)日	2015-08-26
申请号	CN201180050705.9	申请日	2011-10-18
[标]申请(专利权)人(译)	浜松光子学株式会社		
申请(专利权)人(译)	浜松光子学株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	浜松光子学株式会社		
[标]发明人	铃木俊彦 山下丰 上田之雄 矢卷悦子 山下大辅 佳元健治 阪原晴海 小仓广之 那须初子		
发明人	铃木俊彦 山下丰 上田之雄 矢卷悦子 山下大辅 佳元健治 阪原晴海 小仓广之 那须初子		
IPC分类号	A61B10/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/4455 A61B5/0035 A61B8/4444 A61B5/72 A61B5/4312 A61B8/4227 A61B5/7425 A61B8/5261 A61B5/0073 A61B8/5207 A61B5/708 A61B10/0041 A61B8/406 A61B2562/146 A61B8/14 A61B8/4477 A61B8/4416 A61B5/0091 A61B5/6835 A61B8/0825 A61B8/4281		
代理人(译)	杨琦		
审查员(译)	孙晓彤		
优先权	2010237726 2010-10-22 JP		
其他公开文献	CN103179908A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

乳房测量装置(1)具备包围乳房(B)的容器(3)、朝着容器(3)的内侧配置并用于将检查光照射于乳房(B)来检测来自于乳房(B)的透过散射光的多根光纤(11)、基于透过散射光的检测信号生成有关乳房(B)的光CT图像的图像生成部(53)、朝着容器(3)的内侧配置、朝着乳房(B)扫描超声波并接收来自于乳房(B)的反射波的超声波探头(21)、基于反射波生成有关乳房(B)的超声波图像的图像生成部(24)、将液状的界面剂(1)向容器(3)的内侧注入以及排出的机构。由此,能够在相同的测量条件下取得超声波图像和光CT图像。

