



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102551797 A

(43) 申请公布日 2012. 07. 11

(21) 申请号 201110308407. 7

(22) 申请日 2011. 10. 12

(30) 优先权数据

2010-230784 2010. 10. 13 JP

(71) 申请人 富士胶片株式会社

地址 日本国东京都

(72) 发明人 田代理香

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 陈平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

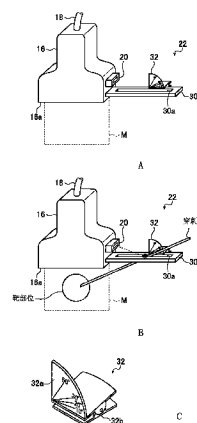
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声诊断装置

(57) 摘要

超声诊断装置包括超声探头、图像生成器、监视器、用于进行穿刺术时指定靶位置的位置指定单元、用于由关于由所述位置指定单元指定的靶位置和预定的插入角度的信息计算插入位置的插入位置计算单元和用于显示由插入位置计算单元计算的插入位置的插入位置显示单元。该超声诊断装置确保从远离超声探头的位置插入以减小插入角度从而以较高的清晰度成像的穿刺针也可以到达靶部位。



1. 一种超声诊断装置,其包括:

超声探头,其向受试者传输超声波,接收在所述受试者上反射的超声回声并输出接收信号;

图像生成装置,其用于基于由所述超声探头输出的接收信号生成所述受试者的超声图像;

图像显示装置,其用于显示由所述图像生成装置生成的所述超声图像;

位置指定装置,其用于指定进行穿刺术的靶位置;

插入位置计算装置,其用于由关于通过所述位置指定装置指定的靶位置和预定的插入角度的信息计算插入位置;和

插入位置显示装置,其用于显示通过所述插入位置计算装置计算的插入位置。

2. 根据权利要求1的超声诊断装置,其中所述插入位置显示装置通过用光照射所述插入位置来显示所述插入位置。

3. 根据权利要求2的超声诊断装置,其中所述插入位置显示装置通过用激光束照射来显示所述插入位置。

4. 根据权利要求1的超声诊断装置,其中所述插入位置显示装置通过在所述图像显示装置上显示从所述超声探头到所述插入位置的距离值来显示所述插入位置。

5. 根据权利要求1-4中任一项的超声诊断装置,还包括固定于所述超声探头的位置导引构件。

6. 根据权利要求2或3的超声诊断装置,其还包括穿刺导引装置,所述穿刺导引装置具有固定于所述超声探头的位置导引构件和可移动地固定于所述位置导引构件并显示用于穿刺术中的插入角度的角度导引构件,所述插入位置显示装置通过用光照射所述位置导引构件来显示所述插入位置。

7. 根据权利要求1-4中任一项的超声诊断装置,其中所述图像显示装置显示所述超声图像和导引线,所述导引线通过由关于所述位置指定装置指定的靶位置和预定的插入角度的信息计算穿刺术中穿刺针的插入路径而获得。

8. 根据权利要求1-4中任一项的超声诊断装置,其还包括角度调节装置,所述角度调节装置用于改变所述预定的插入角度。

9. 根据权利要求1-4中任一项的超声诊断装置,其中所述预定的插入角度在 10° - 20° 的范围内适当确定。

10. 根据权利要求1-4中任一项的超声诊断装置,其中所述位置指定装置根据输入的指令,在所述图像显示装置中显示的所述超声图像上指定所述靶位置。

11. 根据权利要求1-4中任一项的超声诊断装置,其中所述位置指定装置分析所述超声图像以计算所述靶位置。

超声诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断装置,且更具体地,涉及可以用于穿刺术的超声诊断装置。

背景技术

[0002] 迄今为止,已经将使用超声图像的超声诊断装置用于医学领域。一般地,这类超声诊断装置包括装备有内置振荡器阵列的超声探头,和与该超声探头相连的装置主体。超声探头将超声波传输至受试者并接收来自受试者的超声回声。然后在所述装置主体内电处理接收到的信号,以生成超声图像。

[0003] 超声诊断装置还用于穿刺术中,在穿刺术中医生将穿刺装置诸如穿刺针插入至所需部位并采集组织样品以作出细胞/组织诊断。

[0004] 为了在穿刺术中确保穿刺针到达靶目标或靶部位,医生在观看超声图像的同时,沿预定的插入路径,将穿刺针插入至受试者中。

[0005] 在这样的穿刺术中重要的是,可以在监测器(超声图像)上确认穿刺针,并且可以使穿刺针到达靶目标或靶部位。

[0006] 为此,JP 2010-115246A 描述了在超声探头的侧面上形成用于导引穿刺针的槽,从而根据插入路径稳定地插入穿刺针,并在超声探头的所述侧面上垂直设置多个激光光源,从而基于来自激光光源的激光束确定穿刺针的方向,以使得可以在与超声照射表面(扫描表面)相对应的超声图像上显示穿刺针。

[0007] JP 2000-166918A 描述了在受试者和超声探头之间放入聚合物凝胶并基于聚合物凝胶部分中的穿刺针图像显示指示穿刺针的插入方向的导引线(guideline),以使得可以确认穿刺针是否到达靶部位,即穿刺针是否正确瞄准靶部位。

发明内容

[0008] 在穿刺术中,较细的针减少患者负担和侵入性并因此考虑到风险等来选择尽可能最小的穿刺针。然而,针越细,则在超声图像上对针成像的能力越小。针不能连续成像,并且不能清楚地显示穿刺针的位置或形状。

[0009] 由于在穿刺针上反射的超声波以穿刺针相对于受试者的较小插入角度返回至超声探头,即,在穿刺针和超声探头传输超声波的方向之间形成较大角度。因此,穿刺针以较高清晰度显示在超声图像上并可以被更清楚地观察到。

[0010] 因此,医学可以从远离超声探头的位置插入穿刺针或移动图像中靶部位的位置,从而减小穿刺针的插入角度,以在这样的状态中进行穿刺术,在所述状态中,在超声图像上更清楚地观察到穿刺针。

[0011] 存在对图像上靶部位的位置移动的限制,并且因此,不能显著减小插入角度。因此,需要从远离超声探头的位置插入穿刺针,以使得穿刺针可以以较小的插入角度插入。

[0012] 然而,在如 JP 2010-115246A 中所述在超声探头的侧面上形成的槽中导引穿刺针的情形中,使穿刺针与超声探头相接触,并且因此如果穿刺针在远离超声探头的位置

处插入,则不能沿预定插入路径导引穿刺针。

[0013] 而且,在如 JP 2000-166918A 中所述基于聚合物凝胶部分中的穿刺针的图像显示指示穿刺针插入方向的导引线的情形中,使聚合物凝胶部分中的穿刺针显示在超声图像上,并且因此如果穿刺针在远离超声探头的位置处插入,则不能显示指示穿刺针插入方向的导引线。

[0014] 因此,高水平的穿刺术技术和医生技能对于从远离超声探头的位置插入穿刺针,以使得穿刺针可以正确地到达靶部位是必不可少的。

[0015] 本发明的目的是解决前述现有技术问题并提供超声诊断装置,所述超声诊断装置确保从远离超声探头的位置插入以减小插入角度的穿刺针也可以到达靶部位。

[0016] 为了实现以上目的,本发明提供超声诊断装置,其包括:超声探头,其向受试者传输超声波,接收在所述受试者上反射的超声回声并输出接收信号;图像生成装置,其用于基于由所述超声探头输出的接收信号生成所述受试者的超声图像;图像显示装置,其用于显示由所述图像生成装置生成的所述超声图像;位置指定装置,其用于指定进行穿刺术的靶位置;插入位置计算装置,其用于由关于通过所述位置指定装置指定的靶位置和预定的插入角度的信息计算插入位置;和插入位置显示装置,其用于显示通过所述插入位置计算装置计算的插入位置。

[0017] 在该情形中,优选地,所述插入位置显示装置通过用光照射插入位置来显示所述插入位置。

[0018] 此外,优选地,所述插入位置显示装置通过用激光束照射来显示所述插入位置。

[0019] 备选地,优选所述插入位置显示装置通过在所述图像显示装置上显示从所述超声探头到所述插入位置的距离值来显示所述插入位置。

[0020] 优选地,所述超声诊断装置还包括固定于所述超声探头的板状位置导引构件。

[0021] 备选地,所述超声诊断装置还包括穿刺导引装置,所述穿刺导引装置具有固定于所述超声探头的板状位置导引构件和可移动地固定于所述位置导引构件并显示用于穿刺术中的插入角度的角度导引构件,所述插入位置显示装置通过用光照射所述位置导引构件来显示所述插入位置。

[0022] 此外,优选所述图像显示装置显示所述超声图像和导引线(guideline),所述导引线通过由关于所述位置指定装置指定的靶位置和预定的插入角度的信息计算穿刺术中穿刺针的插入路径而获得。

[0023] 优选地,所述超声诊断装置还包括角度调节装置,所述角度调节装置用于改变所述预定的插入角度。

[0024] 此外,优选地,所述预定的插入角度在 10° - 20° 的范围内适当确定。

[0025] 此外,优选地,所述位置指定装置根据输入的指令,在所述图像显示装置中显示的超声图像上指定靶位置。

[0026] 备选地,优选所述位置指定装置分析所述超声图像,以计算靶位置。

[0027] 本发明的超声诊断装置被配置为包括用于在超声图像上指定穿刺术中的靶位置的位置指定装置;用于由关于指定的靶位置和预定的插入角度计算插入位置的插入位置计算装置和用于显示由插入位置计算装置计算的插入位置的插入位置显示装置,其确保了在远离超声探头的位置处插入的穿刺针也可以到达靶部位。

[0028] 附图简述

[0029] 图 1 是显示本发明的超声诊断装置的实施方案的概念图。

[0030] 图 2A 是显示可以用于图 1 中所示的超声诊断装置的超声探头的概念图,图 2B 是显示图 2A 中所示的超声探头、穿刺针和靶部位的概念图,且图 2C 是显示图 2A 中所示的超声探头的角度导引构件的概念图。

[0031] 图 3 是显示图 1 中所示的超声诊断装置的配置的框图。

[0032] 图 4A-4C 各示意性显示用于举例说明当计算插入位置时图 1 中所示的超声诊断装置的操作的超声图像。

[0033] 图 5 是超声图像的示意图,在其上显示用于穿刺针的导引线。

[0034] 图 6 是显示插入位置显示装置的另一个实例的示意图。

具体实施方式

[0035] 在下文中,通过参考附图中所示的优选实施方案详细描述本发明的超声诊断装置。

[0036] 图 1 是显示本发明的超声诊断装置的实施方案的概念图。

[0037] 举例的超声诊断装置 10 基本上是已知的类型,不同之处在于将其配置为由通过参考生成的超声图像而输入的靶位置和预设插入角度计算插入位置并显示计算的插入位置。

[0038] 本发明的超声诊断装置 10 包括超声探头 12,和诊断装置主体 14,所述诊断装置主体 14 通过通信电缆 18 与超声探头 12 相连。

[0039] 图 2A 是显示超声探头 12 的示意图。图 2B 是显示当进行穿刺术时超声探头 12、穿刺针和靶部位的示意图。

[0040] 超声探头 12 包括探头主体 16、通信电缆 18、插入位置显示装置 20 和穿刺导引装置 22。

[0041] 探头主体 16 基本上是已知的类型,并可以是线性扫描类型、凸面扫描类型或扇形扫描类型。

[0042] 探头主体 16 具有用于传输和接收超声波的超声传输 / 接收表面 16a。将插入位置显示装置 20 和穿刺导引装置 22 布置于在扫描表面 M 的横向方向上的探头主体 16 的超声传输 / 接收表面 16a 的一个侧面上,所述扫描表面 M 以由超声传输 / 接收表面 16a 传输的超声波形成。

[0043] 将插入位置显示装置 20 布置于在扫描表面 M 的侧向方向上的探头主体 16 的超声传输 / 接收表面 16a 的侧面上,并且在使用超声诊断装置 10 进行穿刺术时,通过使用激光束照射插入位置来显示穿刺针的合适插入位置。在插入位置显示装置 20 中,光源激励器 26 使发射激光束的激光光源 24 环绕与扫描表面 M 垂直的轴旋转,从而改变激光束照射位置,由此用激光束照射插入位置(见图 3)。这一点将在稍后详细描述。

[0044] 可以以预定插入角度插入穿刺针的插入位置在诊断装置主体 14 的插入位置计算单元 64 由预设的插入角度和指定的靶位置来计算。这一点也将在稍后详细描述。

[0045] 举例说明的实施方案优选包括穿刺导引装置 22,并且因此来自插入位置显示装置 20 的激光束照射在邻近插入位置的穿刺导引装置 22 的位置导引构件 30 上(见图 2B)。

[0046] 预定的插入角度优选是在 10° - 20° 范围内适当确定的角度。以前述范围内的插入角度,在穿刺针上反射的超声波返回至超声探头,并且因此穿刺针以更高清晰度显示在超声图像上并且在超声图像上被更清楚地观察到。

[0047] 插入位置显示装置 20 通过使用激光束照射显示由插入位置计算单元 64 计算的插入位置,如上所述。从被激光束照射的位置处插入穿刺针确保穿刺针到达靶部位,甚至是在医生在穿刺术中从远离超声探头的位置插入穿刺针从而以预定的小插入角度插入的情形中。

[0048] 在优选的实施方案中,图示的超声诊断装置 10 包括穿刺导引装置 22。

[0049] 穿刺导引装置 22 具有在穿刺术中使用的用于导引插入位置的位置导引构件 30 和用于导引插入角度的角度导引构件 32。

[0050] 位置导引构件 30 是固定于探头主体 16 的细长板状构件,使得其最大表面与扫描表面 M 垂直,且具有在构件 30 的宽度方向或侧向方向上的中心形成的通槽 (through slot) 30a,使得扫描表面 M 的延伸区通过槽 30a 或与其一个壁表面相一致。

[0051] 优选形成通槽 30a,使得扫描表面 M 的延伸区与处于这样的方向上的一个壁相一致,在所述方向上,通槽 30a 延伸穿过或通过通槽 30a 的中心。

[0052] 当插入位置显示装置 20 展示插入位置时,来自插入位置显示装置 20 的激光束照射在位置导引构件 30 的表面上,以显示插入位置。

[0053] 通过在探头主体 16 的侧面上设置位置导引构件 30,从而使激光束照射到位置导引构件 30 上以显示插入位置,显示的插入位置可以是适合的,甚至在当受试者具有弯曲表面时。

[0054] 在穿刺术中穿刺针经由其插入的位置导引构件 30 的通槽 30a 可以在与扫描表面 M 平行的方向上充当位置导引装置,这容许穿刺针的插入路径与处于与扫描表面 M 垂直方向上的扫描表面 M 齐平。

[0055] 将位置导引构件 30 固定于探头主体 16 的方法不特别受限,且可以使用不同的已知固定方法诸如使用螺丝固定。备选地,位置导引构件 30 可以与探头主体 16 的外罩形成为一体。

[0056] 图 2C 是显示图 2A 中所示的超声探头 12 的角度导引构件 32 的示意图。

[0057] 将角度导引构件 32 与位置导引构件 30 相连接,以使得其在其纵向方向上可移动,并具有角度显示板 32a,在所述角度显示板 32a 上显示相对于位置导引构件 30 的表面的角度。

[0058] 在图示的实施方案中,角度导引构件 32 具有用于固定于位置导引构件 30 的夹持部 32b,且所述夹持部 32b 容许角度导引构件 32 与位置导引构件 30 可移动地连接。将角度导引构件 32 与位置导引构件 30 相连接,使得角度显示板 32a 可以与扫描表面 M 平行。

[0059] 当插入位置显示装置 20 将激光束照射在位置导引构件 30 上以显示插入位置时,将角度导引构件 32 固定于插入位置处的位置导引构件 30。角度显示板 32a 显示用于从显示的插入位置插入穿刺针的插入角度。

[0060] 角度显示板 32a 用角度诸如 10° , 20° , 30° 和 60° 来标记,如图示的情形那样。角度显示板 32a 优选由默认设定的至少一个角度来标记。

[0061] 根据这样的配置,即穿刺导引装置包括与位置导引构件 30 可移动相连接的角度

导引构件 32, 穿刺针可以在穿刺术中以预定的插入角度容易地插入, 而与医生的技能无关, 其通过以下步骤实现: 在通过用来自插入位置显示装置 20 的激光束照射而显示在位置导引构件 30 上的插入位置处将角度导引构件 32 固定于位置导引构件 30 并以由角度显示板 32a 上所示的角度指示的插入角度插入穿刺针。

[0062] 在图示的情形中, 使用夹持部 32b 将角度导引构件 32 固定于位置导引构件 30, 但是固定方法不仅限于此。例如, 可以使用不同的已知方法, 如通过使用螺丝来固定并沿与扫描表面 M 平行的平面可滑动地固定所示范的。

[0063] 在图示的情形中, 角度导引构件 32 具有标以角度刻度的角度显示板 32a。然而, 这不是本发明的唯一情形并且角度导引构件 32 可以具有用于与预设角度相同的角度导引穿刺针的槽。

[0064] 其次, 超声诊断装置 10 的内部配置显示在图 3 中。

[0065] 探头主体 16 包括多个超声换能器 34, 其组成一维或二维振荡器阵列, 且所述换能器 34 与它们相应的接收信号处理器 36 相连。换能器 34 经由传输激励器 38 与传输控制器 40 相连, 且接收信号处理器 36 与接收控制器 42 相连。传输控制器 40 和接收控制器 42 与探头控制器 44 相连。

[0066] 接收信号处理器 36 和探头控制器 44 经由通信电缆分别与诊断装置主体 14 的数据存储单元 46 和装置控制器 54 相连。

[0067] 换能器 34 各自根据由传输激励器 38 提供的激励信号传输超声波并接收来自受试者的超声回声以输出接收信号。每个换能器 34 由振荡器包括, 例如, 由压电陶瓷 (其代表是 PZT (锆钛酸铅)) 或压电聚合物 (其代表是 PVDF (聚偏二氟乙烯)) 制成的压电体, 和设置在所述压电体各端部上的电极组成。

[0068] 当向各振荡器的电极提供脉冲电压或连续波电压时, 压电体扩张和收缩以使振荡器产生脉冲的或连续的超声波。合成这些超声波, 以形成超声波束。在接收传播的超声波时, 各振荡器扩张和收缩, 以产生电信号, 随后电信号作为超声波接收信号输出。

[0069] 传输激励器 38 包括, 例如, 多个脉冲发生器并基于由传输控制器 40 选择的传输延迟模式来调节用于各换能器 34 的激励信号的延迟量, 使得从换能器 34 传输的超声波形成宽超声波束, 该宽超声波束覆盖受试者一定区域的组织并向换能器 34 提供经调节的激励信号。

[0070] 在接收控制器 42 的控制下, 各通道的接收信号处理器 36 将从相应的换能器 34 输出的接收信号进行正交检波或正交采样, 从而产生复杂基带信号, 并对所述复杂基带信号取样, 以产生包含关于所述组织区域的信息的抽样数据。接收信号处理器 36 可以通过进行数据压缩生成抽样数据, 以对通过采样复杂基带信号而获得的数据进行高效地编码。

[0071] 探头控制器 44 根据从诊断装置主体 14 传输的不同控制信号来控制探头主体 16 的不同元件。

[0072] 诊断装置主体 14 包括数据存储单元 46, 其与图像生成器 48 相连。图像生成器 48 经由显示控制器 50 与监视器 52 相连。装置控制器 54 与图像生成器 48 和显示控制器 50 相连。装置控制器 54 还与用于操作者进行输入操作的操作单元 56、用于存储操作程序的存储单元 58、和用于计算插入位置的插入位置计算单元 64 相连。插入位置计算单元 64 与用于存储设定的插入角度的角度存储单元 66 相连。

[0073] 操作单元 56 设定成像菜单和成像条件并发出用于对受试者成像的指令。操作单元 56 设置有输入装置诸如用于设定成像菜单、成像条件等的输入键、拨号按钮、轨迹球和触摸面板。

[0074] 本发明的超声诊断装置 10 由通过参考生成的超声图像和预设插入角度而输入和设定的靶位置（靶部位位置）来计算插入位置，并显示计算的插入位置。

[0075] 操作单元 56 还具有输入用于计算 / 显示插入位置的指令的功能。操作单元 56 还具有输入用于输入 / 设定靶位置和设定插入角度的指令的功能。

[0076] 操作单元 56 向装置控制器 54 提供为计算 / 显示插入位置而输入的指令，为设定靶位置而输入的指令，和为设定插入角度而输入的指令。

[0077] 数据存储单元 46 由存储器、硬盘等构成并存储由超声探头 12 的接收信号处理器 36 通过通信电缆 18 传输的至少一帧抽样数据。

[0078] 图像生成器 48 对从数据存储单元 46 读出的每一帧抽样数据进行接收聚焦 (reception focusing)，以生成代表超声诊断图像的图像信号。图像生成器 48 包括定相加法器 60 和图像处理器 62。

[0079] 定相加法器 60 根据装置控制器 54 中设定的接收方向，从多种先前存储的接收延迟模式中选择一种接收延迟模式，并基于所选择的接收延迟模式，为由取样数据代表的复杂基带信号提供各自的延迟并将它们相加以进行接收聚焦。通过该接收聚焦，生成其中超声回声被充分聚焦的基带信号（声线信号）。

[0080] 图像处理器 62 根据由定相加法器 60 产生的声线信号，产生 B- 模式图像信号，该信号是关于受试者内组织的断层图像信息。图像处理器 62 包括 STC（灵敏度时间控制）部件和 DSC（数字扫描变换器）。STC 部件根据到达超声波反射位置的深度，为了由距离引起的衰减而校正声线信号。DSC 将由 STC 部件校正的声线信号转变为能与普通电视信号扫描模式兼容的图像信号（进行光栅变换）并进行所需的图像处理诸如层次处理以产生 B 模式图像信号。

[0081] 显示控制器 50 使监视器 52 根据由图像生成器 48 产生的图像信号，显示超声诊断图像。监视器 52 包括显示装置诸如例如，LCD，并在显示控制器 50 的控制下显示超声诊断图像。

[0082] 角度存储单元 66 是用于存储可以用于在插入位置计算单元 64 中计算插入位置的插入角度值的单元。

[0083] 待存储在角度存储单元 66 中的插入角度值可以是预设值，在 10° - 20° 范围内适当确定的角度或从操作单元 56 输入的数值。

[0084] 插入位置计算单元 64 由从操作单元 56 输入的靶位置信息和存储在角度存储单元 66 中的插入角度值来计算插入位置。靶标和插入位置之间的距离 x 可以由公式 $x = d / \tan \theta$ （其中 d 是由探头主体 16 到靶标的深度且 θ 是插入角度）来确定。

[0085] 插入位置计算单元 64 在计算插入位置时的操作在下文中参考示意性显示超声图像的图 4A-4C 详细描述。

[0086] 图 4A 是生成的超声图像的示意图。为了方便起见，显示与超声图像对应的探头主体 16 的位置。

[0087] 如图 4A 中所示，生成的超声图像是位于探头主体 16 下方的截面图像。

[0088] 当在操作单元 56 中输入用于显示插入位置的指令时,光标出现在监视器 52 上显示的超声图像上并显示使得操作者将光标指向靶标或靶部位的屏幕。

[0089] 操作者使用操作单元 56 中的轨迹球等将光标指向超声图像上的靶标,并输入用于指定靶标位置的指令(图 4B)。

[0090] 在指定靶位置时,将靶位置信息提供给插入位置计算单元 64。由提供的靶位置信息(靶标深度 d)和从角度存储单元 66 读出的插入角度 θ ,插入位置计算单元 64 计算探头主体 16 和插入位置之间的距离 x (图 4C)。

[0091] 插入位置计算单元 64 将计算的到插入位置的距离 x 提供给光源控制器 28。

[0092] 装置控制器 54 控制诊断装置主体 14 中的各装置。装置控制器 54 经由通信电缆 18 与探头主体 16 的探头控制器 44 相连并将用于控制探头主体 16 的操作的控制信号提供给探头控制器 44。装置控制器 54 经由通信电缆 18 与插入位置显示装置 20 的光源控制器 28 相连并将用于控制插入位置显示装置 20 的操作的控制信号提供给光源控制器 28。

[0093] 在这样的诊断装置主体 14 中,当图像生成器 48、显示控制器 50、装置控制器 54、插入位置计算单元 64 各由 CPU 和用于使 CPU 进行各种类型处理的操作程序构成时,它们可以由数字电路构成。前述操作程序存储在存储单元 58 中。

[0094] 插入位置显示装置 20 包括用于发射激光束的激光光源 24,光源激励器 26,,和用于控制光源激励器 26 的光源控制器 28,在光源激励器 26 中使用驱动源诸如电动机使激光光源 24 环绕与扫描表面 M 垂直的轴旋转,以改变激光束照射位置,从而使用激光束显示插入位置。

[0095] 在如图示的情形中使用位置导引构件 30 的情形中,光源激励器 26 优选旋转激光光源 24,以使得激光束可以在优选靠近与扫描表面 M 的延伸区平行的通槽 30a 的位置导引构件 30 上移动。如将稍后描述地,当不使用位置导引构件 30 时,光源激励器 26 优选旋转激光光源,以使得激光束可以在扫描表面 M 的延伸区上移动。

[0096] 光源控制器 28 经由通信电缆 18 连接至诊断装置主体 14 的装置控制器 54 和插入位置计算单元 64。光源控制器 28 获得在插入位置计算单元 64 中计算的插入位置并控制光源激励器 26,以使得来自激光光源 24 的激光束可以照射在在插入位置处的位置导引构件 30 上。光源控制器 28 基于来自装置控制器 54 的指令,控制激光光源 24 的开/关(ON/OFF)。

[0097] 以下,描述超声诊断装置 10 的操作。

[0098] 首先,进行普通超声检查。操作者将超声探头 12 的超声传输/接收表面 16a 与受试者的表面相接触。在这样的状态下,换能器 34 根据由探头主体 16 的传输激励器 38 提供的激励信号传输超声波,并将从已经接收到来自受试者的超声回声的换能器 34 输出的接收信号提供给相应的接收信号处理器 36,以产生抽样数据,随后抽样数据通过通信电缆 18 传输到诊断装置主体 14 并存储在数据存储单元 46 中。另外,从数据存储单元 46 逐帧地读出抽样数据,并且图像生成器 48 生成图像信号并且,基于该图像信号,显示控制器 50 使监视器 52 显示超声诊断图像。

[0099] 当在操作单元 56 中输入用于显示插入位置的指令,从而利用显示的超声图像进行穿刺术时,光标出现在监视器 52 中显示的超声图像上,并显示使操作者将光标指向靶标的屏幕。

[0100] 当操作者从操作单元 56 指定靶位置时,靶位置信息提供给插入位置计算单元 64。插入位置计算单元 64 由该靶位置信息和从角度存储单元 66 读出的插入角度来计算插入位置,并将插入位置信息提供给插入位置显示装置 20 的光源控制器 28。

[0101] 插入位置显示装置 20 的光源控制器 28 基于提供的插入位置信息控制光源激励器 26,从而使激光光源 24 旋转,以使得穿刺针以预定的插入角度插入的合适插入位置通过使用来自激光光源的激光束照射该插入位置来显示。

[0102] 如上所述,由于插入位置显示装置 20 显示穿刺针以预定的插入角度插入的插入位置,从激光束照射的位置插入穿刺针确保了穿刺针可以到达靶部位,甚至在医生在穿刺术中从远离超声探头的位置插入穿刺针从而以预定的小插入角度插入的情形中。

[0103] 本发明基本如上所述。

[0104] 在图示的情形中,计算的插入位置仅利用包括激光光源的插入位置显示装置 20 来显示,但是这并不是本发明唯一的情形。

[0105] 例如,穿刺针的插入路径可以由在插入位置计算单元 64 中计算的插入位置信号和在角度存储单元 66 中存储的预定插入角度来计算,并作为监视器 52 中显示的超声图像的导引线来显示,如在图 5 中所示的超声图像的示意图中那样。

[0106] 还存在这样的情形,其中医生从与超声图像上相对于超声探头 12 的方向相反的方向进行穿刺术。因此,超声图像的左侧和右侧可以根据来自操作单元 56 的指令被反转。左侧和右侧也可以针对穿刺针的导引线(如果它们被显示)被反转。

[0107] 图示的超声诊断装置 10 被配置成使得操作者操作操作单元 56,以将光标指向超声图像上的靶部位位置,并指定靶位置,由此获得靶位置信息。然而,这不是本发明的唯一情形,且超声诊断装置可以,例如,配置为分析超声图像并计算靶标诸如肿瘤的位置。在这样的情形中,超声诊断装置优选配置为使得操作者可以,如果需要,从操作单元校正靶位置。

[0108] 图示的超声诊断装置 10 被配置成使得超声探头 12 包括穿刺导引装置 22 且来自插入位置显示装置 20 的激光束照射在穿刺导引装置 22(更具体地,位置导引构件 30)的表面上。然而,这不是本发明的唯一情形。例如,超声诊断装置 10 可以被配置为使得来自插入位置显示装置 20 的激光束照射在受试者的皮肤表面上,以代替使用穿刺导引装置 22。

[0109] 利用插入位置显示装置 20 显示插入位置的方法不仅限于这样的一种,其中通过使用激光束照射来显示插入位置,和可以利用除激光以外的光源诸如 LED 来显示插入位置。

[0110] 图 6 是显示可以用于本发明的超声诊断装置中的插入位置显示装置的另一个实例的示意图。

[0111] 图 6 中所示的插入位置显示装置 100 包括光源 102、狭缝构件 104 和反射器 106。

[0112] 光源 102 是已知类型诸如 LED。将狭缝构件 104 和反射器 106 在来自光源 102 光程的方向上向下布置,并且光源 102 朝向狭缝构件 104 和反射器 106 发射光。

[0113] 狭缝构件 104 是板状构件,其具有在中央形成的十字形光传输窗口且该光传输窗口通过部分来自光源 102 的光。仅与该光传输窗口形状相对应的在狭缝构件 104 上照射的部分光照射反射器 106。

[0114] 反射器 106 用于反射由光源 102 发射并通过狭缝构件 104 的光从而照射插入位

置。

[0115] 将反射器 106 安装在与扫描表面 M 垂直的轴上,以致可通过驱动源诸如电动机(未显示)来旋转。反射器 106 基于插入位置计算单元 64 中的插入位置的计算结果旋转,从而用光照射插入位置。

[0116] 如上所述,也可以使用除激光以外的光源(例如 LED),并且特别地,在使用无方向光源的情形中,狭缝构件和反射器可以如在图 6 中所示的插入位置显示装置 100 中那样使用,从而用光照射插入位置。

[0117] 显示插入位置的方法不仅限于使用光(激光束)照射插入位置的方法,且可以在监视器 52 上显示从探头主体到插入位置的距离值。在这样的情形中,穿刺导引装置中的位置导引构件 30 的表面优选使用距离刻度来标记。

[0118] 图示的超声诊断装置 10 被配置成使得在探头主体 16 和诊断装置主体 14 之间经由通信电缆 18 建立有线连接,从而进行不同数据的传输和接收。然而,这不是本发明的唯一情形,且在探头主体 16 和诊断装置主体 14 之间可以进行数据的无线传输和接收。

[0119] 尽管以上详细描述了本发明的超声诊断装置,但是本发明决不仅限于以上实施方案,且在不偏离本发明的范围 and 精神的条件下,可以作出不同的改进或改变。

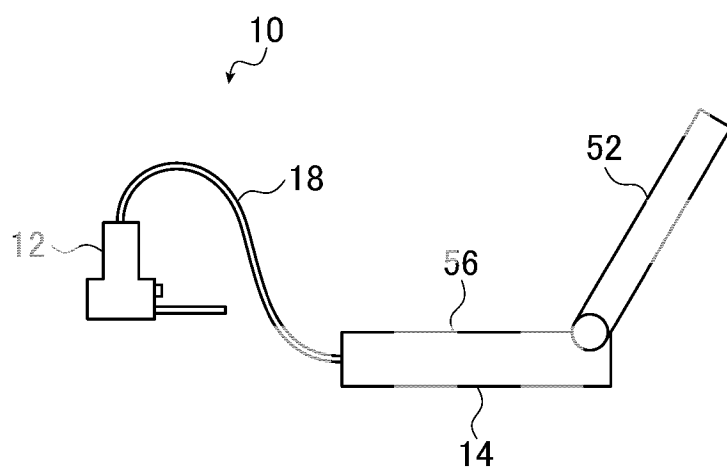


图 1

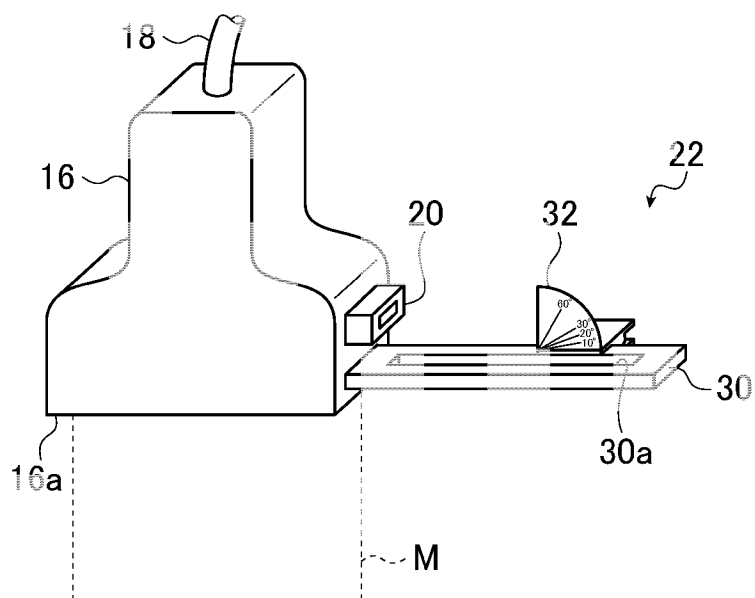


图 2A

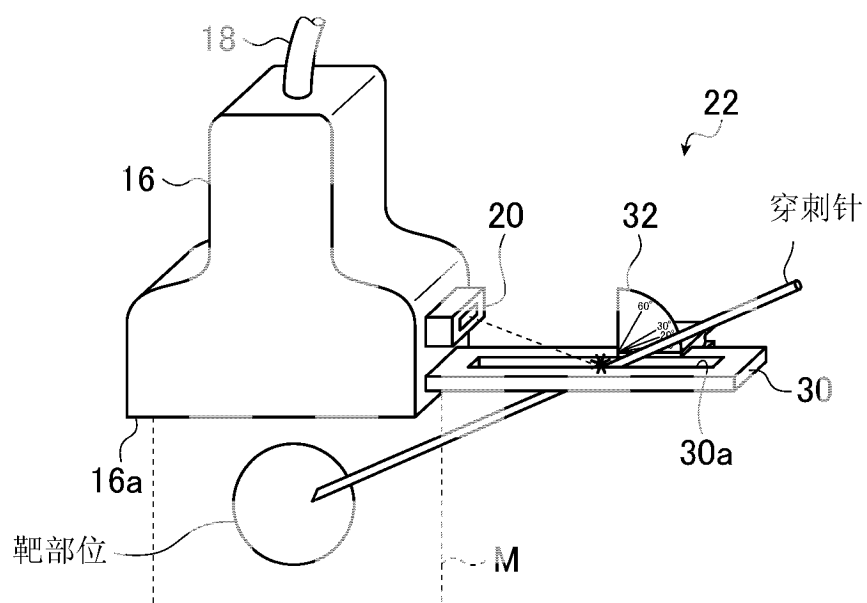


图 2B

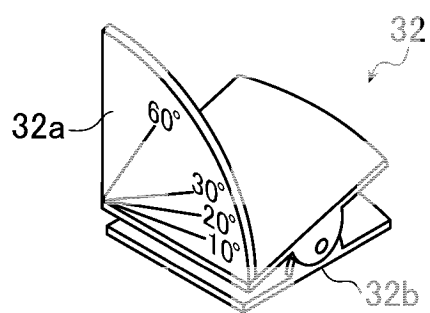


图 2C

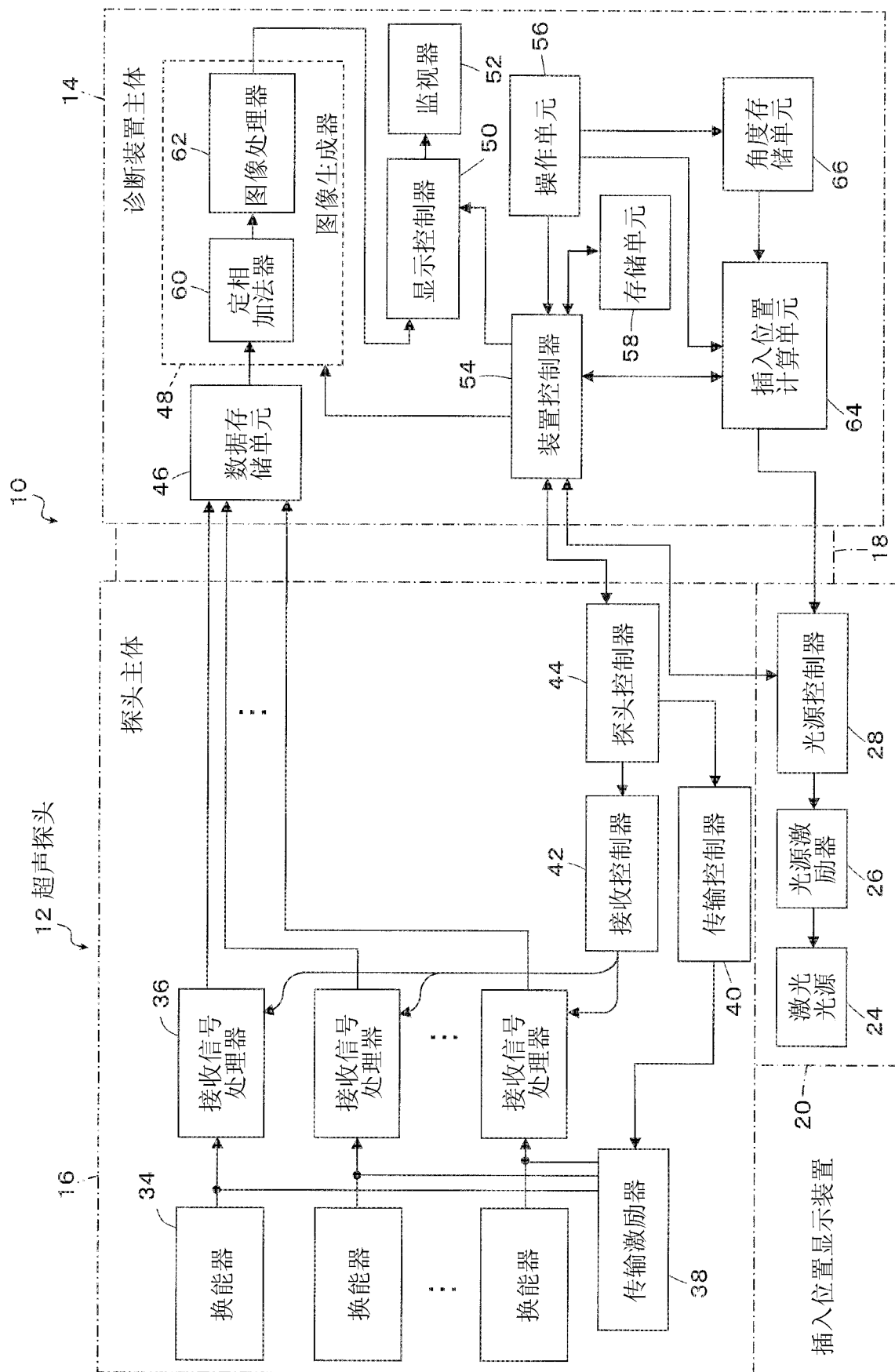


图 3

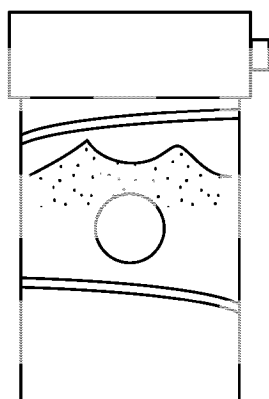


图 4A

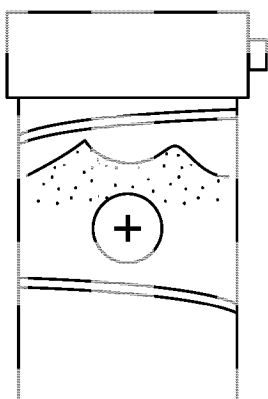


图 4B

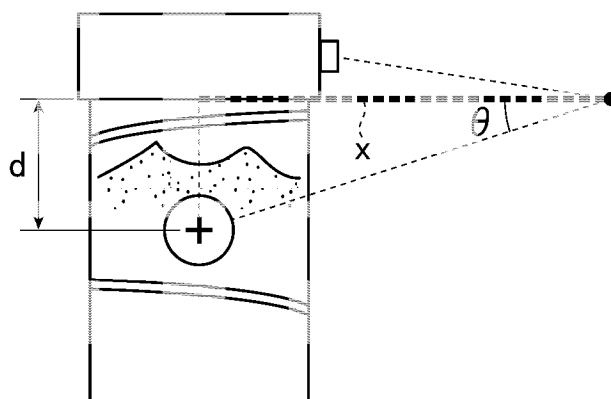


图 4C

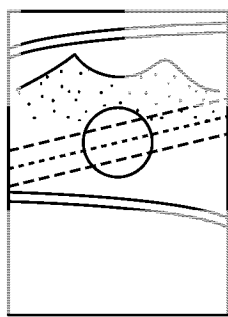


图 5

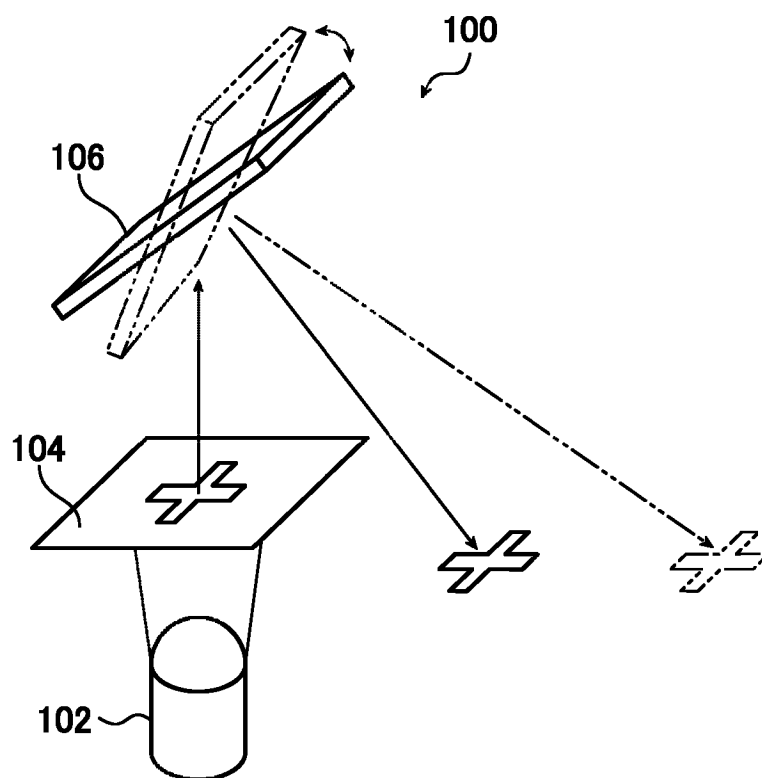


图 6

专利名称(译)	超声诊断装置		
公开(公告)号	CN102551797A	公开(公告)日	2012-07-11
申请号	CN201110308407.7	申请日	2011-10-12
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	田代理香		
发明人	田代理香		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/4427 A61B8/0841 A61B2019/5276 A61B8/4455 A61B8/469 A61B2019/467 A61B19/201 A61B90/11 A61B2090/067 A61B2090/378		
代理人(译)	陈平		
优先权	2010230784 2010-10-13 JP		
其他公开文献	CN102551797B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声诊断装置包括超声探头、图像生成器、监视器、用于进行穿刺术时指定靶位置的位置指定单元、用于由关于由所述位置指定单元指定的靶位置和预定的插入角度的信息计算插入位置的插入位置计算单元和用于显示由插入位置计算单元计算的插入位置的插入位置显示单元。该超声诊断装置确保从远离超声探头的位置插入以减小插入角度从而以较高的清晰度成像的穿刺针也可以到达靶部位。

