



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101467896 B

(45) 授权公告日 2010.12.01

(21) 申请号 200710301663.7

CN 1678923 A, 2005.10.05, 全文.

(22) 申请日 2007.12.29

CN 1911176 A, 2007.02.14, 全文.

(73) 专利权人 西门子(中国)有限公司

审查员 王婷

地址 100102 北京市朝阳区望京中环南路7号

(72) 发明人 朱磊 徐元景

(51) Int. Cl.

A61B 8/13(2006.01)

A61B 17/32(2006.01)

(56) 对比文件

JP 特开 2006-288580 A, 2006.10.26, 说明书第 [0026]-[0032], [0040]-[0047] 段、图 1, 4.

US 2002/0173719 A1, 2002.11.21, 全文.

JP 特开 2002-102221 A, 2002.04.09, 全文.

JP 特开 2004-208859 A, 2004.07.29, 说明书第 [0017]-[0039] 段、图 1-5.

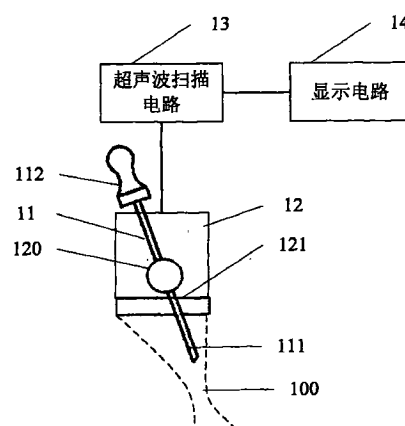
权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图 5 页

(54) 发明名称

超声波设备

(57) 摘要

本发明公开了一种超声波设备以及一种图像捕捉方法。本发明通过向针刀(11)的刃部(111)所在方向发射超声波信号,将超声波反馈信号转换为超声波图像并通过显示电路(14)输出,从而实现了对针刀(11)的图像捕捉,实现了针刀可视化。而且,本发明的超声波设备通过测量针刀(11)的偏转角度并相应地调整所发射的超声波束的照射方向,使得超声波束的照射方向偏向针刀(11)的刃部(111)的运动方向。本发明能够保证针刀(11)的刃部(111)始终处于超声波所产生的能量带中,进而使得针刀刃部始终出现在超声图像中,进一步提高了针刀可视化的稳定性。



1. 一种超声波设备,包括:

一个超声波信号提供单元,其包括一个超声波探头和一个超声波扫描电路,用于调整所发射的超声波束的照射方向,并处理接收到的超声波反馈信号;

一个针刀(11),所述针刀(11)安装于所述超声波探头上且包括一个能相对于所述超声波探头运动的刃部(111),其中,所述针刀(11)具有旋转自由度;

一个角度信息提供单元,用于测量所述针刀(11)的偏转角度,根据所述偏转角度生成角度信息,并将所述角度信息输出给所述超声波信号提供单元以调整超声波束的照射方向,使得超声波束的方向跟随所述针刀(11)的刃部(111)的运动方向。

2. 如权利要求1所述的超声波设备,其特征在于,

所述超声波扫描电路(13A)用于根据所述角度信息提供单元提供的所述角度信息,确定与超声波束偏向角度相应的发射参数,使得所发射的超声波束的方向跟随所述针刀(11)的刃部(111)的运动方向,并向所述超声波探头(12A)输出超声波发射信号,以及处理来自所述超声波探头(12A)的超声波反馈信号;

所述超声波探头(12A)用于发射来自所述超声波扫描电路(13A)的超声波发射信号,以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路(13A)。

3. 如权利要求2所述的超声波设备,其特征在于,所述超声波扫描电路(13A)包括:

波束成形中央控制器(131),用于根据所述角度信息提供单元输出的角度信息,调整与超声波束偏向角度相应的发射参数,使得超声波束的照射方向偏向所述针刀(11)的刃部(111)的运动方向;

波束成形发射器(132),用于在所述波束成形中央控制器(131)的控制下,生成数字发射信号;

数字模拟转换器(133),用于将来自所述波束成形发射器(132)的所述数字发射信号转换为模拟的超声波发射信号并输出给发射接收切换器(134);

所述发射接收切换器(134),用于交替地将所述超声波发射信号输出给所述超声波探头(12)、接收来自所述超声波探头(12)的超声波反馈信号;

模拟数字转换器(135),用于将来自所述发射接收切换器的所述超声波反馈信号转换为数字反馈信号;

波束成形接收器(136),用于在所述波束成形中央控制器(131)的控制下,对来自所述模拟数字转换器的所述数字反馈信号进行合成处理。

4. 如权利要求2或3所述的超声波设备,其特征在于,所述超声波探头(12A)包括作为超声波信号发射面的传感器阵列(121),所述传感器阵列(121)上具有沟槽(122);

所述针刀(11)的刃部(111)从所述超声波探头(12A)的内部通过所述沟槽(122)伸出到所述超声波探头(12A)之外,所述针刀(11)的手柄(112)从与刃部(111)伸出超声波探头相反的方向,伸出到所述超声波探头(12A)之外。

5. 如权利要求4所述的超声波设备,其特征在于,所述超声波扫描电路(13A)周期性地交替发射不同发射角度的超声波信号,使得所述传感器阵列(121)上靠近所述沟槽(122)的传感器所发射的超声波信号周期性地向所述沟槽(122)的方向倾斜。

6. 如权利要求2或3所述的超声波设备,其特征在于,所述角度信息提供单元包括:

角度测量传感器(15),用于测量所述针刀(11)的偏转角度;

方向判断电路(16),用于根据所述角度测量传感器(15)测量得到的所述偏转角度,生成用于调整超声波发射角度的角度信息。

7. 如权利要求1所述的超声波设备,其特征在于,

所述超声波扫描电路(13B)用于向所述超声波探头(12B)输出超声波发射信号,以及接收来自所述超声波探头(12B)的超声波反馈信号;

所述超声波探头(12B)用于根据所述角度信息提供单元提供的所述角度信息,调整超声波信号发射面的倾角,使得超声波束的照射方向偏向所述针刀(11)的刃部(111)的运动方向,并发射来自所述超声波扫描电路(13B)的超声波发射信号,以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路(13B)。

8. 如权利要求7所述的超声波设备,其特征在于,所述超声波探头(12B)包括:

作为超声波信号发射面的传感器阵列(121),用于发射来自所述超声波扫描电路(13B)的超声波发射信号,以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路(13B);

与所述传感器阵列(121)连接的机械传动结构;

与所述机械传动结构连接的电机,用于根据所述角度信息提供单元提供的所述角度信息,驱动所述机械传动结构带动所述传感器阵列(121)转动相应的角度。

9. 如权利要求8所述的超声波设备,其特征在于,所述机械传动结构为齿轮-齿条结构或蜗轮-蜗杆结构。

10. 如权利要求7、8或9所述的超声波设备,其特征在于,所述针刀(11)安装于所述超声波探头(12B)的外侧。

11. 如权利要求7、8或9所述的超声波设备,其特征在于,所述角度信息提供单元包括:

角度测量传感器(15),用于测量所述针刀(11)的偏转角度;

驱动器(17),用于根据所述角度测量传感器(15)测量得到的所述偏转角度,生成用于调整超声波信号发射面倾角的角度信息。

超声波设备

技术领域

[0001] 本发明涉及图像采集技术,特别涉及一种超声波设备和一种以针刀为目标的图像捕捉方法。

[0002] 背景技术

[0003] 针刀治疗方法是一种能够治疗颈椎病、关节炎、股骨头坏死等多种复杂疾病的中医疗法。

[0004] 针刀通常为带有手柄的钢针,且钢针上具有一用于实现切割的刃部。医生可手持针刀的手柄将钢针插入病人身体,并利用刃部切割病人身体内部的病变组织。

[0005] 但是,针刀的切割过程是在病人身体内部进行的,因而针刀治疗过程为一个非可视化过程,医生只能够凭借其经验来操作针刀,从而使得针刀治疗存在着例如损伤正常组织等潜在危险。

[0006] 目前存在通过超声波引导对例如针穿刺等操作实现可视化的技术。但是,针刀在进行切割等操作时会出现偏转或摆动等运动,针刀的某些部分(例如刃部)可能会移出超声波图像之外。

[0007] 发明内容

[0008] 有鉴于此,本发明提供了一种超声波设备和一种图像捕捉方法,能够对针刀操作实现超声波引导,而且,针刀刃部即使因切割等操作而发生运动,也能及时地被超声波束追踪覆盖到。

[0009] 本发明所提供的超声波设备包括:一个超声波信号提供单元,其包括一个超声波探头和一个超声波扫描电路,用于调整所发射的超声波束的照射方向,并处理接收到的超声波反馈信号;一个针刀,所述针刀安装于所述超声波探头上且包括一个能相对于所述超声波探头运动的刃部,其中该针刀具有旋转自由度;一个角度信息提供单元,用于测量所述针刀的偏转角度,根据所述偏转角度生成角度信息,并将所述角度信息输出给所述超声波信号提供单元以调整超声波束的照射方向,使得超声波束的方向跟随所述针刀的刃部的运动方向。

[0010] 在一个优选实施例中,所述超声波扫描电路用于根据所述角度信息提供单元提供的所述角度信息,确定与超声波束偏向角度相应的发射参数,使得所发射的超声波束的方向跟随所述针刀的刃部的运动方向,并向所述超声波探头输出超声波发射信号,以及处理来自所述超声波探头的超声波反馈信号;所述超声波探头用于发射来自所述超声波扫描电路的超声波发射信号,以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路。

[0011] 具体地,所述超声波扫描电路包括:波束成形中央控制器,用于根据所述角度信息提供单元输出的角度信息,调整与超声波束偏向角度相应的发射参数,使得超声波束的照射方向偏向所述针刀的刃部的运动方向;波束成形发射器,用于在所述波束成形中央控制器的控制下,生成数字发射信号;数字模拟转换器,用于将来自所述波束成形发射器的所述数字发射信号转换为模拟的超声波发射信号并输出给发射接收切换器;该发射接收切换器,用于交替地将所述超声波发射信号输出给所述超声波探头、接收来自所述超声波探头

的超声波反馈信号；模拟数字转换器，用于将来自所述发射接收切换器的所述超声波反馈信号转换为数字反馈信号；波束成形接收器，用于在所述波束成形中央控制器的控制下，对来自所述模拟数字转换器的所述数字反馈信号进行合成处理。

[0012] 具体地，所述超声波探头包括作为超声波信号发射面的传感器阵列，所述传感器阵列上具有沟槽；所述针刀的刃部从所述超声波探头的内部通过所述沟槽伸出到所述超声波探头之外，所述针刀的手柄从与刃部伸出超声波探头相反的方向，伸出到所述超声波探头之外。

[0013] 优选地，所述超声波扫描电路周期性地交替发射不同发射角度的超声波信号，使得所述传感器阵列上靠近所述沟槽的传感器所发射的超声波信号周期性地向所述沟槽的方向倾斜。

[0014] 在该优选实施例中，所述角度信息提供单元包括：角度测量传感器，用于测量所述针刀的偏转角度；方向判断电路，用于根据所述角度测量传感器测量得到的所述偏转角度，生成用于调整超声波发射角度的角度信息。

[0015] 在另一个优选实施例中，所述超声波扫描电路用于向所述超声波探头输出超声波发射信号，以及接收来自所述超声波探头的超声波反馈信号；所述超声波探头用于根据所述角度信息提供单元提供的所述角度信息，调整超声波信号发射面的倾角，使得超声波束的照射方向偏向所述针刀的刃部的运动方向，并发射来自所述超声波扫描电路的超声波发射信号，以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路。

[0016] 具体地，所述超声波探头包括：作为超声波信号发射面的传感器阵列，用于发射来自所述超声波扫描电路的超声波发射信号，以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路；与所述传感器阵列连接的机械传动结构；和与所述机械传动结构连接的电机，用于根据所述角度信息提供单元提供的所述角度信息，驱动所述机械传动结构带动所述传感器阵列转动相应的角度。优选地，所述机械传动结构为齿轮-齿条结构或蜗轮-蜗杆结构。

[0017] 具体地，所述针刀安装于所述超声波探头的外侧。

[0018] 在该优选实施例中，所述角度信息提供单元包括：角度测量传感器，用于测量所述针刀的偏转角度；驱动器，用于根据所述角度测量传感器测量得到的所述偏转角度，生成用于调整超声波信号发射面倾角的角度信息。

[0019] 在本发明的上述实施例中，所述针刀的偏转角度为所述针刀与超声波信号发射面的夹角。

[0020] 所述超声波设备可进一步包括位于超声波信号发射面的水袋和与所述水袋相连的水泵。

[0021] 本发明还提供了一种图像捕捉方法，包括：测量针刀的偏转角度，并根据所述偏转角度生成用于调整超声波束的照射方向的角度信息；根据所述角度信息，调整所发射的超声波束的照射方向，使得超声波束的照射方向偏向所述针刀的刃部的运动方向；按所述照射方向发射超声波发射信号并接收超声波反馈信号。

[0022] 由上述技术方案可见，本发明通过向针刀的刃部所在的方向发射超声波信号，将超声波反馈信号转换为超声波图像，即可通过显示电路输出，从而能够以针刀为目标进行图像捕捉，从而实现超声波引导的针刀。而且，本发明在超声波信号生成单元的控制下，通

过调整超声波束偏向角度或超声波信号发射面的倾斜角度,使所发射的超声波束即使在针刀刃部发生位置移动时也能自动跟随以覆盖所述针刀的刃部,保证了超声波设备对针刀刃部的捕捉。

[0023] 在本发明的一个优选方案中,针刀与超声波探头连为一体,且针刀的刃部从超声波探头内部伸出,这可以更好地保证超声波信号对针刀的覆盖。

[0024] 本发明还可以在传感器阵列发射超声波信号的一面设置水袋,使得实施针刀治疗的过程中,传感器阵列通过水袋与病人皮肤接触,在传感器阵列与病人皮肤之间的压力下,水袋即会发生形变,以填充传感器阵列与病人皮肤之间的空隙,从而使得超声波信号的传播路径上不会存在空气,保证了超声波信号的耦合,提高了以针刀为目标的图像捕捉的可靠性。

附图说明

[0025] 下面将通过参照附图详细描述本发明的示例性实施例,使本领域的普通技术人员更清楚本发明的上述及其它特征和优点,附图中:

[0026] 图1为本发明中超声波设备的示例性结构图;

[0027] 图2为本发明设备实施例一中超声波设备的结构示意图;

[0028] 图3为本发明设备实施例一中从图2所示的A角度看的传感器阵列的结构示意图;

[0029] 图4为本发明设备实施例一中从图2所示的B角度看的发射超声波信号的示意图;

[0030] 图5为本发明设备实施例一中超声波设备的显示画面示意图;

[0031] 图6为本发明设备实施例二中超声波设备的结构示意图;

[0032] 图7为本发明设备实施例二中超声波设备中实现传感器阵列转动的结构示意图;

[0033] 图8为本发明设备实施例二中超声波设备的显示画面示意图;

[0034] 图9为本发明方法实施例中图像捕捉方法的流程图。

具体实施方式

[0035] 为使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下参照附图并举实施例,对本发明进一步详细说明。

[0036] 本发明实施例中,通过带有传感器阵列的超声波探头,向针刀刃部所在的方向发射超声波,并根据超声波反馈信号生成对应的超声波图像,从而能够实现针刀的超声波引导。

[0037] 在本发明的下述实施例中,超声波探头的传感器阵列构成超声波信号的发射/接收面,用于发射超声波发射信号以及接收超声波反馈信号,因此传感器阵列所在平面可以理解为超声波信号发射面/接收面。

[0038] 图1为本发明中用于实现针刀操作可视化的超声波设备的示例性结构图。如图1所示,本发明中的超声波设备包括:针刀11、超声波探头12、超声波扫描电路13。

[0039] 超声波探头12包括传感器阵列121,向针刀11的刃部111发射来自超声波扫描电路13的超声波发射信号,并将接收到的超声波反馈信号输出给超声波扫描电路13。

[0040] 超声波扫描电路 13 向超声波探头 12 发送超声波发射信号,并接收来自超声波探头 12 的超声波反馈信号。

[0041] 这样,如果超声波扫描电路 13 将来自传感器阵列 121 的超声波反馈信号输出给如图 1 所示的显示电路 14,即可由显示电路 14 根据接收到的超声波反馈信号生成超声波图像,并显示输出。由此可见,由针刀 11、超声波探头 12 和超声波扫描电路 13 所构成的超声波设备,能够为针刀治疗的可视化提供保证。

[0042] 而且,针刀 11 安装于超声波探头 12 上,针刀 11 具有旋转自由度,针刀 11 的刃部 111 处于传感器阵列 121 发射的超声波信号的覆盖范围内,即针刀 11 的刃部 111 处于如图 1 所示的超声波信号产生的能量带 100 中,从而保证了针刀可视化的稳定性。

[0043] 实际应用中,针刀 11 相对于超声波探头 12 可以具有至少一个方向上的旋转自由度。如果只需要一个方向的旋转自由度,则可在针刀 11 的刃部 111 和手柄 112 之间安装一转轴 120,再将该转轴 120 安装在超声波探头上 12,使得针刀 11 能够绕转轴 120 旋转,该转轴 120 可以平行于传感器阵列 121 的所在平面。

[0044] 这样,即实现了针刀治疗过程中的针刀可视化,使得手动操作针刀 11 的医生能够通过显示电路 14 实时观测针刀 11 在病人身体内所处的位置。

[0045] 以上是对本发明中超声波设备实现针刀操作可视化的说明,下面,再结合不同实现方式,对超声波设备所发射的超声波束跟随针刀的运动以进行图像捕捉的方案进行说明。

[0046] 设备实施例一

[0047] 图 2 为本发明设备实施例一中超声波设备的结构示意图。如图 2 所示,本实施例中的超声波设备包括如图 1 所示的针刀 11、超声波探头 12A、超声波扫描电路 13A、角度测量传感器 15 和方向判断电路 16、以及显示电路 14。

[0048] 超声波探头 12A 包括传感器阵列 121,用于发射来自所述超声波扫描电路 13A 的超声波发射信号,以及将接收到的超声波反馈信号输出给所述超声波扫描电路 13A。

[0049] 针刀 11 通过一连接在刃部 111 和手柄 112 之间的转轴 120 安装于超声波探头 12A 上,并能绕该转轴 120 摆动。该转轴 120 平行于传感器阵列 121 所在平面,且针刀 11 的刃部 111 在传感器阵列 121 发射的超声波信号的覆盖范围内,即针刀 11 的刃部 111 处于如图 2 所示的超声波信号产生的能量带 100 中。如图 2 所示,本实施例中连接针刀 11 和超声波探头 12A 的转轴 120 位于超声波探头 12A 内部,传感器阵列 121 上具有一如图 3 所示的沟槽 122,针刀 11 的刃部 111 从超声波探头 12A 的内部通过沟槽 122 伸出到超声波探头 12A 之外,针刀 11 的手柄 112 从与刃部 111 伸出超声波探头相反的方向伸出到超声波探头 12A 之外。

[0050] 本实施例中,角度测量传感器 15 和方向判断电路 16 组成了角度信息提供单元,用于测量针刀 11 的偏转角度,并根据所述偏转角度生成用于调整超声波束的照射方向的角度信息。

[0051] 优选地,角度测量传感器 15 安装于转轴 120 上,测量针刀 11 与传感器阵列 121 所在平面的夹角作为针刀 11 的偏转角度。其中,角度测量传感器 15 测量得到的不同大小的夹角,通常由不同取值的线性电压信号来表示。方向判断电路 16 根据角度测量传感器 15 测量得到的夹角,生成用于调整超声波束偏向角度的角度信息,并输出给超声波扫描电路

13A。通过调整超声波偏向角度可使超声波束的照射方向得到相应调整。实际应用中,角度信息可以按照如下方式生成:

[0052] 方式一:方向判断电路 16 中预先设置了表示不同角度的电压信号与角度绝对值的对应关系;在接收到来自角度测量传感器 15 的表示不同大小夹角的电压信号后,根据预设的对应关系确定与当前电压信号对应的角度绝对值,并将确定的角度绝对值作为角度信息输出给超声波扫描电路 13。

[0053] 方式二:方向判断电路 16 中预先设置了表示不同角度的电压信号与角度绝对值的对应关系、以及角度初始值;在接收到来自角度测量传感器 15 的表示不同大小夹角的电压信号后,根据预设的对应关系确定与当前电压信号对应的角度绝对值,并将确定的角度绝对值与预设角度初始值之差作为角度信息输出给超声波扫描电路 13A。

[0054] 本实施例中的超声波扫描电路 13A 可以包括:波束成形中央控制器 131、波束成形发射器 132、数字模拟转换器 133、发射接收切换器 134、模拟数字转换器 135 和波束成形接收器 136。

[0055] 波束成形中央控制器 131 根据方向判断电路 16 输出的角度信息,调整波束成形发射器 132 中与超声波束偏向角度相应的发射参数,例如用于控制相位的激励信号时间差参数,使得超声波的发射角度偏向针刀 11 的刃部 111 的运动方向,以保证针刀 11 的刃部 111 始终处于超声波信号所产生的能量带中。波束成形中央控制器 131 还与波束成形接收器 136 相连,控制调整波束成形接收器 136 的接收。

[0056] 波束成形发射器 132 用于在波束成形中央控制器 131 的控制下,生成数字发射信号并输出给数字模拟转换器 133。

[0057] 数字模拟转换器 133 用于将数字发射信号转换为模拟的超声波发射信号并输出给发射接收切换器 134。

[0058] 发射接收切换器 134 用于按照预设的时间间隔,交替地将超声波发射信号输出给超声波探头 12 的传感器阵列 121、将来自超声波探头 12 的传感器阵列 121 的超声波反馈信号输出给模拟数字转换器 135。

[0059] 模拟数字转换器 135 用于将接收到的超声波反馈信号转换为数字反馈信号并输出给波束成形接收器 136。

[0060] 波束成形接收器 136 用于在波束成形中央控制器 131 的控制下,对数字反馈信号进行合成。

[0061] 显示电路 14 接收来自波束成形接收器 136 的数字信号,并生成对应的超声波图像信号进行显示。

[0062] 这样,将针刀 11 插入到病人身体内,同时使得与针刀 11 相连的超声波探头 12A 的传感器阵列与病人的皮肤紧密接触,显示电路 14 即可实时输出病人身体内部针刀 11 的刃部 111 所处位置的图像,以及针刀 11 在病人身体内的运动过程。而且,超声波束的偏向角度还可以随着针刀 11 相对于传感器阵列 121 所处平面的角度变化而变化,即如图 2 所示的超声波信号产生的能量带 100 的方向可随着针刀 11 的旋转而变化,从而保证了针刀 11 的刃部 111 始终处于超声波信号所产生的能量带 100 中。

[0063] 本实施例中,如图 3 所示,作为超声波信号发射面的传感器阵列 121 上具有一沟槽 122,则在沟槽 122 处没有超声波信号发射。因此,为了弥补沟槽 122 所引起的超声波信号

的空隙,在每一帧超声图像的扫描周期内,超声波扫描电路 13A 控制位于沟槽 122 两侧且靠近沟槽 122 的一部分传感器发射的超声波信号,以使得该部分传感器发射的超声波信号能够覆盖由沟槽 122 所引起的超声波信号的空隙。

[0064] 例如,超声波扫描电路 13A 可以控制传感器阵列 121 中,位于沟槽 122 两侧且靠近沟槽 122 的部分传感器,周期性地交替发射不同发射角度的超声波信号,以使得位于沟槽 122 两侧且靠近沟槽 122 的一部分传感器发射的超声波信号,能够周期性地覆盖由沟槽 122 所引起的超声波信号的空隙,即周期性地覆盖沟槽 122 所导致的超声波图像中的盲区;或者,声波扫描电路 13A 还可以根据不同发射角度的超声波信号的预定发射次数,控制传感器阵列 121 中、位于沟槽 122 两侧且靠近沟槽 122 的部分传感器,在每一帧超声图像的扫描周期内发射不同发射角度的超声波信号,以使得位于沟槽 122 两侧且靠近沟槽 122 的一部分传感器所发射的超声波信号,能够在在一帧超声图像的扫描周期内的任意时刻,覆盖由沟槽 122 所引起的超声波信号的空隙,即在每个扫描周期内均覆盖沟槽 122 所导致的超声波图像中的盲区。

[0065] 图 4 为本发明设备实施例一中发射超声波信号的示意图。如图 4 所示,在平行于图 2 所在平面的水平方向上,位于沟槽 122 两侧的传感器阵列 121 发射的超声波信号相互平行,即如图 4 所示的竖直虚线,超声波扫描电路 13A 在每个预设周期内的任意时刻调整超声波信号的发射角度,以使得传感器阵列 121 上位于沟槽 122 两侧且靠近沟槽 122 的部分传感器所发射的超声波信号,在每个周期内的任意时刻均向沟槽 122 方向倾斜,如图 4 中所示的倾斜的虚线。

[0066] 图 5 为本发明设备实施例一中超声波设备的显示画面示意图。如图 5 所示,画面中显示了针刀 11 的刃部 111 切割病体组织 50 的过程,且图像中还显示了附近的其他正常组织如病人的血管 51,这种可视化使得在进行针刀操作时避免伤及正常组织。

[0067] 可见,本实施例中,通过超声波探头 12A 向针刀 11 的刃部 111 所在方向发射超声波信号,并由超声波扫描电路 13A 将超声波探头 12A 输出的超声波反馈信号转换为超声波图像并通过显示电路 14 输出,从而实现了对针刀 11 的图像捕捉,实现了超声波引导的针刀可视化。

[0068] 而且,本实施例中,还可以由角度测量传感器 15 实时测量针刀 11 相对于传感器阵列 121 所在平面的角度,超声波扫描电路 13A 即可实时调整超声波信号的发射角度,即实现超声波信号发射角度的电子偏转,使得所发射的超声波信号能够跟随针刀 11 的运动,始终覆盖针刀 11 的刃部 111,即保证了针刀 11 的刃部 111 始终处于超声波信号所产生的能量带中,进而使得针刀刃部始终出现在超声图像中,进一步保证了针刀可视化的稳定性。

[0069] 本实施例中,针刀 11 与超声波探头 12A 连为一体,且针刀 11 的刃部 111 从超声波探头 12A 内部伸出,进一步保证了针刀 11 的刃部 111 位于超声波信号的覆盖范围内。在实施针刀治疗的过程中,如果仅针对一个病变位置进行操作,则无需移动超声波探头,进一步提高了超声波设备的实用性。

[0070] 作为一个另选方案,也可将实施例一中的针刀 11 设置在超声波探头 12A 的外部,这样就不需要在传感器阵列 121 上设置沟槽 122。

[0071] 设备实施例二

[0072] 图 6 为本发明设备实施例二中超声波设备的结构示意图。如图 6 所示,本实施例

中的超声波设备包括如图 1 所示的针刀 11、超声波探头 12B、超声波扫描电路 13B、角度测量传感器 15 和驱动器 17、以及显示电路 14。

[0073] 针刀 11 通过一连接在刃部 111 和手柄 112 之间的转轴 120 安装于超声波探头 12B 上,并能绕该转轴 120 摆动。该转轴 120 平行于传感器阵列 121 所在平面,且针刀 11 的刃部 111 在传感器阵列 121 发射的超声波信号的覆盖范围内,即针刀 11 的刃部 111 处于如图 6 所示的超声波信号产生的能量带 100 中。如图 6 所示,本实施例中连接针刀 11 和超声波探头 12B 的转轴位于超声波探头 12B 外部的一侧,优选为靠近传感器阵列 121 的边缘。

[0074] 本实施例中,角度测量传感器 15 和驱动器 17 组成了角度信息提供单元,用于测量述针刀 11 的偏转角度,并根据所述角度测量传感器 15 测量得到的所述偏转角度,生成用于调整超声波信号发射面倾角的角度信息。

[0075] 优选地,角度测量传感器 15 安装于转轴 120 上,测量针刀 11 与传感器阵列 121 所在平面的夹角。驱动器 17 根据角度测量传感器 15 测量得到的夹角,生成用于调整超声波信号发射面倾角的角度信息。

[0076] 本实施例中,超声波探头 12B 包括传感器阵列 121 以及可以带动传感器阵列 121 转动的电机和机械传动结构。超声波探头 12B 用于向针刀 11 的刃部 111 发射来自超声波扫描电路 13B 的超声波信号,并将接收到的超声波反馈信号输出给超声波扫描电路 13B。根据本发明,超声波探头 12B 还用于根据角度信息提供单元提供的角度信息,调整超声波信号发射面的倾角,使得超声波束的照射方向偏向针刀 11 的刃部 111 的运动方向。

[0077] 超声波扫描电路 13B 向超声波探头 12B 发送超声波信号,将来自传感器阵列 121 的超声波反馈信号输出给显示电路 14。本实施例中的超声波扫描电路 13B 可以为一种现有的超声波扫描电路。

[0078] 实际应用中,驱动器 17 中可以预先设置表示不同角度的电压信号与角度绝对值的对应关系、以及角度初始值;在接收到来自角度测量传感器 15 的表示不同大小夹角的电压信号后,根据预设的对应关系确定与当前电压信号对应的角度绝对值,并将确定的角度绝对值与预设角度初始值之差确定为需控制传感器阵列 121 转动的角度。

[0079] 所述机械传动结构可以是例如齿轮-齿条结构。如图 7 所示,传感器阵列 121 的背面上,即与发射超声波信号的发射面相反的一面上,设有一弧形凹面,在该面上设有齿条 172 结构。驱动器 17 通过控制一图中未示出的电机,使与齿条 172 啮合的齿轮 171 旋转,即可使传感器阵列 121 转动对应的角度。本实施例中,齿轮 171 的旋转轴线平行于转轴 120 的轴线。作为另选方案,也可以采用其他机械传动结构来实现传感器阵列 121 的转动,例如蜗轮-蜗杆结构等。

[0080] 这样,将针刀 11 插入到病人身体内,同时使得与针刀 11 相连的超声波探头 12 的传感器阵列与病人的皮肤紧密接触,显示电路 14 即可实时输出病人身体内部针刀 11 的刃部 111 所处位置的图像,以及针刀 11 在病人身体内的运动过程。而且,超声波信号的发射面的倾角还可以随着针刀 11 相对于传感器阵列 121 所处平面的角度变化而变化。

[0081] 为了使得超声波信号更好地耦合,即传感器阵列 121 与病人皮肤之间紧密接触,使得超声波信号传输的路径中不存在空气,本实施例中的超声波设备还包括水袋 18 和水泵 19。水袋 18 安装在传感器阵列 121 发射超声波信号的一面,并与水泵 19 相连,由水泵 19 为其提供水源。这样,在实施针刀治疗的过程中,传感器阵列 121 通过水袋 18 与病人皮

肤接触,在传感器阵列 121 与病人皮肤之间的压力下,水袋 18 即会发生形变,以填充传感器阵列 121 与病人皮肤之间的空隙,从而使得超声波信号的传播路径上不会存在空气,保证了超声波信号的耦合,提高了以针刀为目标的图像捕捉的可靠性。

[0082] 本发明设备实施例一中也可包括上述的水袋 18 和水泵。实际应用中,也可以用充满其他液体的封闭软包装替代水袋 18。

[0083] 图 8 为本发明设备实施例二中超声波设备的显示画面示意图。如图 8 所示,画面中显示了针刀 11 的刃部 111 切割病体组织 80 的过程,且图像中还显示了附近的其他正常组织如病人的血管 51,这种可视化使得在进行针刀操作时避免伤及正常组织。通过本实施例得到的超声波图像中不存在覆盖盲区。

[0084] 可见,本实施例中,通过超声波探头 12 向针刀 11 的刃部所在的方向发射超声波信号,并由超声波扫描电路 13 将超声波探头 12 输出的超声波反馈信号转换为超声波图像并通过显示电路 14 输出,从而实现了针刀 11 的图像捕捉,实现了针刀可视化。

[0085] 而且,本实施例中,还可以由角度测量传感器 15 实时测量针刀 11 相比于传感器阵列 121 所在平面的角度,驱动器 17 即可实时调整传感器阵列 121 的角度,以实现超声波信号发射角度的机械偏转,使得所发射的超声波信号能够跟随所述针刀 11 的运动,始终覆盖针刀 11 的刃部 111,从而保证了针刀 11 的刃部 111 始终处于超声波信号所产生的能量带中,进而使得针刀刃部始终出现在超声图像中,进一步保证了针刀可视化的稳定性。

[0086] 作为另选方案,也可以将实施例二中的针刀 11 设置在具有沟槽的超声波探头 12B 的内部,即针刀 11 和超声波探头 12B 的连接关系也可以采用与实施例一相同的方式。

[0087] 以上是对超声波设备的详细说明,下面,对基于上述超声波设备、并以针刀为目标的图像捕捉方法进行详细说明。

[0088] 方法实施例

[0089] 图 9 为本发明方法实施例中图像捕捉方法的流程图。如图 9 所示,本实施例中的图像捕捉方法包括以下步骤:

[0090] 步骤 901,测量针刀 11 的偏转角度,并根据所述偏转角度生成用于调整超声波束的照射方向的角度信息。

[0091] 步骤 902,根据所述角度信息,调整所发射的超声波束的照射方向,使得超声波束的照射方向偏向所述针刀 11 的刃部 111 的运动方向。

[0092] 本步骤中,可以通过调整超声波束偏向角度参数来实现超声波束照射方向的调整,也可以通过调整超声波发射面倾角来实现超声波束照射方向的调整,使得所发射的超声波信号跟随所述针刀的运动从而覆盖针刀的刃部。

[0093] 步骤 903,按所述照射方向发射超声波发射信号并接收超声波反馈信号。

[0094] 上述流程是一个实时捕捉针刀刃部所在方向图像的循环过程,在每一帧超声图像的扫描周期内,可以重复多次执行上述流程。通过上述流程即可实现针刀可视化。而且,由于在针刀治疗过程中,针刀是实时运动的,因此,为了保证针刀的刃部能够始终处于超声波信号所产生的能量带中,上述流程还实时测量针刀与发射超声波信号的传感器阵列的夹角,并对超声波信号的角度进行适应性调整,从而使针刀的刃部始终处于超声波图像中,进而使得针刀刃部始终出现在超声图像中,进一步保证了针刀可视化的稳定性。

[0095] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并非用于限定本发明的保护范围。凡在

本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换以及改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

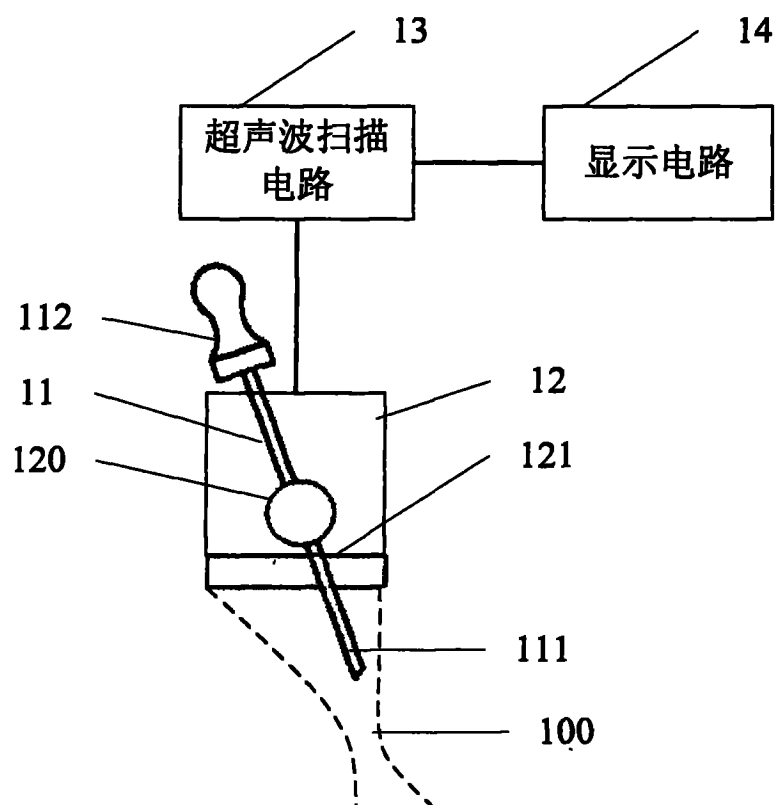
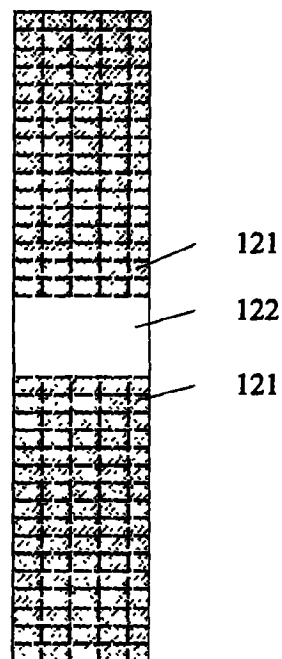
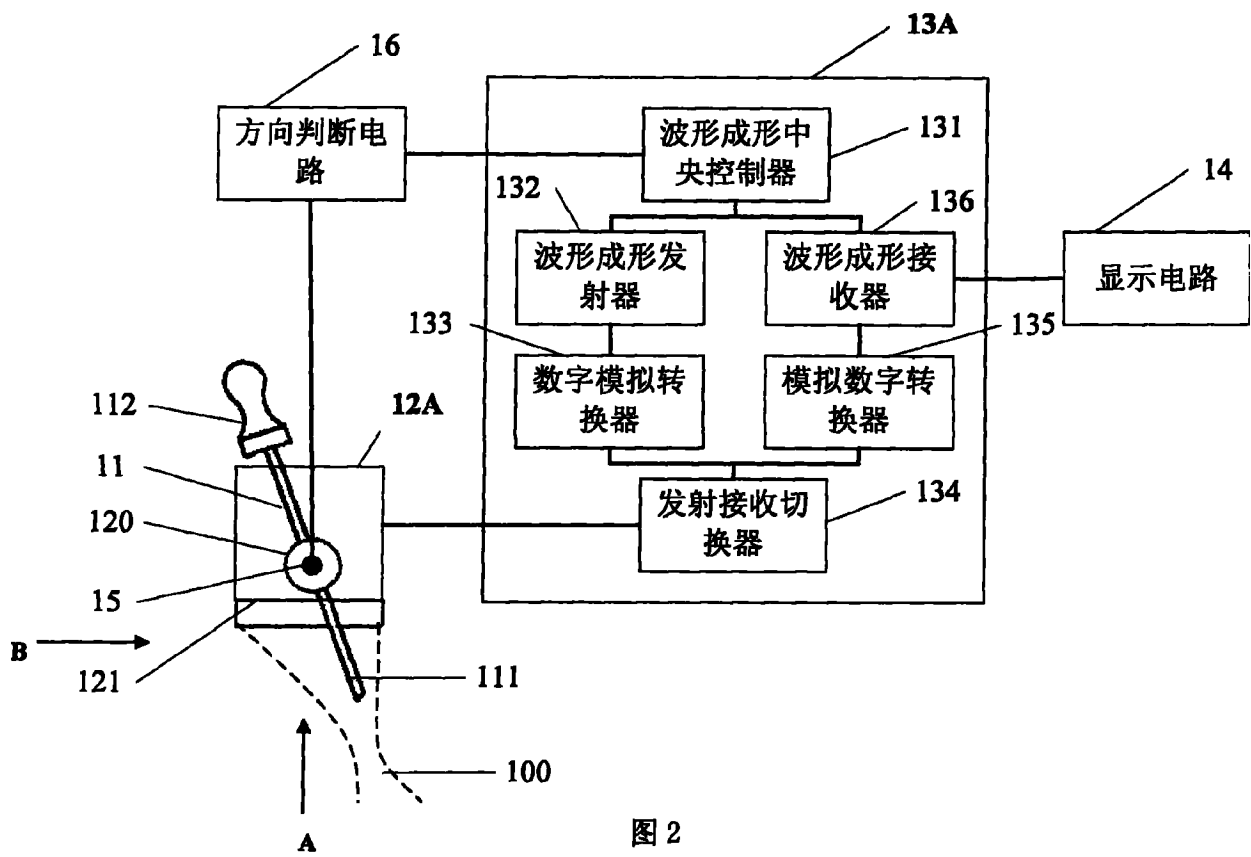


图 1



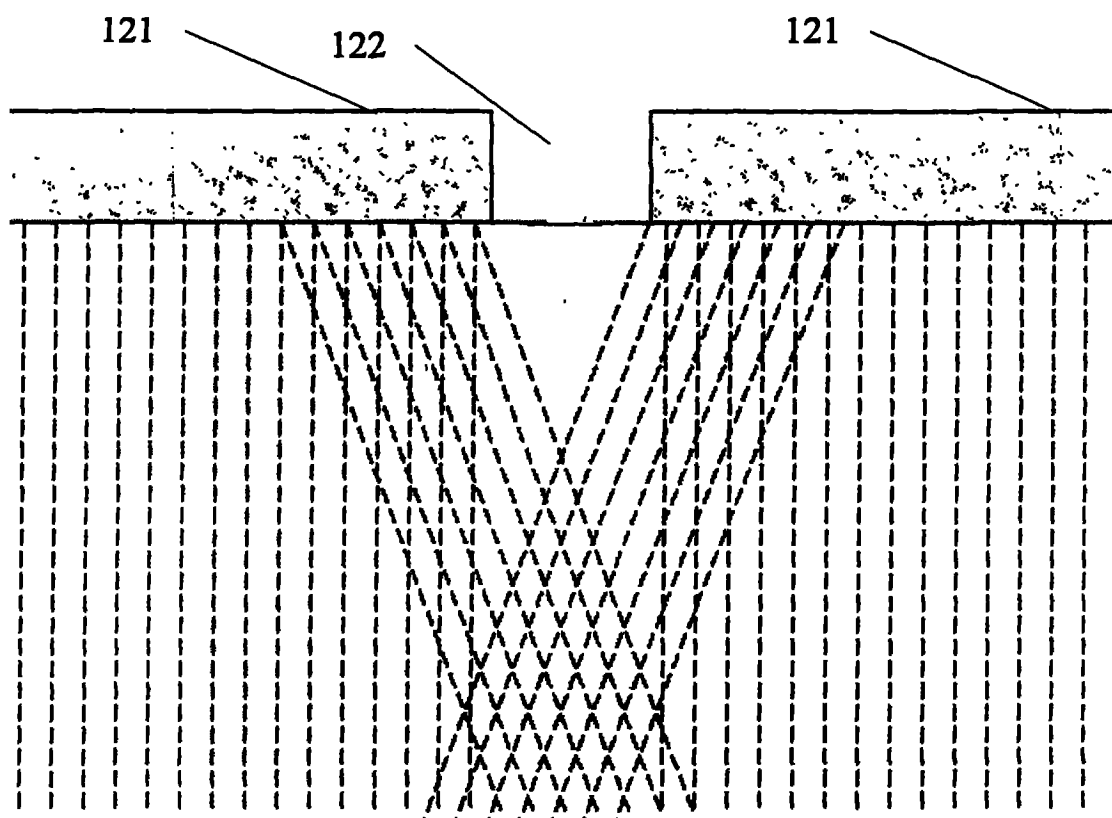


图 4

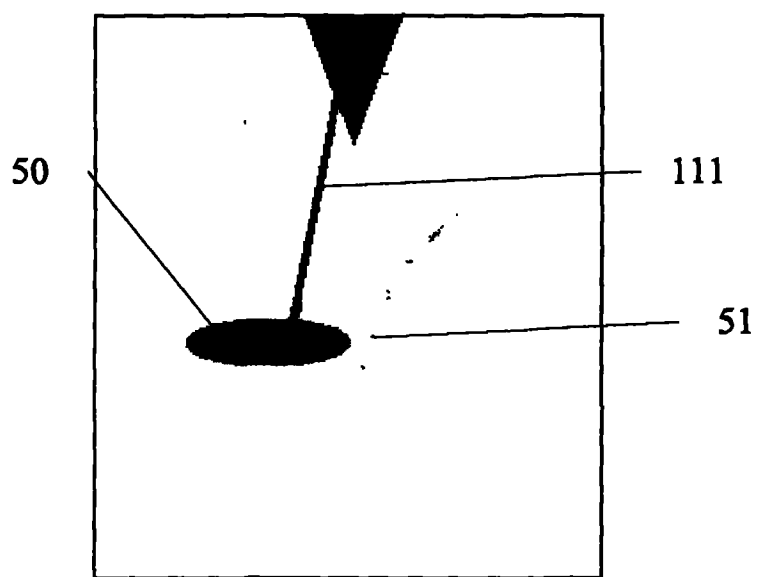


图 5

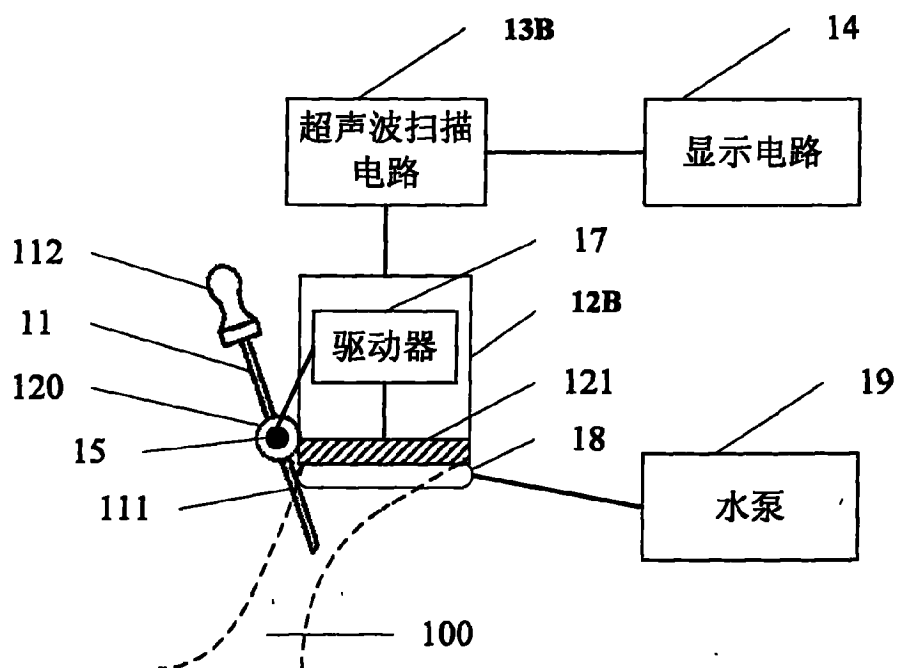


图 6

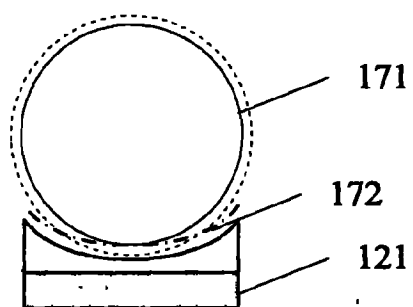


图 7

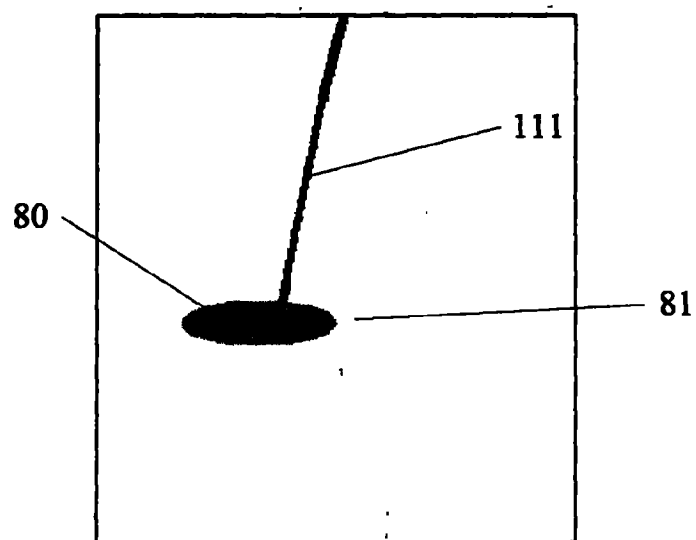


图 8

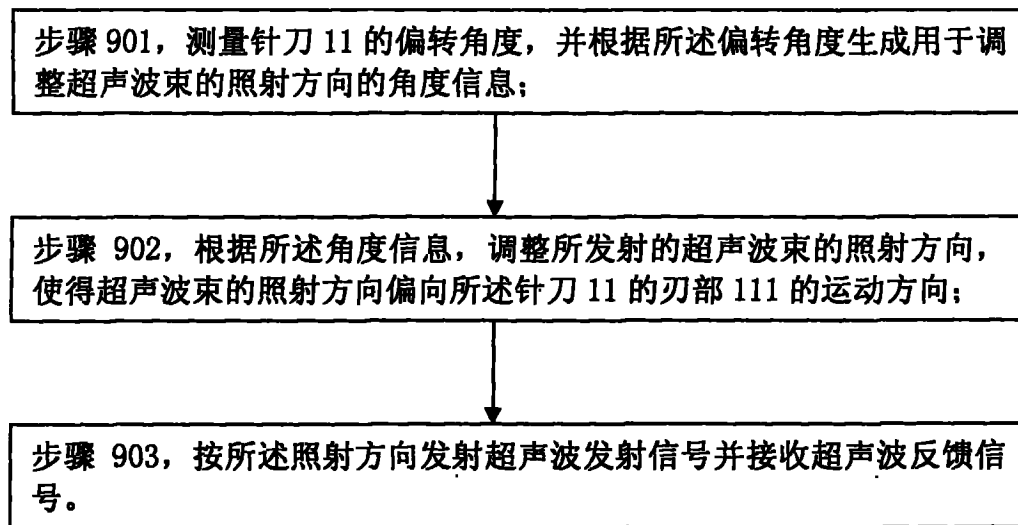


图 9

专利名称(译)	超声波设备		
公开(公告)号	CN101467896B	公开(公告)日	2010-12-01
申请号	CN200710301663.7	申请日	2007-12-29
[标]申请(专利权)人(译)	西门子(中国)有限公司		
申请(专利权)人(译)	西门子(中国)有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子(中国)有限公司		
[标]发明人	朱磊 徐元景		
发明人	朱磊 徐元景		
IPC分类号	A61B8/13 A61B17/32		
审查员(译)	王婷		
其他公开文献	CN101467896A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种超声波设备以及一种图像捕捉方法。本发明通过向针刀(11)的刃部(111)所在方向发射超声波信号,将超声波反馈信号转换为超声波图像并通过显示电路(14)输出,从而实现了针刀(11)的图像捕捉,实现了针刀可视化。而且,本发明的超声波设备通过测量针刀(11)的偏转角度并相应地调整所发射的超声波束的照射方向,使得超声波束的照射方向偏向针刀(11)的刃部(111)的运动方向。本发明能够保证针刀(11)的刃部(111)始终处于超声波所产生的能量带中,进而使得针刀刃部始终出现在超声图像中,进一步提高了针刀可视化的稳定性。

