

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.
A61B 8/00 (2006.01)
A61M 5/42 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680020384.7

[43] 公开日 2008年6月4日

[11] 公开号 CN 101193595A

[22] 申请日 2006.6.6

[21] 申请号 200680020384.7

[30] 优先权

[32] 2005.6.10 [33] EP [31] 05105115.9

[86] 国际申请 PCT/IB2006/051797 2006.6.6

[87] 国际公布 WO2006/131881 英 2006.12.14

[85] 进入国家阶段日期 2007.12.7

[71] 申请人 皇家飞利浦电子股份有限公司

地址 荷兰艾恩德霍芬

[72] 发明人 C·施瓦赫 S·内尔肯

G·W·吕卡森 M·格里格斯

F·J·M·弗里德 R·赫金伯格

N·L·W·艾克兰伯格

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司
代理人 王 英

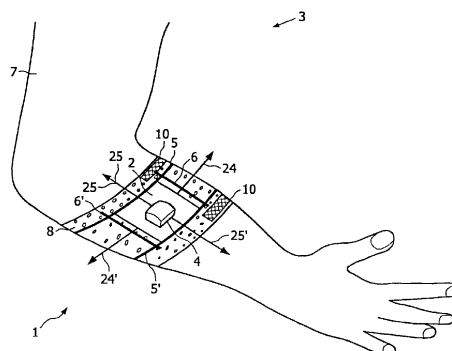
权利要求书 2 页 说明书 12 页 附图 5 页

[54] 发明名称

用于在患者或动物皮肤表面上导引探针的系统

[57] 摘要

本发明涉及一种用于在患者皮肤表面上导引探针的系统。使用超声技术对诸如血管的小结构执行测量需要测量探针和要检查的组织之间的较好定义的空间关系。本发明寻求确保测量探针在皮肤上以受控和精确的方式移动。因而，建议系统 1，其包括探针支持器 2，探针 4 刚性地连接于其上。探针支持器 2 沿着至少一个轨道 5、5' 可移动。该轨道可以缠绕患者 3 或者患者或动物的身体部分 7。



- 1、一种用于在患者 (3) 的皮肤上导引探针支持器 (2) 的系统 (1), 包括:
 - a) 探针支持器 (2), 探针 (4) 可刚性地连接于其上,
 - b) 至少一个挠性轨道 (5、5'、6、6'), 其可以缠绕所述患者的身体的至少一部分 (7),
 - c) 由此所述探针支持器可移动地安装或被移动地安装在所述轨道上。
- 2、根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述系统包括布置成基本上彼此平行的至少两个挠性轨道, 并且所述探针支持器可移动地安装或被移动地安装在所述轨道之间。
- 3、根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述探针支持器基本上平行于以及基本上垂直于所述轨道可移动。
- 4、根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述轨道安装在皮带(8)上, 该皮带可以缠绕所述患者或所述患者的身体部分。
- 5、根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述系统还包括用于相对于所述轨道固定所述探针支持器的方位的装置 (9)。
- 6、根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述系统包括致动装置 (13), 其适于沿着所述轨道移动所述探针支持器。
- 7、根据权利要求1所述的系统, 其特征在于, 所述系统容纳穿刺系统 (100), 该穿刺系统用于将套管或针 (117) 插入所述患者血管 (102) 中。
- 8、根据权利要求7所述的系统, 其特征在于, 所述穿刺系统包括
 - a) 位置确定装置 (108), 用于确定所述血管的至少一个位置, 以及

b) 处理装置 (110), 用于响应于所述位置确定装置的输出来确定所述血管的穿刺位置 (124)。

9、根据权利要求 7 所述的系统, 其特征在于, 所述穿刺系统包括

a) 光源 (17),

b) 与所述光源相关的投影装置 (18), 所述投影装置适于用光在所述患者皮肤上指示所述穿刺位置和所述血管路线。

10、根据权利要求 8 所述的系统, 其特征在于, 所述位置确定装置适于在所述套管插入期间追踪所述套管远端 (19) 的位置, 所述系统还包括控制装置 (20), 用于响应于对所述套管远端的追踪来控制所述套管的移动。

11、根据权利要求 8 所述的系统, 其特征在于, 所述位置确定装置适于在所述套管插入期间追踪所述血管的位置和尺寸, 并且还包括控制装置, 用于响应于对所述血管参数的追踪来控制所述套管的移动。

12、根据权利要求 7 所述的系统, 其特征在于, 所述穿刺系统包括用于区分动脉 (22) 和静脉 (23) 的血管识别装置 (21)。

13、根据权利要求 12 所述的穿刺系统, 其特征在于, 所述血管识别装置适于测量血流的方向、分析血液的流动特性、根据机械触诊执行识别、或者适于测量血液中的含氧量。

用于在患者或动物皮肤表面上导引探针的系统

技术领域

本发明涉及对皮肤以及皮肤以下的组织和结构的医学诊断，并且尤其涉及插管领域，因而涉及将套管或针插入人或动物的脉管系统中。

技术背景

为了使用超声系统等的皮肤或皮肤下的结构的医学诊断，需要将测量探针定位于皮肤之上，从而超声波可以穿透患者身体。然后可以使用超声以产生已扫描的身体部分的二维（2D）或三维（3D）图像，从而产生例如血管、肾脏或肝脏的图像。

尤其当将执行对于诸如血管的较小对象的成像时，探针相对于所扫描的对象的移动变得更加关键。这种移动减少了图像的有效空间分辨率，并且因而应当避免。然而，手动移动并固定探针在合适的地方以及最优化其方位是困难的任务，尤其当需要执行附加任务时。

为了避免这种移动，在许多情况下不允许患者移动，甚至需要屏住呼吸。然而，当患者仍然移动过多时，结果是不满意的，这尤其发生在小孩子的情况下。

US 6,478,740 B2 公开了一种具有手持卫星器件（satellite）的超声成像系统。该卫星器件包括机动化换能器，其跨过皮肤移动并且可以用于定位血管。

US 6,530,886 B1 公开了一种使用超声测量皮下脂肪的装置。超声探针可滑动地安装在借助于皮带紧固在患者身体上的装置。

发明内容

本发明的一个目的是避免现有技术的上述问题，以及提供一种用于在患者皮肤上导引探针的系统，借助于该系统可以以非常精确的方式控制探针的移动。

该目的和其它目的由独立权利要求的特征所解决。本发明的其它实施例由从属权利要求的特征所描述。应当强调的是，权利要求中的任何附图标记不应当理解为限制本发明的范围。

该系统包括探针支持器，探针可以刚性地连接到其上。此外，使用至少一个挠性轨道，其可以缠绕在患者或患者身体的一部分之上，其中所述探针支持器被可移动地安装或者可以可移动地安装在所述轨道上。

本说明书中使用的术语“患者”应当理解为包括人类以及动物。

探针可以借助于诸如螺钉、咬合底座等的常规紧固装置而紧固到探针支持器。这样，在探针支持器和探针之间存在固定的空间关系。轨道环绕患者，并且然后坚固地连接到患者。而且，由于将探针支持器连接到至少一个轨道，不存在探针相对于患者身体的不想要的移动。由于探针支持器被可移动地安装或可以可移动地安装在轨道上，沿着轨道的精确移动是可能的，以搜索探针的最优方位。

上一段落中所陈述的方法允许手动、半自动或自动地精确移动探针支持器以及探针。为了更好地提高该精确性，可以将探针支持器的方位紧固到上轨道。在该紧固过程之前，可以容易地改变轨道相对于患者身体的方位，以便于最优化探针的测量方位。

在最简单的情况中，探针支持器仅是一块板，其被可移动地安装或者可以可移动地安装在至少一个轨道上，以使得探针支持器可以容易地沿着轨道平移。

该至少一个轨道含有挠性材料，以使得其可以缠绕患者或患者的身体器官。因而其可以缠绕腿、手、臂或身体其它部分。

探针支持器可以容纳轨道上部的至少一部分，例如借助于凹窝。如果凹窝附近的支持器的材料是刚性的，轨道端部可以插入凹窝中。如果材料是弹性的，存在将探针支持器卡合（clicking）在轨道上的另外的可能性。然后，轨道咬合在探针支持器的凹窝中，并且在探针支持器和轨道之间建立可移动关系。

在优选实施例中，该系统包括至少两个挠性轨道，其布置成基本上互相平行，并且探针可移动地安装在所述轨道之间。这有利于系统更牢固地连接到身体部位。尤其，这一选择禁止探针支持器围绕垂直于轨道的轴的旋转运动。而且，由于具有两个轨道的方法最小化了轨道上和/或上述用于

收纳轨道的凹窝的剪切力，可以将较大的探针更牢固地连接到探针支持器。

在又一实施例中，轨道安装在可连接至患者的皮带上。为此目的，皮带由例如聚合物的挠性材料制成，从而挠性皮带可以缠绕在患者或动物或患者身体器官周围。皮带便于佩戴具有两个或以上轨道的系统且加速佩戴过程，这是由于仅需将单一皮带连接到人体部位，而代替多个部件。而且，佩戴皮带比佩戴单一轨道更方便。因而，皮带允许更方便和更快速地使用该系统。

在又一实施例中，探针支持器可基本平行地移动以及基本上垂直于至少一个轨道。如上所述，探针支持器可以包括凹窝，其容纳轨道的上部，以使得探针支持器可以沿着轨道移动。而且，轨道自身可以在基本上垂直于轨道的方向上移动。为此目的，该至少一个轨道可以滑动地安装在皮带上，例如通过将轨道安装在板上，其中板安装在第二轨道上，该第二轨道的定向垂直于第一轨道的定向。该实施例允许探针在皮肤上的二维移动。

在又一实施例上，该皮带包括 Velcro 紧固件。该 Velcro 紧固件帮助调整强度的长度(length of strength)，并且确保皮带紧密地适于身体部位。而且，这允许补偿不同的身体尺寸以及不同的身体部分所需的不同的皮带尺寸。然而，在后者情况下，优选对不同的身体部位采用不同的皮带。

在又一实施例中，该系统包括用于相对于至少一个轨道而固定探针支持器的方位的装置。该固定装置可能是压靠轨道作为制动器的元件。当探针已经处于执行测量的最优方位时，用上述制动器固定探针相对于皮肤的方位。固定装置具有这样的优点，即无需手动固定该方位，允许自动操作，从而使用该系统的医护人员可以方便地执行其它任务。

在本发明另一方面，该系统提供一种穿刺系统，用于将套管或针插入患者血管中。然后，探针支持器包含适于该目的的探针，同时探针采用诸如近红外成像、光学相干断层摄影、光声成像或超声技术的技术。而且，可以使用基于多普勒信号的技术，例如多普勒超声或多普勒光学相干断层摄影。同样，可以实施基于多普勒和基于成像的信号采集技术的组合。

与在上一段落中所述的穿刺系统协作的导引系统的实施例，提供了执行抽血、灌输、导管插入、透析应用等的可能性。与不具有该系统的操作相比，对于患者可以更安全地执行这些任务，并且更可能真正穿刺血管。这对于经验较少的医护人员而言，尤其有效。因而，可以指派这组人员以

更低地成本执行这些任务。而且，增加的安全性和舒适感允许患者在家中
使用系统，其与合适的血管参数分析工具一同使得可以更频繁地测量。

穿刺系统允许操作者在执行上述任务之一时手动、半自动或甚至自动
地工作。

在本发明另一实施例中，该系统包括致动装置，其适于在患者皮肤上
移动探针支持器。这优选响应于穿刺系统的输出而实现。然后，该移动可
能在平行于和/或垂直于轨道的方向上。这样，该系统可以自主地确定探针
测量的最优方位，并且确定插入套管的最优方位。这提供了更高的自动化
程度并对操作者提供了增加的舒适度。

在另一实施例中，穿刺系统包括用于确定血管的至少一个位置的位置
确定装置以及用于响应于位置确定装置的输出而确定血管的穿刺位置的处
理装置。位置确定装置通过使用上述探针执行测量，并且诸如计算实体和
软件的处理装置相应地分析测量值。处理装置可以将结果显示在屏幕上，
例如作为示出血管的2D图像和3D图像。

通常，位置确定装置适于提供血管的多个几何形状数据。这允许确定
诸如血管直径、血管尺寸以及皮肤下深度的参数。此外，位置确定装置有
效地确定血管路线。对血管的这种几何形状和位置信息的有效使用，允许
高精度和可靠地确定最优穿刺位置，这最终允许最小化损伤血管壁的危险。
因此，可以最小化产生和严重出血、血肿或炎症。同样通过有效使用获得
的血管的几何形状和位置数据，可以防止多次尝试将针或套管插入，因为
在插入针或套管之前对血管可靠和精确的检查几乎确保可以正确地一次将
针或套管插入或引入脉管系统。尤其，在紧急情况下明显的是，与完全手
动插管相比，该受导引的穿刺高度有利。

当该系统装配有如上所述的穿刺系统时，该穿刺系统可以包括光源和
与光源相关的投影装置。在这种情况下，投影装置适于用灯光在患者皮肤
上指示穿刺位置和血管路线。该实施例有利于手动或半自动插管的情况，
因为由光导引将套管定位在皮肤上并且在定位之后对准套管。

作为范例，穿刺位置可以由十字或者另一图案标记，并且血管路线可
以由箭头或线显示。而且，也可以指示套管关于皮肤的角度。投影装置可
以包括可倾斜镜体，反射由光源发射的光。光可以是激光，例如激光指示
器，发光二极管的光。该光优选为绿光，因为绿光在所有皮肤类型上，例

如在浅色皮肤和暗色皮肤上易于可见。

根据本发明又一实施例，位置确定装置还适于在插入针或套管期间追踪针或套管远端的位置。穿刺系统还具有控制装置，用于响应于对针或套管远端的追踪而控制针或套管的移动。这样，穿刺系统装配有反馈，允许监视和核查是否正确地插入了针或套管的远端。该功能有效地表示了穿刺系统的安全机构，并且帮助阻止不考虑精确血管检查，而可能错误地引入套管，这可能对患者健康有严重后果。

通常，位置确定装置提供了血管的路线和位置确定，并且以足够的重复率追踪针或套管远端，其允许在套管引入偏离预定路径或进度的情况下快速做出反应。同样，位置确定装置允许核查是否已经将针或套管的远端正确地插入人脉管系统中。因而，位置确定装置不仅在插入针或套管期间提供了控制机构，而且允许在已经终止脉管内插入之后核查针或套管的最终方位。

代替追踪针或套管远端，也可以在插入期间监视和跟随血管的方位、尺寸或移动。原则上，这应当也提供足够的信息，并且稍微简单的方法。如果已知针或套管需要停止之处并且如果已经确定插入参数，可以在插入期间监视血管的位置和尺寸。然而，如果血管未停留在合适的地方，插入就出错。

血管识别装置适于识别血管是动脉或静脉。通过附加功能，套管插入系统得到更安全的使用，因为许多应用需要穿刺正确的血管类型。这允许较少经验的医护人员使用套管插入系统，这节省了昂贵健康系统中的花费。甚至可以想象的是，不具有医护知识的患者在医护人员的监督下使用套管插入系统。然后，例如抽血的程序变得特别容易。

识别血管类型的第一种可能性在于应用具有或不具有成像的常规多普勒技术，尤其超声或光学多普勒系统。在该情况下，超声和光学信号耦合到包含血管的组织中，而然后由血液中的粒子吸收。然后，超声或光能由粒子发射、并且由传感器作为多普勒信号检测。从传感器流走的血液发射的超声或光波的频率，低于耦合到组织的波的频率。多普勒信号因而产生血流的方向，其区分动脉和静脉，因为动脉中血液远离心脏流动，而静脉中血液流向心脏。血管的该流动方向可以用颜色标记。血流的方向可以赋予红色或者蓝色，指示流向超声换能器或光学探针或者远离其。这是该技

术称为彩色多普勒（超声）技术的原因。

类似于第一种可能性的第二种可能性是将多普勒信号的频移确定为时间的函数。可以使用该结果计算作为时间的函数的血流。静脉中血流在时间上相当恒定，然而动脉中血流实质上脉动的，脉搏的频率表示心率。因而，可以使用血流的脉动或非脉动特性区分动脉和静脉。

第三种可能性是执行机械触诊。如果包含血管的组织受到机械压力，静脉趋向于萎陷，然而由于不同的血管壁特性动脉不萎陷。因而，可以使用静脉和动脉关于机械压力的不同性能而区分动脉和静脉。通过将成像探针推到皮肤上并且跟随相应信号可以执行机械触诊。

区分动脉和静脉的第四种可能性是确定血液中的含氧量，其可以由吸收技术测量。在第一步，血管经受第一波长的光，其被静脉中所发现的低氧血较好地吸收。在第二步，血管经受第二波长的光，其被动脉中所发现的高氧血较好地吸收。因而通过测量和分析两种波长的吸收可以区分动脉和静脉。

根据又一优选实施例，针和套管可应用于抽血和/或药物灌输和/或输血，和/或导管插入和/或透析应用。因而，本发明可以广泛地应用于需要将针或套管插入人脉管系统的各种不同的医疗目的。用于固定针或套管的各个套管插入装置通常通过使用组件概念而实现，允许快速和牢固的使针或套管插入系统适于多个不同的目的。

附图说明

从下文所述的实施例，本发明的这些和其它方面将是显然的，并且将参考所述实施例而说明。

图1示出了连接到患者手臂的导引系统，

图2示出了连接到患者手臂的导引系统的侧视图，

图3示出了允许在一个方向上移动的探针支持器，

图4示出了允许在两个方向上移动的第二支持器，

图5示出了本发明穿刺系统的示意性结构图，

图6示出了穿刺系统确定的穿刺位置和插入方位的示意图。

附图标记

- 01: 系统
- 02: 探针支持器
- 03: 患者
- 04: 探针
- 05: 轨道
- 05': 轨道
- 06: 轨道
- 06': 轨道
- 07: 身体的部分/手臂
- 08: 皮带
- 09: 固定装置
- 10: Velcro 紧固件
- 13: 致动装置
- 17: 光源
- 18: 投影装置
- 19: 远端
- 20: 控制装置
- 21: 血管识别装置
- 22: 动脉
- 23: 静脉
- 24: 箭头
- 24': 箭头
- 25: 箭头
- 25': 箭头
- 26: 凹窝
- 26': 凹窝
- 26'': 凹窝
- 26''': 凹窝
- 100: 穿刺系统
- 102: 血管

- 104: 皮肤
- 106: 组织
- 108: 采集模块
- 110: 检测系统
- 112: 控制单元
- 114: 套管控制器
- 116: 套管载体
- 117: 套管
- 118: 平行于皮肤的方向
- 119: 角度
- 120: 插入方向
- 122: 套管远端
- 124: 穿刺位置
- 126: 插入方位
- 128: 插入路径

具体实施方式

图1示出了根据本发明的导引系统1。该系统1缠绕在患者3的手臂7周围。其具有矩形形状皮带8，宽15cm，并且长度可借助于Velcro紧固件7调整。通过合适地使用Velcro紧固件10，可以确保皮带8紧密地适于患者3的手臂。

两个挠性轨道5、5'位于皮带8之上。

轨道5、5'由聚丙烯制成，并且以平行结构间隔开约7cm。探针支持器2可移动地安装在轨道5、5'之间，并且承载探针4。探针4旋在探针支持器2上。探针支持器2可以如箭头24和24'所示平行于轨道5、5'行进。第一轨道5、5'可移动地安装在第二轨道6、6'上，同时轨道6、6'的对准方向垂直于轨道5、5'的对准方向。因而，探针支持器2可平行，以及垂直第一轨道5、5'移动。图1的实施例中选择两个平行轨道，确定系统不摇晃，并且有效地防止探针支持器围绕轨道旋转。而且，探针支持器的稳定安装使得可以将更重和/或更大的探针牢固地连接到探针支持器。

根据图 1 的系统容易地连接到患者, 由此 Velcro 紧固件 10 允许根据患者或其被连接的身体部分的尺寸而独立调整皮带 8 的长度。而且, 其允许分别在方向 24、24' 和 25、25' 上非常精确地移动探针 2。为了更多地提高精确性, 探针支持器可以紧固到轨道上。在该紧固过程之前, 轨道的方位可以容易地改变, 以便于最优化探针的测量方位。

图 2 中示出了探针支持器 2 与手臂 7 的连接。探针支持器 2 搁置在皮带 8 上, 其中为了简单, 未示出轨道。探针 4 在探针支持器 2 之上, 并且扫描以寻找诸如动脉 22 和静脉 23 的血管。如下面更详细讨论地, 血管识别装置 21 用于区分静脉和动脉。而且, 血管识别装置 21 还适于监视和/或导引套管 117 的远端 19 移动进入动脉 22 或静脉 23。

图 3 更详细地示出了探针支持器 2。探针支持器 2 基本上包括带纵向凹窝 26、26' 的矩形板, 轨道 5、5' 插入所述凹窝中。板相对于轨道的移动可以这样建立, 即致动装置 13 包括具有齿的大齿轮 (未示出), 由于板具有用于此目的的长圆开口, 由此齿与轨道中的相应开口啮合。致动装置 13 还包括用于确定轨道中探针支持器 2 的安全方位的装置 9。

图 4 中使用相同的方法, 图 4 示出了具有凹窝 26、26' 的探针支持器 2, 所述凹窝用于容纳在第一方向上基本平行的第一对轨道。而且, 探针支持器 2 具有附加凹窝 26'' 和 26'''', 所述附加凹窝与凹窝 26、26' 相比, 布置有高度偏移量 O , 如双箭头所示。这些附加凹窝 26'' 和 26''' 用于容纳在垂直于第一方向的第二方向上基本上平行的第二对轨道。在两个方向上的移动, 通过沿着由凹窝 26、26' 容纳的轨道 5、5' (未示出) 滑动探针支持器 2 和/或通过沿着由凹窝 26'' 和 26''' 容纳的轨道 6、6' (未示出) 的滑动而实现。

图 5 示出了穿刺系统 100 的示意性结构图, 其可安装在探针支持器 2 上, 其中为了简化, 未示出探针支持器 2。穿刺系统 100 具有采集模块 108、检测系统 110、控制单元 112、套管控制器 114 以及套管载体 116。套管 117 自身可以刚性地连接到套管载体 116, 其表示用于固定套管的紧固装置以及用于移动和对准套管 117 的装置, 如套管控制单元 114 所控制的。套管 117 和套管载体 116 可以沿着插入方向 120 以及沿着基本上平行于皮肤 104 表面的方向 118 而移动。原则上, 方向 118 可以是平行于皮肤表面的平面中的任何方向。通常, 套管 117 和套管载体 116 借助于套管控制器 114 在所有三个空间方向上可移动。同样, 插入方向 120 和皮肤 104 表面之间的角度 α

119 可以借助于套管控制器 114 以这样的方式任意修改,即以借助于检测系统 110 和控制单元 112 确定的方式。

图 6 借助于人皮肤 104 的横截面图示,示出了将穿刺系统应用于人。在皮肤 104 的表面下是组织 106 所围绕的血管 102。当穿刺系统 100 安装在探针支持器 2 上时,其在人皮肤 104 上。采集模块 108 适于从组织 106 和血管 102 采集光、光声和声学数据,其允许分类至少一个血管参数,诸如血管位置、血管直径、血管尺寸、皮肤 104 表面下的深度、血管的几何形状、血流或类似参数。

优选地,采集模块 108 借助于允许产生提供对血管 102 的识别的信号超声、近红外成像、光学相干断层摄影、多普勒超声、多普勒光学相干断层摄影或光声技术。由采集模块 108 采集的信号应用于检测系统 110,其依次产生血管 102 的信号。因此,检测系统 110 以及采集模块 108 在某种意义上协作,即检测系统 110 适于对从采集模块 108 获得的信号执行信号处理。通过使用光学、光声或超声检测,甚至在皮肤 104 表面下相当深度处,也可以精确地定位血管 102。附加地或作为选择,也可以应用包括例如允许检测例如血管 102 中血流的多普勒超声技术的多普勒技术。同样地,可以相应地应用多普勒光学相干断层摄影术。

也可以在不进行对血管成像的情况下,获得位置数据、几何形状数据以及与血管 102 的路线相关的数据的采集。因而,成像系统 110 并非必须提供可视图像。代替地,可以允许成像系统 110 从采集模块 108 采集的信号中直接提取血管参数。因而,可以借助于检测系统 110 或由控制单元 112 执行对血管参数的提取。

控制单元 112 具有处理单元,其允许处理从检测系统 110 获得的数据。根据检测系统 110 提供的数据类型,控制单元 112 的处理单元还可以处理血管参数以便从血管 102 的信号中提取所需的血管参数。而且,允许控制单元 112 执行组织分析,以核查穿刺位置附近的组织是否适于穿刺。

控制单元 112 用于处理血管参数,以便寻找和确定血管 102 的穿刺位置,其理想地适于插入套管 117。在基本实施例中,可以关于血管 102 的位置和路线确定该穿刺位置。更精密复杂的实施方式还考虑了预期穿刺位置附近的血管几何形状以及血管直径和皮肤 104 表面下的深度。

通常,可以将穿刺位置确定为考虑了所有类型的血管参数的最优化过

程的结果。例如，通常借助于控制单元 112 的处理单元执行的最优化过程可以指定穿刺位置不应在血管 102 的分叉或交汇处附近。此外，穿刺位置可能需要一定直径的血管 102。同样，可以关于皮肤 104 表面之下血管 102 的最小可能深度而确定穿刺位置。附加地，控制单元也可以确定插入方向 120，其指定套管 117 需要引入皮肤 104 和组织 106 的角度 α 119。

已经确定穿刺位置之后，控制单元 112 还适于指定套管 117 的插入方位。如可从图 6 获得的，插入方位指定套管 117 的方位以及对准或方向，套管 117 需要从其沿着插入方向偏移、即沿着符合套管纵向方向的方向移动，以便用其远端在确定的穿刺位置撞击血管。

在指定穿刺位置之后，组织分析装置核查围绕插入方位 126 的组织 106 是否适于穿刺。在备选方案中，选择相反顺序：在第一步中，分析皮肤表面，并且如果这是可以的，那么确定血管。组织分析装置可以是分离的装置，或者设置为控制单元 112 的附加功能。对于后者的情况，需要相应地补充控制单元 112 的固件。然后，控制单元 112 需要分析检测系统 110 的输出，所述检测系统 110 适于提供对穿刺位置 124 的测量。

在确定了穿刺位置 124 和插入方位 126 之后，开始插管，由此或者由操作者触发或者由穿刺系统自主地触发该开始。一旦套管 117 向血管 102 推进，采集模块 108 也采集套管 117 远端的方位数据。特别地，当套管 117 已经穿刺皮肤 104 时，对其远端的检测允许控制套管 117 通过组织的移动。一旦采集模块 108 检测到套管 117 的远端不适当地碰撞血管 102，套管插入的整个过程可以中断并且可以抽回套管 117。这样，血管相关数据和套管 117 的远端的方位数据的同时采集，允许有效地实现自主穿刺系统的反馈和安全机制。

代替追踪针或套管的远端 122，也可以在插入期间监视和跟随血管 102 的方位或移动，这是比上一段所述的方法更简单的方法。如果已知针或套管 117 必须停止之处或如果已经确定插入参数，可以在插入期间监视血管 102 的位置。然而，如果血管移动，该插入出错。

从下列事实中产生一个特别的优点，所述事实是探针支持器 2 容纳致动装置 13(比较图 3)，并且上述穿刺系统 100 与其协作。该致动装置适于响应于穿刺系统 100 的输出而操作，从而穿刺系统 100 成为自动血管探测器和穿刺位置探测器。

如从图 6 中可获得的，穿刺系统 100 包括激光器 17 和投影装置 18，后者包括可倾斜镜体，以将光投影在穿刺位置 124 上。这对内科医生有帮助，因为其视觉地导引医生将套管 117 精确地插入患者身体中。

而且，穿刺系统包括血管识别装置，其与采集模块 108 相同，即采集模块 108 适于区分血管是动脉 22 或静脉 23。

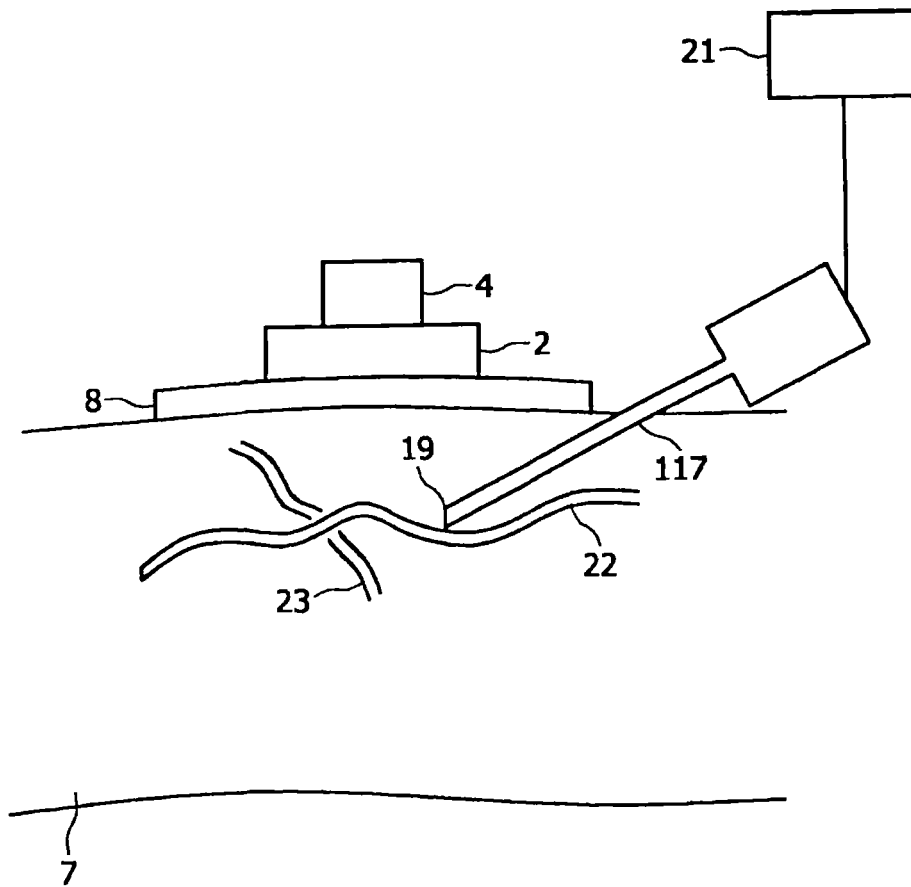


图2

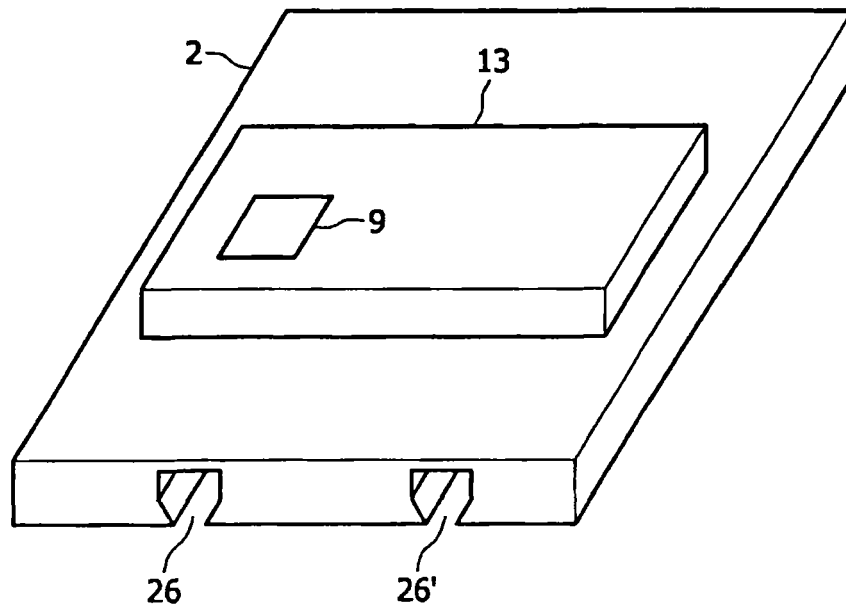


图3

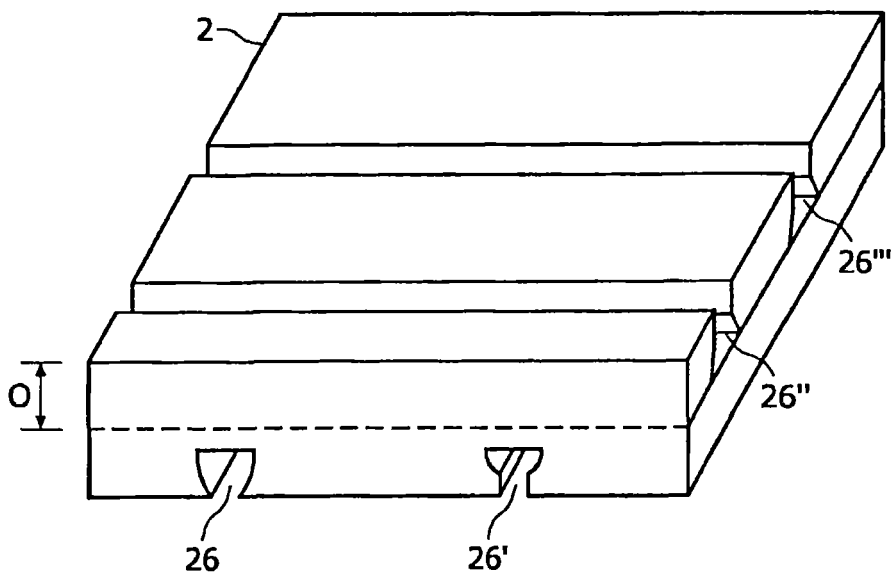


图4

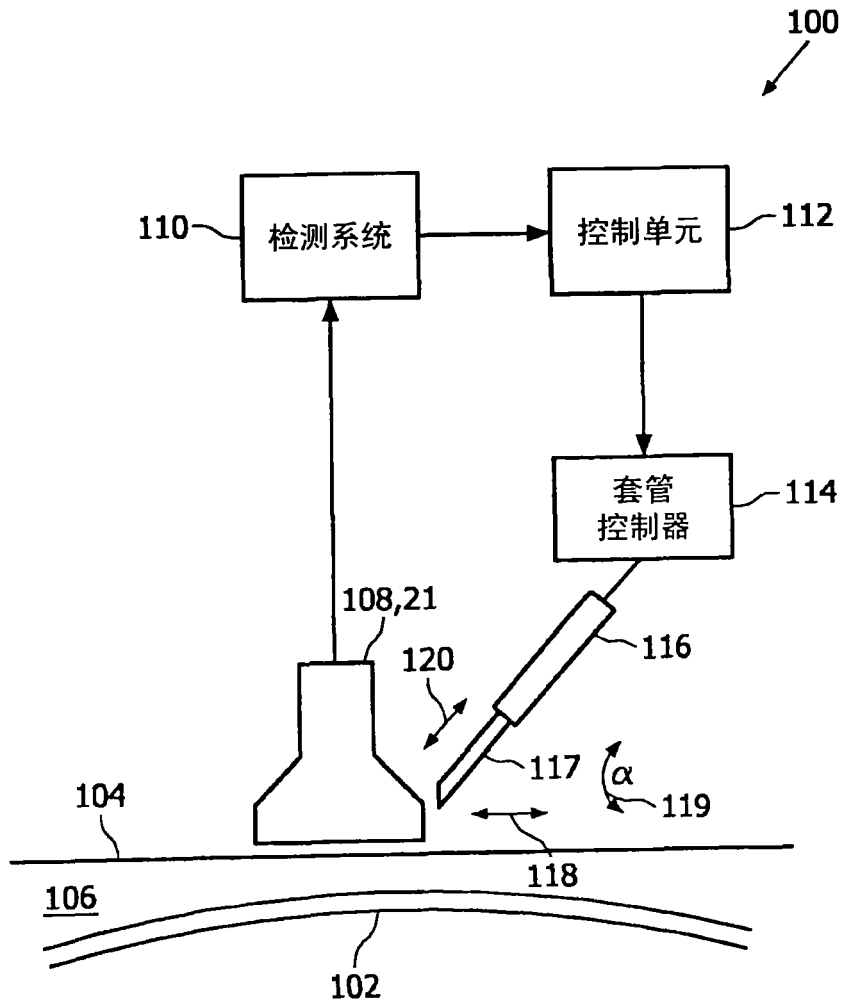


图5

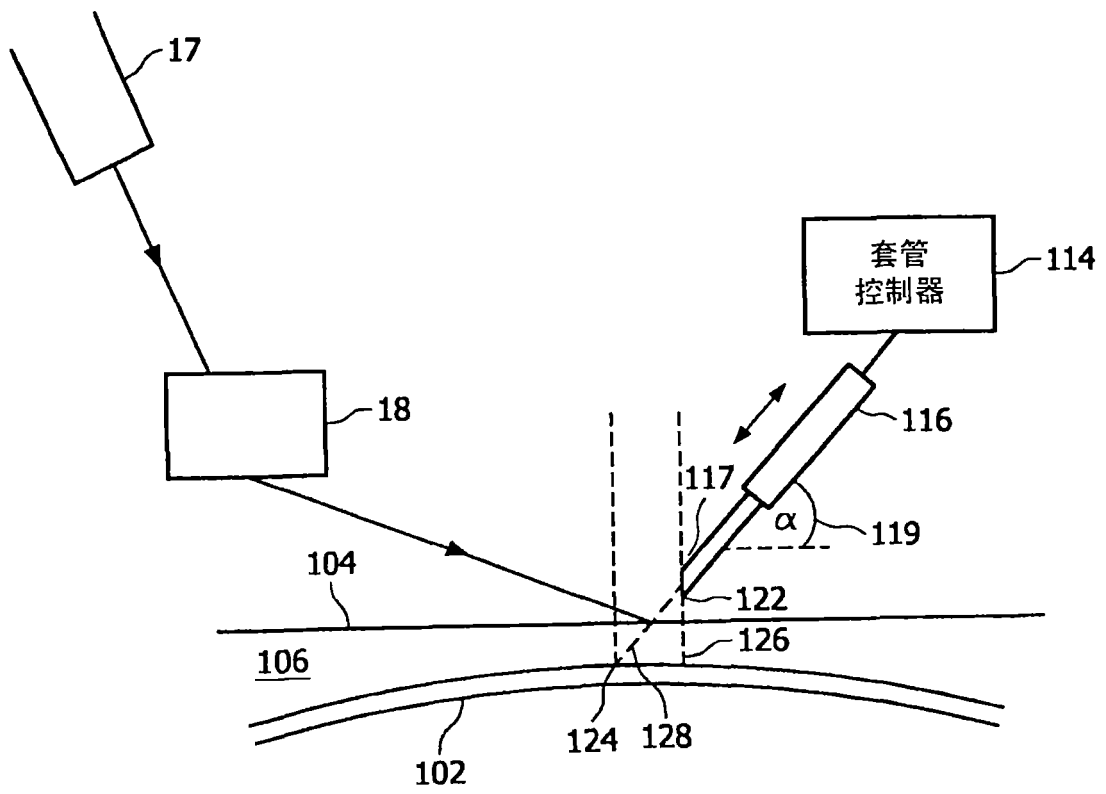


图6

专利名称(译)	用于在患者或动物皮肤表面上导引探针的系统		
公开(公告)号	CN101193595A	公开(公告)日	2008-06-04
申请号	CN200680020384.7	申请日	2006-06-06
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
[标]发明人	C施瓦赫 S内尔肯 GW吕卡森 M格里格斯 FJM弗里德 R赫金伯格 NLW艾克兰伯格		
发明人	C·施瓦赫 S·内尔肯 G·W·吕卡森 M·格里格斯 F·J·M·弗里德 R·赫金伯格 N·L·W·艾克兰伯格		
IPC分类号	A61B8/00 A61M5/42		
CPC分类号	A61B8/4461 A61B5/0059 A61B5/0073 A61B5/1075 A61B5/489 A61B8/4227 A61M5/427 A61B5/0095 A61B5/0066 A61B8/4209 A61B5/06 A61B8/06 A61B8/0833 A61B8/0841		
代理人(译)	王英		
优先权	2005105115 2005-06-10 EP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于在患者皮肤表面上导引探针的系统。使用超声技术对诸如血管的小结构执行测量需要测量探针和要检查的组织之间的较好定义的空间关系。本发明寻求确保测量探针在皮肤上以受控和精确的方式移动。因而，建议系统1，其包括探针支持器2，探针4刚性地连接于其上。探针支持器2沿着至少一个轨道5、5'可移动。该轨道可以缠绕患者3或者患者或动物的身体部分7。

