

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

A61B 8/08 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680050259.0

[43] 公开日 2009年1月21日

[11] 公开号 CN 101351157A

[22] 申请日 2006.12.28

[21] 申请号 200680050259.0

[30] 优先权

[32] 2006.1.3 [33] EP [31] 06300005.3

[86] 国际申请 PCT/IB2006/055049 2006.12.28

[87] 国际公布 WO2007/077515 英 2007.7.12

[85] 进入国家阶段日期 2008.7.2

[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 A·哈林 S·内尔肯

[74] 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

代理人 王英

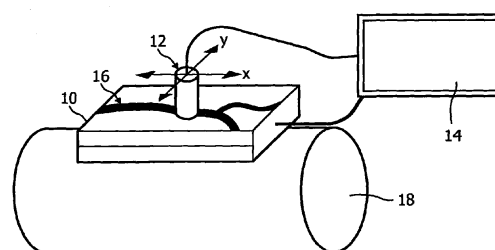
权利要求书2页 说明书5页 附图2页

[54] 发明名称

用于定位血管的方法和系统

[57] 摘要

一种用于检测血管并精确确定关于其的参数，诸如几何结构、深度和直径的方法和系统。使用诸如 IR 成像的光学成像获得感兴趣区域中的血管图案的一般概观(16)，从该感兴趣区域可以限定目标血管并确定其横向位置。然后，将超声成像用于精确地测量关于目标血管的诸如深度和直径的参数。所得到的系统是相对低成本的，并且相对易于实现和使用。



1、一种用于确定血管的一个或多个参数的方法，所述方法包括如下步骤：以电磁辐射照射对象（18）的感兴趣区域，接收从所述对象（18）反射或者通过所述对象（18）透射的电磁辐射并生成（100）表示所述接收的电磁辐射的强度分布的图像数据（16），从所述图像数据（16）识别（102）在所述感兴趣区域中的目标区域，相对于所述目标区域定位超声换能器（12）并在所述目标区域处施加（106）超声辐射，接收从所述对象（18）的所述目标区域反射和/或背向散射的超声辐射，测量所述接收的超声辐射的幅度和/或到达时间以便识别关于所述目标区域中的血管的在所述血管的壁及其周围环境之间的边界，并且从其确定所述血管的至少一个尺寸。

2、根据权利要求1所述的方法，其中，所述电磁辐射包括光学辐射。

3、根据权利要求2所述的方法，其中，所述光学辐射包括红外或近红外辐射。

4、根据权利要求1所述的方法，其中，显示关于所述感兴趣区域的所述图像数据（16），并且使用所述显示的图像数据执行对所述目标区域的选择和所述超声换能器（12）相对于其的定位。

5、根据权利要求1所述的方法，其中，手动执行所述超声换能器（12）相对于所述目标区域的定位。

6、根据权利要求1所述的方法，其中，由促动装置自动执行所述超声换能器（12）相对于所述目标区域的定位。

7、一种用于确定血管的一个或多个参数的系统，所述系统包括如下装置：用于以电磁辐射照射对象（16）的感兴趣区域的装置（10），用于接收从所述对象反射或者通过所述对象透射的电磁辐射并生成表示所述接收的

电磁辐射的强度分布的图像数据（16）的装置，用于从所述图像数据识别在所述感兴趣区域中的目标区域并相对于所述目标区域定位超声换能器（12）的装置（14），用于在所述目标区域处施加超声辐射的装置，用于接收从所述对象（18）的所述目标区域反射和/或背向散射的超声辐射的装置，用于测量所述接收的超声辐射的幅度和/或到达时间以便识别关于所述目标区域中的血管的在所述血管的壁及其周围环境之间的边界的装置（14），和用于从其确定所述血管的至少一个尺寸或深度的装置（14）。

用于定位血管的方法和系统

本发明通常涉及例如由行医者使用的用于定位血管的方法和系统，其用于精确地检测要将外科针手动地或者在全自动机器人系统中插入以执行创伤性医学过程的血管位置。

存在许多行医者可能需要将外科针插入血管的情况，例如，为了向血管内注射一种物质，抽血，或者插入导管。由于在寻找血管和然后精确地将针定位在选定血管中方面的问题，将针插入血管常常是难以实现的。

超声成像是用于检测和定位具有不同声阻抗的两种媒质之间的边界的公知技术。将超声辐射的短脉冲群(short burst)施加于感兴趣区域，并且测量反射和背向散射信号的幅度和到达时间，以便绘制具有不同声阻抗和声衰减的两种媒质之间的边界。该技术在诸如材料和医学的领域中被广泛地使用。

因而，超声成像可以用于准确地确定血管的深度、直径和形状。然而，在大多数情况下，使用该技术获得二维数据，并且为了获得血管行程的三维概观，需要扫描超声探针。此外，难以区分血管和周围组织，并且需要利用图像重建和模式识别算法来导出血管行程和位置参数，这进一步增加了系统的成本和复杂性。

因此，本发明的目的是提供一种比现有技术布置更准确、成本和复杂性更低的用于确定血管参数的方法和系统，血管参数诸如其位置、深度和/或直径。

根据本发明，提供一种用于确定血管的一个或多个参数的方法，所述方法包括如下步骤：以电磁辐射照射对象的感兴趣区域，接收从所述对象反射的或者通过所述对象透射的电磁辐射并且生成表示所述接收的电磁辐射的强度分布的图像数据，从所述图像数据识别所述感兴趣区域中的目标区域，相对于所述目标区域定位超声换能器并且在所述目标区域施加超声

辐射，接收从所述对象的所述目标区域反射和/或背向散射的超声辐射，测量所述接收的超声辐射的幅度和/或到达时间以便识别关于所述目标区域中的血管的在所述血管壁和其周围环境之间的边界，并且从其确定所述血管的至少一个尺寸。

而且根据本发明，提供一种用于确定血管的一个或多个参数的系统，所述系统包括用于以电磁辐射照射对象的感兴趣区域的装置，用于接收从所述对象反射的或者通过所述对象透射的电磁辐射并且生成表示所述接收的电磁辐射的强度分布的图像数据的装置，用于从所述图像数据识别所述感兴趣区域中的目标区域并且相对于所述目标区域定位超声换能器的装置，用于在所述目标区域施加超声辐射的装置，用于接收从所述对象的所述目标区域反射和/或背向散射的超声辐射的装置，用于测量所述接收的超声辐射的幅度和/或到达时间以便识别关于所述目标区域中的血管的在所述血管壁和其周围环境之间的边界的装置，以及用于从其确定所述血管的至少一个尺寸或深度的装置。

因而，通过首先使能得到感兴趣区域中的血管图案概观，以便使能识别目标血管及其在感兴趣区域中的横向位置，本发明实现了上述目的。然后仅仅是使用一种超声成像技术来在选定横向位置处进行“缩放”以确定目标血管的深度和/或直径。

在优选实施例中，电磁辐射包括光辐射，更优选地包括红外或近红外辐射。

优选显示关于感兴趣区域的图像数据（以为行医者提供感兴趣区域中的血管图案概观），并且可以手动执行选择目标区域以及相对于目标区域定位超声换能器。然而，可替换地，也可应用形状识别技术来自动确定目标区域，并且无论手动选定还是自动选定目标区域，都可以提供促动装置来相对于选定目标区域自动定位超声换能器。

从在此描述的实施例，本发明的这些和其它方面将显而易见，并且参考其进行描述。

现在将仅仅借助示例并且参考附图描述本发明的实施例，其中：

图 1 是示出根据本发明的示范性实施例的系统的主要部件的示意图；

图 2 是示出根据本发明的示范性实施例的方法的主要步骤的示意性流程图；

图 3a 是能够远程得到整体对象的图像的光学成像系统的示意性图示；

图 3b 是能够在非常近处或者直接与对象接触处得到所研究对象的图像的光学成像系统的示意性图示。

参考附图中的图 1，根据本发明的示范性实施例的系统包括红外成像单元 10（最优选的是在图 3b 中示出的）和与 IR（红外）成像单元 10 连接的或者集成设置的声学换能器 12。该声学换能器包括将电信号转换为机械振动或者反之的装置。该 IR 成像单元 10 和声学换能器（12）与信号处理模块 14 连接，该信号处理模块以 PC 等的形式提供。

另外参考附图中的图 2，该 IR 成像单元 10 通过以红外辐射照射感兴趣区域，接收从感兴趣区域背向散射的辐射并且生成表示该背向散射的辐射的强度分布的图像数据来生成所研究的对象 18 的感兴趣区域的 IR 图像 16（在步骤 100）。然后将该图像数据传输到信号处理模块 14，使用已知图像处理技术来增强，导出血管图（步骤 102），选择目标血管，并且最终从所得到的感兴趣区域的图像导出目标血管的二维坐标（步骤 104）。使用声学换能器（12）和信号处理模块（14）检测血管的深度和大小（步骤 106）。该方法的输出数据是（手动或者自动地）所选的目标血管（步骤 104）的横向位置和血管的深度和直径（步骤 106）的和。

另外参考附图中的图 3a，将所研究的对象暴露在辐射源单元 30 发出的辐射下。在所研究的身体 32 的表面上的二维光分布图由光检测器，例如照相机 31 测量。根据特定实现方式，可以使用滤波器 34 来降低检测器噪声。根据需要，使用移位 90 度的偏振器（35）通过降低从所研究对象的表面反射的光量可以增加位于所研究对象（33）的表面下的结构的可见性。

另外参考附图中的图 3b，将所研究的对象暴露在由光源矩阵（36）发出的辐射下。由直接置于与所研究身体非常近处的光检测器矩阵（37）测量所研究身体（32）的表面上的二维光分布图。

根据该光学成像系统的构造，装置（10）可以包括用于限制所研究对象的装置（31）或（36）和用于对所研究对象的表面上的光分布进行绘制

的装置 (30) 或 (37)。

诸如红外成像的光学成像技术是公知的，并且基于对所研究对象的照射和对从对象反射的或通过该对象的光子的检测。该技术使得能够对所研究对象的特性进行绘制，并且具有如下关键优势：可以相对容易地实时和以相对低的成本确定血管的存在及其横向位置。另一方面，使用该技术更难导出精确深度和诸如血管直径的尺寸。存在使用光学成像的一些已知方法，该光学成像仅仅可以提供近似的深度重建，并且无论如何，这些是昂贵的、耗时的并且难以实现。

代替地，因此，根据本发明，一旦已经使用 IR 成像获得了血管图案概观，然后使用血管几何结构的二维表示以及（在步骤 104）获得的其横向位置（LP）（在步骤 102）选择外科针（潜在地）要插入的血管。接下来，在选定血管的位置处（手动或者自动地）定位声学换能器 12，并且可以使用已知的超声成像和/或测量技术以及所需形式的输出确定例如血管深度和/或直径。

因而，可以使用 IR 成像获得感兴趣区域的一般概观，以便提供血管图案概观。这允许限定目标血管并确定其横向位置。然后，利用超声成像技术在选定横向位置的“缩放”允许准确确定目标血管的深度和尺寸。该申请所需的超声仪器不太复杂，并且因而比传统的高端超声扫描仪便宜。

存在许多需要准确定位用于针插入的血管的且本发明适于使用的情况。关键的优势包括以相对低的成本获得与血管的位置和参数相关的高度准确的数据。

应该注意到，上述实施例用于说明本发明而不是用于限制本发明，并且那些本领域技术人员将能够设计许多备选实施例，而不脱离由所附权利要求书定义的本发明的范围。在权利要求书中，放置在括号中的任何参考标记不应该构成对权利要求书的限制。词语“包括”等不排除在作为整体的任何权利要求和说明书中列出的那些之外存在其他元件或步骤。元件的单数引用不排除这种元件的复数引用，反之亦然。可以借助于包括几种不同元件的硬件和适当编程的计算机实现本发明。在列举了几种装置的设备权利要求中，可以由硬件中的一项和相同项实现这些装置中的几个。在互相不同的从属权利要求中记载某些手段的事实不表示这些手段的组合不能

用于得到好处。

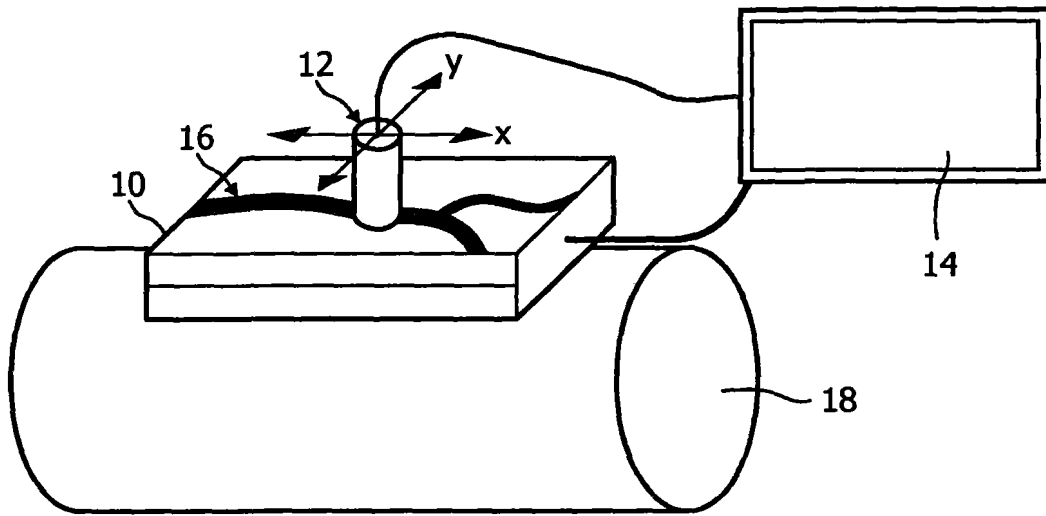


图1

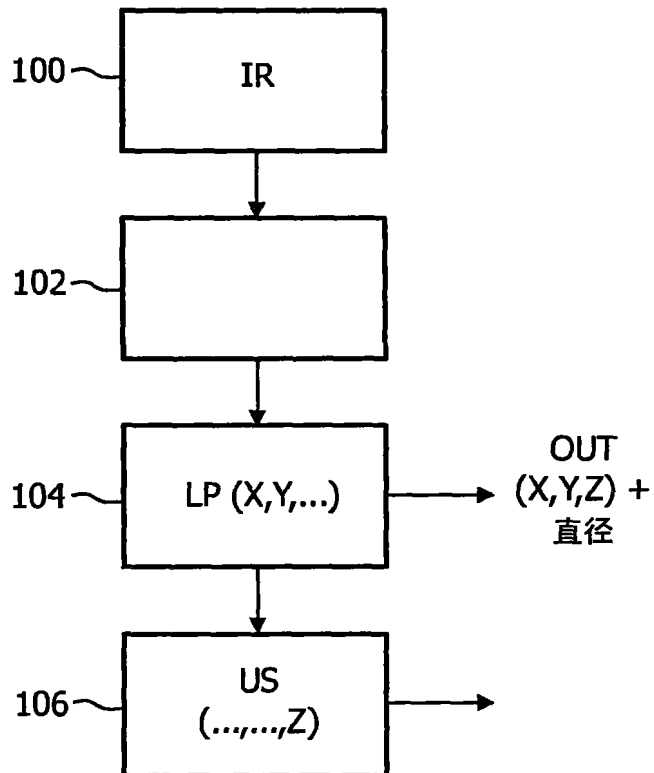


图2

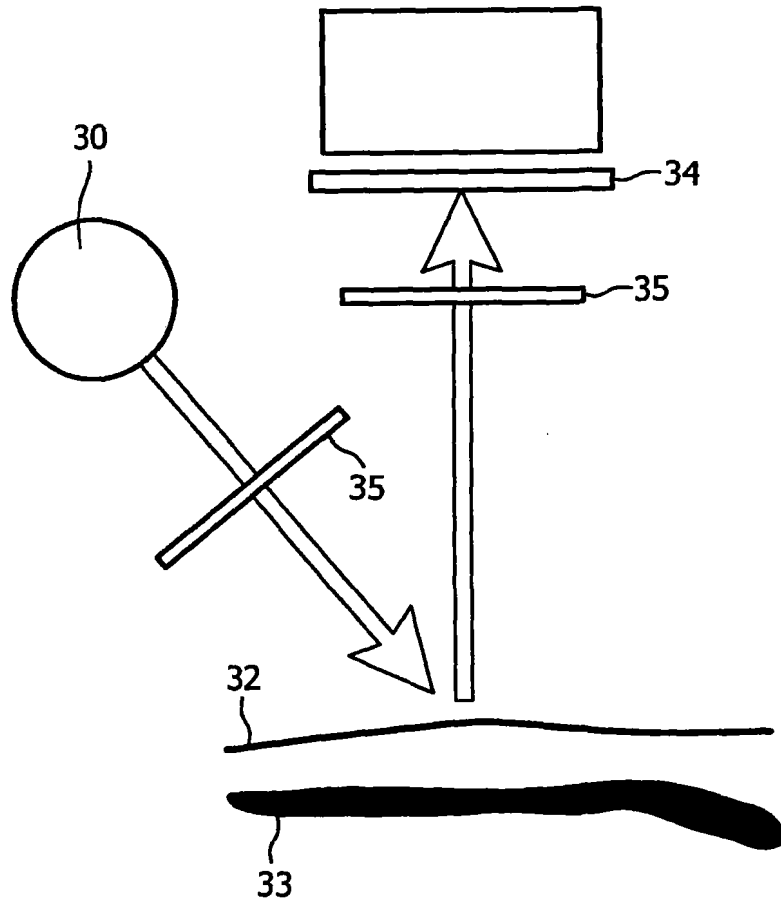


图3a

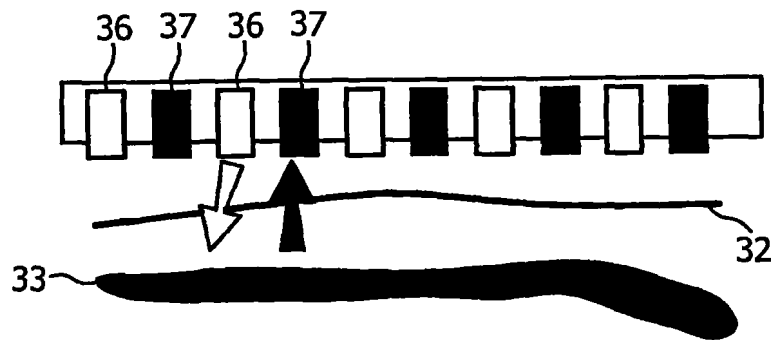


图3b

专利名称(译)	用于定位血管的方法和系统		
公开(公告)号	CN101351157A	公开(公告)日	2009-01-21
申请号	CN200680050259.0	申请日	2006-12-28
[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	A哈林 S内尔肯		
发明人	A·哈林 S·内尔肯		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/00 A61B5/0059 A61B5/489		
代理人(译)	王英		
优先权	2006300005 2006-01-03 EP		
外部链接	Espacenet	SIPO	

摘要(译)

一种用于检测血管并精确确定关于其的参数，诸如几何结构、深度和直径的方法和系统。使用诸如IR成像的光学成像获得感兴趣区域中的血管图案的一般概观(16)，从该感兴趣区域可以限定目标血管并确定其横向位置。然后，将超声成像用于精确地测量关于目标血管的诸如深度和直径的参数。所得到的系统是相对低成本的，并且相对易于实现和使用。

