



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105190693 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 23

(21) 申请号 201480011703. 2

代理人 胡艳

(22) 申请日 2014. 02. 28

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

61/771, 285 2013. 03. 01 US

G06T 7/20(2006. 01)

G06T 7/00(2006. 01)

A61B 5/00(2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 09. 01

A61B 6/00(2006. 01)

A61B 8/08(2006. 01)

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/019428 2014. 02. 28

A61B 5/02(2006. 01)

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/134454 EN 2014. 09. 04

(71) 申请人 波士顿科学国际有限公司

地址 美国明尼苏达州

(72) 发明人 安明·何·蔡 李文广

沙世达·赛斯亚那拉亚那

刘易斯·琼斯三世·托马斯

(74) 专利代理机构 上海和跃知识产权代理事务

所(普通合伙) 31239

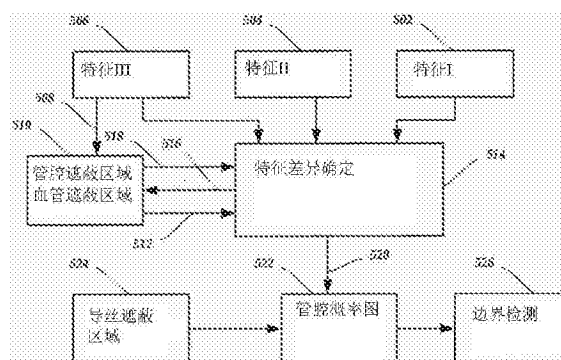
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54) 发明名称

用于血管内超声序列中的管腔边界检测的系统和方法

(57) 摘要

一种用于对一系列超声帧进行处理以便显示的方法,该方法包括:接收具有管腔的血管的血管内超声(IVUS)帧序列,所述序列包括第一帧和第二帧;确定第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;通过对第一帧与第二帧进行比较而确定一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;利用一个或多个纹理特征和至少一个流动特征而得出第一帧的管腔边界,以便鉴定一个或多个区域是否在血管管腔的内部或外部;以及显示具有管腔边界的第一帧的超声图像。



1. 一种用于对系列超声帧进行处理以便进行显示的方法,所述方法包括:
接收具有管腔的血管的血管内超声 (IVUS) 帧序列,所述序列包括第一帧和第二帧;
确定所述第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;
通过对所述第一帧与第二帧进行比较,而确定所述一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;
利用所述一个或多个纹理特征和所述至少一个流动特征得出所述第一帧的管腔边界,以便鉴定所述一个或多个区域是在所述血管管腔的内部或外部;以及
显示具有所述管腔边界的所述第一帧的超声图像。
2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述一个或多个区域各自是所述第一帧的像素。
3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中每个所述帧包括多条扫描线,并且其中确定一个或多个纹理特征包括将来自两条或更多条不同扫描线的像素的值加以组合。
4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中将值加以组合包括来自两条或更多条不同的非相邻扫描线的像素的值加以组合。
5. 根据权利要求 2 所述的方法,其中每个所述帧包括多条扫描线,并且其中确定一个或多个纹理特征包括将来自单条扫描线的至少两个像素的值加以组合。
6. 根据权利要求 5 所述的方法,其中将值加以组合包括将来自单条扫描线的至少两个非相邻像素的值加以组合。
7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中所述序列还包括至少一个附加的帧,并且所述方法还包括,对于所述至少一个附加帧中的每个帧,
确定所述附加帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;
通过对所述附加帧与所述序列中的另一个帧进行比较,而确定所述附加帧的一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;及
利用所述附加帧的一个或多个纹理特征和至少一个流动特征得出所述附加帧的管腔边界,以便鉴定所述附加帧的一个或多个区域是在所述血管管腔的内部或外部;以及
显示具有所述附加帧的管腔边界的所述附加帧的超声图像。
8. 根据权利要求 1 所述的方法,其中确定至少一个流动特征包括,通过确定在所述第一帧中的相关性窗与所述第二帧中的搜索窗之间的相关性值,确定交叉帧流动特征。
9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中所述搜索窗具有比所述相关性窗更大的面积。
10. 根据权利要求 8 所述的方法,其中所述第一帧和第二帧是在所述序列中的相邻的帧。
11. 根据权利要求 1 所述的方法,还包括:利用所述至少一个流动特征来确定管腔遮蔽区域或血管遮蔽区域中的至少一个。
12. 根据权利要求 11 所述的方法,还包括:对于所述一个或多个区域中的至少一个区域,利用为该至少一个区域所确定的所述一个或多个纹理特征和所述至少一个流动特征来确定特征空间中在该至少一个区域与所述管腔遮蔽区域或所述血管遮蔽区域之间的至少一个特征差异。
13. 根据权利要求 12 所述的方法,还包括:利用所述至少一个特征差异来修正所述管腔遮蔽区域或所述血管遮蔽区域。
14. 根据权利要求 13 所述的方法,其中得出所述管腔边界包括利用所述修正的管腔遮

蔽区域或血管遮蔽区域而得出所述管腔边界。

15. 一种具有用于对系列超声帧进行处理的处理器可执行指令的非暂时性计算机可读介质,所述处理器可执行指令当被安装到装置中时使所述装置能够执行操作,所述操作包括:

接收具有管腔的血管的血管内超声 (IVUS) 帧序列,所述序列包括第一帧与第二帧;

确定所述第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;

通过对所述第一帧与所述第二帧进行比较,而确定所述一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;

利用所述一个或多个纹理特征和所述至少一个流动特征而得出所述第一帧的管腔边界,以便鉴定所述一个或多个区域是在所述血管的管腔的内部或外部;以及

显示具有所述管腔边界的所述第一帧的超声图像。

16. 根据权利要求 15 所述的非暂时性计算机可读介质,其中确定至少一个流动特征包括,通过确定所述第一帧中的相关性窗与所述第二帧中的搜索窗之间的相关性值,确定交叉帧流动特征。

17. 根据权利要求 15 所述的非暂时性计算机可读介质,其中所述操作还包括:

利用所述至少一个流动特征来确定管腔遮蔽区域或血管遮蔽区域中的至少一种;

对于所述一个或多个区域中的至少一个区域,利用为该至少一个区域确定的所述一个或多个纹理特征及所述至少一个流动特征来确定在特征空间中在该至少一个区域与所述管腔遮蔽区域或所述血管遮蔽区域之间的至少一个特征差异;以及

利用所述至少一种特征差异来修正所述管腔遮蔽区域或所述血管遮蔽区域;

并且其中得出所述管腔边界包括利用所述修正的管腔遮蔽区域或血管遮蔽区域而得出所述管腔边界。

18. 一种用于生成并处理系列超声帧的系统,包括:

导管;

可插入所述导管的超声成像芯,所述超声成像芯包括至少一个换能器并且构造并布置成所述超声成像芯的至少一部分的旋转能提供系列超声帧;和

可联接到所述超声成像芯的处理器,所述处理器用于执行能够指令操作的处理器可读指令,所述操作包括:

接收具有管腔的血管的血管内超声 (IVUS) 帧序列,所述序列包括第一帧和第二帧;

确定所述第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;

通过对所述第一帧与所述第二帧进行比较,而确定所述一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;

利用所述一个或多个纹理特征和所述至少一个流动特征得出所述第一帧的管腔边界,以便鉴定所述一个或多个区域是在所述血管的管腔的内部或外部;以及

显示具有所述管腔边界的所述第一帧的超声图像。

19. 根据权利要求 18 所述的系统,其中确定至少一个流动特征包括,通过确定所述第一帧中的相关性窗与所述第二帧中的搜索窗之间的相关性值,确定交叉帧流动特征。

20. 根据权利要求 18 所述的系统,其中所述操作还包括:

利用所述至少一个流动特征来确定管腔遮蔽区域或血管遮蔽区域中的至少一种;

对于所述一个或多个区域中的至少一个区域,利用为该至少一个区域所确定的所述一个或多个纹理特征和所述至少一个流动特征,来确定在特征空间中在该至少一个区域与所述管腔遮蔽区域或所述血管遮蔽区域之间的至少一个特征差异;以及

利用所述至少一个特征差异来修正所述管腔遮蔽区域或所述血管遮蔽区域;

并且其中修正所述管腔边界包括利用所述修正的管腔遮蔽区域或所述细化的血管遮蔽区域而得出所述管腔边界。

用于血管内超声序列中的管腔边界检测的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 根据美国法典第 35 条 119(e) 款, 本申请要求 2013 年 3 月 1 日提交的美国临时专利申请序列号 61/771, 285 的权益, 该临时专利申请的内容以引用的方式并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明领域涉及可插入患者的成像系统以及对从该系统中所获得超声图像进行分析的方法。本发明还涉及用于血管内超声序列中的管腔边界检测的方法和成像系统。

背景技术

[0004] 可插入患者中的超声装置已证明具有对多种疾病和病症的诊断能力。例如, 血管内超声 (IVUS) 成像系统已被用于诊断阻塞血管的成像方式, 并且提供信息以帮助执业医师选择并置入支架和其它器械以便恢复或增加血流量。IVUS 成像系统已被用于诊断在血管内部特定位置的粥样斑块堆积。IVUS 成像系统可以用于确定血管内梗阻或狭窄的存在、以及梗阻或狭窄的性质和程度。IVUS 成像系统可以用于使由于如下原因而难以利用其它血管内成像技术 (诸如血管造影术) 可视化的血管系统的各段可视化, 例如运动 (例如, 跳动的血管) 或者被一个或多个结构 (例如, 不希望进行成像的一条或多条血管) 所阻碍。IVUS 成像系统可以用于实时地 (或几乎实时地) 监视或评估正在进行的血管内治疗, 如血管造影术和支架置入。此外, IVUS 成像系统可以用于监视一个或多个心室。

[0005] IVUS 成像系统已被开发以提供用于使多种疾病或病症可视化的诊断工具。IVUS 成像系统可以包括控制模块 (具备脉冲发生器、图像处理器、和监视器)、导管、以及设置在该导管中的一个或多个换能器。可以将容纳换能器的导管定位在位于被成像区域 (如血管壁或靠近血管壁的患者组织) 的内部的或靠近被成像区域的管腔或体腔中。控制模块中的脉冲发生器产生电脉冲, 这些电脉冲被传输至一个或多个换能器并被转换成声脉冲, 这些声脉冲被传送经过患者组织。所传送声脉冲的反射脉冲被一个或多个换能器吸收, 并且被转换成电脉冲。经转换的电脉冲被传输至图像处理器, 并且被转变为可显示于监视器上的图像。对于用于在 IVUS 图像序列中识别血管管腔从而使医师能够评估图像序列的系统和方法存在着需求。

发明内容

[0006] 本发明的一个实施例是关于一种用于对一系列超声帧进行处理以便显示的方法。该方法包括: 接收具有管腔的血管的血管内超声 (IVUS) 帧序列, 该系列的帧包括第一帧和第二帧; 确定第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征; 通过对第一帧与第二帧进行比较, 而确定一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征; 利用一个或多个纹理特征及至少一个流动特征而得出第一帧的管腔边界, 以便鉴定所述一个或多个区域是在血管管腔的内部或外部; 以及显示具有管腔边界的第一帧的超声图像。

[0007] 另一个实施例是关于一种非暂时性计算机可读介质, 该计算机可读介质具有用于

对一系列超声帧进行处理的处理器可执行指令。处理器可执行指令在被安装到装置中时使装置能够执行如下操作,包括:接收具有管腔的血管的血管内超声(IVUS)帧序列,该系列的帧包括第一帧和第二帧;确定第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;通过对第一帧与第二帧进行比较,而确定一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;利用一个或多个纹理特征及至少一个流动特征得出第一帧的管腔边界,以便鉴定所述一个或多个区域是在血管管腔的内部或外部;以及显示具有管腔边界的第一帧的超声图像。

[0008] 又一个实施例是关于一种用于生成并处理一系列超声帧的系统。该系统包括导管和可插入该导管的超声成像芯。超声成像芯包括至少一个换能器,并且构造并布置成使至少一部分的超声成像芯旋转以提供系列超声帧。该系统还包括处理器;该处理器可联接到超声成像芯,用于执行处理器可读指令,这些指令使接收具有管腔的血管的血管内超声(IVUS)帧序列的操作成为可能,该序列的帧包括第一帧和第二帧;确定第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征;通过对第一帧与第二帧进行比较,而确定一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征;利用一个或多个纹理特征及至少一个流动特征得出第一帧的管腔边界,以便鉴定所述一个或多个区域是在血管管腔的内部或外部;以及显示具有管腔边界的第一帧的超声图像。

附图说明

[0009] 参照以下附图来描述本发明的非限制性和非穷尽的实施例。在附图中,除非另有说明,在各种图中类似的附图标记是指类似的部件。

[0010] 为了更好地理解本发明,现在将参考以下具体实施方式并且结合附图,在附图中:

[0011] 图1是根据本发明的适合于插入患者的超声成像系统的一个实施例的示意图。

[0012] 图2是根据本发明的适合使用于图1的超声成像系统的导管的一个实施例的示意性侧视图。

[0013] 图3是根据本发明的图2的导管的远端的一个实施例的示意性纵向剖视图,其中将成像芯设置在被限定于护套中的管腔中。

[0014] 图4是根据本发明的对序列超声图像进行处理以进行管腔边界检测的的方法的一个实施例的示意性流程图。

[0015] 图5是根据本发明的对序列超声图像进行处理以用于管腔边界检测的的方法的另一个实施例的示意性流程图。

具体实施方式

[0016] 本发明涉及的领域为可插入患者的成像系统以及对从该成像系统中所获得超声图像进行分析的方法。本发明还涉及用于血管内超声序列中的管腔边界检测的方法和成像系统。

[0017] 本文中所描述的方法、系统和装置可具体化为许多不同的形态,并且不应被理解成局限于本文中所陈述的实施例。因此,本文中所描述的方法、系统和装置可采用完全的硬件实施例、完全的软件实施例、或者将软件与硬件方面组合的实施例的形式。可以使用任意

类型的计算装置（如计算机）来实施本文中所描述的方法，该计算装置包括处理器或计算装置的任意组合，其中各装置至少部分地执行所述方法。

[0018] 合适的计算装置通常包括大容量存储器，并且通常包括各装置之间的通信。大容量存储器属于一种类型的计算机可读介质，即计算机可读存储介质。计算机可读存储介质可包括在用于信息存储的任何方法或技术中所应用的易失性、非易失性、可移动、和不可移动的介质，所述信息例如是计算机可读指令、数据结构、程序模块、或其它数据。计算机可读存储介质的例子包括：RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器、或其它存储技术、CD-ROM、数字通用光盘（DVD）或其它光存储器、磁带盒、磁带、磁盘存储器或其它磁存储装置、或者可以用于存储期望的信息并且可以由计算装置进行访问的任何其它介质。

[0019] 系统的各装置或部件之间或者系统与其它装置之间进行通信的方法可以包括：有线和无线（例如，射频（RF）、光学、或红外）的两种通信方法，并且这种方法提供另一种类型的计算机可读介质；即通信介质。通信介质通常具体化为计算机可读指令、数据结构、程序模块、或在调制数据信号（诸如载波）中的其它数据、数据信号、或者其它传输机制，并且包括任何信息传输介质。术语“调制数据信号”和“载波信号”包括具有一个或多个的其特征组或者以这种方式改变从而在信号中对信息、指令、数据等进行编码的信号。通过举例，通信介质包括：有线介质，如双绞线、同轴电缆、光纤、波导、和其它有线介质，以及无线介质，如声学、RF、红外、和其它无线介质。

[0020] 合适的血管内超声（“IVUS”）成像系统包括但不限于：被设置在构造并布置成用于经皮插入患者的导管的远端的一个或多个换能器。具有导管的 IVUS 成像系统的例子可参见例如美国专利 6,945,938、7,246,959、和 7,306,561；以及美国专利申请 公开 2006/0100522、2006/0106320、2006/0173350、2006/0253028、2007/0016054、和 2007/0038111；所有这些专利文献的内容以引用的方式并入本文中。

[0021] 图 1 示意性地示出了 IVUS 成像系统 100 的一个实施例。IVUS 成像系统 100 包括可联接到控制模块 104 的导管 102。控制模块 104 可包括例如处理器 106、脉冲发生器 108、驱动单元 110、及一个或多个显示器 112。至少在一些实施例中，脉冲发生器 108 形成电脉冲，这些电脉冲可被输入设置在导管 102 中的一个或多个换能器（在图 3 中为 312）。

[0022] 至少在一些实施例中，可利用由驱动单元 110 所提供的机械能来驱动设置在导管 102 中的成像芯（在图 3 中为 306）。至少在一些实施例中，可将从一个或多个换能器（在图 3 中 312 为）中所传送的电信号输入处理器 106 进行处理。至少在一些实施例中，可以将来自一个或多个换能器（在图 3 中为 312）的经处理电信号以一个或多个图像的形式显示于一个或多个显示器 112 上。例如，可以利用扫描转换器将扫描线样本（例如，径向扫描线样本，等）映射到二维笛卡儿网格，以便将一个或多个图像显示于一个或多个显示器 112 上。

[0023] 至少在一些实施例中，也可利用处理器 106 对控制模块 104 的一个或多个其它部件的运行进行控制。例如，处理器 106 可用于对从脉冲发生器 108 中传送出的电脉冲的频率或持续时间、利用驱动单元 110 使成像芯（在图 3 中为 306）旋转的转速、驱动单元 110 将成像芯（在图 3 中为 306）回拉的速率或长度、或者形成于一个或多个显示器 112 上的一个或多个图像的一个或多个性质中的至少一种进行控制。

[0024] 图 2 是 IVUS 成像系统（在图 1 中为 100）的导管 102 的一个实施例的示意性侧视

图。导管 102 包括细长构件 202 和接口 204。细长构件 202 包括近端 206 和远端 208。在图 2 中,细长构件 202 的近端 206 联接到导管接口 204,并且细长构件的远端 208 构造并布置成可经皮插入患者。任选地,导管 102 可限定至少一个冲洗端口,如冲洗端口 210。可将冲洗端口 210 限定在接口 204 中。接口 204 可构造并布置成联接到控制模块(在图 1 中为 104)。在一些实施例中,细长构件 202 与接口 204 形成为整体。在其它实施例中,单独地形成细长构件 202 和导管接口 204,随后将它们组装到一起。

[0025] 图 3 是导管 102 的细长部件 202 的远端 208 的一个实施例的示意性透视图。细长构件 202 包括护套 302 以及纵向轴线 303 和管腔 304。将成像芯 306 设置在管腔 304 中。成像芯 306 包括成像装置 308,该成像装置 308 联接到传动轴 310 的远端,可手动地或者利用计算机控制的驱动机构使该传动轴旋转。可将一个或多个换能器 312 被安装到成像装置 308,并且利用该换能器传送和接收声音信号。护套 302 可由适合于插入患者的、任何柔性的生物相容性材料所构成。合适材料的例子包括:例如聚乙烯、聚氨酯、柔软的螺旋状不锈钢、镍钛合金海波管等、或者其组合。

[0026] 在一个优选实施例中(如图 3 中所示),将换能器 312 的阵列安装到成像装置 308。在替代实施例中,可使用单个换能器。可使用任意合适数量的换能器 312。例如,可以存在 2、3、4、5、6、7、8、9、10、12、15、16、20、25、50、100、500、1000、或更多的换能器。应理解,也可使用其它数量的换能器。当使用多个换能器 312 时,可以将换能器 312 构造成任何合适的排列,包括例如环状排列、矩形排列等。

[0027] 一个或多个换能器 312 可由能够将所施加电脉冲转换成在一个或多个换能器 312 表面上的压力畸变(反之亦然)的一种或多种已知材料所形成。合适材料的例子包括:压电陶瓷材料、压电复合材料、压电塑料、钛酸钡、锆钛酸铅、偏铌酸铅、聚偏氟乙烯等。其它换能器技术包括:复合材料、单晶复合材料、以及半导体器件(例如,电容式微加工超声换能器(“cMUT”)、压电式微加工超声换能器(“pMUT”),等)。

[0028] 在一个或多个换能器 312 表面上的压力畸变形成声脉冲,其频率基于一个或多个换能器 312 的共振频率。一个或多个换能器 312 的共振频率会受到用于形成一个或多个换能器 312 的尺寸、形状和材料的影响。一个或多个换能器 312 可形成为适合于定位在导管 102 内部并且适合于在一个或多个所选择方向上传播期望频率的声脉冲的任意形状。例如,换能器可以是圆盘形状、块状、矩形形状、椭圆形状等。可利用任何工艺(包括例如切片、切片和填充、机械加工、微加工等)以期望的形状形成一个或多个换能器。

[0029] 作为一个实例,一个或多个换能器 312 的每个换能器可包括一层的压电材料,该压电材料被夹在匹配层与由声音吸收材料(例如,含有钨颗粒的环氧树脂基质)所构成的导电背衬材料之间。在操作期间,可对压电层进行电激发从而导致声脉冲的发射。

[0030] 一个或多个换能器 312 可以用于形成周围空间的径向截面图像。因此,例如当把一个或多个换能器 312 设置在导管 102 中并插入患者血管时,一个或多个换能器 312 可用于形成血管的壁和血管周围组织的图像。

[0031] 成像芯 306 围绕导管 102 的纵向轴线 303 旋转。当成像芯 306 旋转时,一个或多个换能器 312 在不同的径向方向(即,沿不同的径向扫描线)上发出声音信号。例如,一个或多个换能器 312 可以以规则(或不规则的)增量,如 256 条径向扫描线/转等,发射出声音信号。应当理解的是,替代地在每转中可以发射出其它数量的径向扫描线。

[0032] 当具有充分能量的所发射出的声脉冲遇到一个或多个介质边界（如一个或多个组织边界）时，一部分所发出的声脉冲以回波脉冲的形式被反射回发射换能器。被检测的具有充分能量的到达换能器的各回波脉冲，在接收换能器中被转换成电信号。一个或多个经转换的电信号被传送至控制模块（在图 1 中为 104），其中处理器 106 对电信号特征进行处理，以便至少部分地基于来自每个所传送脉冲和所接收回波脉冲的一组信息而形成成像区的可显示图像。至少在一些实施例中，成像芯 306 的旋转是由设置在控制模块（在图 1 中为 104）中的驱动单元 110 所驱动。在替代实施例中，一个或多个换能器 312 被固定就位并且不旋转。在这种情况下，替代地，传动轴 310 可使镜面发生旋转，该镜面反射来自一个或多个固定的换能器 312 的声音信号。

[0033] 当使一个或多个换能器 312 围绕导管 102 的纵向轴线 303 旋转发射声脉冲时，可以形成多个图像，这些图像共同地形成在一个或多个换能器 312 周围区域（如目标血管壁和血管周围组织）的一部分的径向截面图像（例如，断层图像）。任选地，可以将该径向截面图像显示于一个或多个显示器 112 上。可以手动地或者利用计算机控制的机构使成像芯 306 中的至少一个旋转。

[0034] 成像芯 306 也可沿导管 102 插入其内的血管纵向地移动，以便可沿血管的纵向长度形成多个截面图像。在成像步骤期间，可沿导管 102 的纵向长度将一个或多个换能器 312 缩回（即，回拉）。导管 102 可以包括至少一个伸缩部，可以在一个或多个换能器 312 的回拉期间将该伸缩部缩回。在至少一些实施例中，驱动单元 110 驱动成像芯 306 在导管 102 内部的回拉。驱动单元 110 将成像芯回拉的距离可以是任意合适的距离，包括例如至少 5cm、10cm、15cm、20cm、25cm 或更大。在成像步骤期间，可以在成像芯 306 独立于导管 102 而纵向移动的情况下或者没有这种情况下，将整个导管 102 缩回。

[0035] 任选地，可利用步进电机将成像芯 306 回拉。步进电机可以将成像芯 306 回拉一短距离并且停止达足够长的时间，以便在将成像芯 306 回拉另一个短距离之前一个或多个换能器 306 捕获一个图像或序列图像，并且再次捕获另一个图像或系列的图像，诸如此类。

[0036] 在不同深度从一个或多个换能器 312 所产生图像的质量会受到一个或多个因素的影响，包括例如带宽、换能器的焦距、波束图案、以及声脉冲的频率。来自一个或多个换能器 312 的声脉冲输出的频率也会影响来自一个或多个换能器 312 的声脉冲输出的穿透深度。一般来说，当降低声脉冲的频率时，声脉冲在患者组织内部的穿透深度增加。至少在一些实施例中，IVUS 成像系统 100 是在 5MHz 至 100MHz 的频率范围内操作。

[0037] 一个或多个导线 314 可以将换能器 312 电性连接到控制模块 104（参见例如图 1）。在这种情况下，一个或多个导线 314 可沿可旋转传动轴 310 的纵向长度而延伸。

[0038] 可在远离待成像的所选择区域的所选择部分（如血管）的部位，将具有被安装到成像芯 308 远端 208 的一个或多个换能器 312 的导管 102 经由可进入的血管（诸如股动脉、股静脉、或颈静脉）经皮地插入患者中。然后，可使导管 102 经过患者血管行进到所选择的成像部位，如所选择血管的一部分。

[0039] 每当把一个或多个声音信号输出至周围组织并且一个或多个相应的回波信号被成像器 308 接收再被传送至处理器 106 时，可以生成合成图像的图像帧（“帧”）。在成像装置 308 的任何类型的移动期间，随着时间推移可获得多个（例如，序列）帧。例如，可以在成像装置 308 沿目标成像位置的旋转和回拉期间获得帧。应当理解的是，可在成像装置

308 有或没有旋转以及在有或没有回拉的情况下获得帧。而且,应当理解的是,除了或者代替成像装置 308 的旋转或回拉中的至少一种,可利用其它类型的移动步骤来获得帧。

[0040] 至少在一些实施例中,当实施回拉时,回拉可以采用恒定的速率,因此为能够计算纵向血管/斑块测量值的潜在应用提供了一个工具。至少在一些实施例中,以至少 0.3mm/s 的恒定速率将成像装置 308 回拉。至少在一些实施例中,以至少 0.4mm/s 的恒定速率将成像装置 308 回拉。至少在一些实施例中,以至少 0.5mm/s 的恒定速率将成像装置 308 回拉。在至少一些实施例中,以至少 0.6mm/s 的恒定速率将成像装置 308 回拉。至少在一些实施例中,以至少 0.7mm/s 的恒定速率将成像装置 308 回拉。至少在一些实施例中,以至少 0.8mm/s 的恒定速率将成像装置 308 回拉。

[0041] 至少在一些实施例中,以恒定的时间间隔,将一个或多个声音信号输出至周围组织。至少在一些实施例中,以恒定的时间间隔,由成像器 308 接收一个或多个相应的回波信号并将回波信号传送至处理器 106。至少在一些实施例中,以恒定的时间间隔生成所形成的帧。

[0042] 系统可以自动地从血管内超声图像中提取出管腔几何信息。该系统可以利用管腔与血管壁之间在纹理、超声频率响应之间的差异以及连续图像帧之间的变化来确定各图像像素的(或一些亚组的图像像素的)处在管腔边界内部的概率。可以绘出该边界,以便对导致在具有预定曲率约束的边界内部的管腔概率的管腔进行图示说明。本文中所描述的管腔边界检测的系统和方法可以应用于上述 IVUS 系统和导管,或者应用于任何其它的 IVUS 成像系统、导管、或装置。

[0043] 血管内超声(IVUS)成像提供血管的剖视图,从而有助于例如血管疾病(如冠状动脉狭窄)的可视化。血管管腔边界是 IVUS 中的一个临床相关的定量测量。目前,提供自动管腔边界检测的现有装置要求使用者完成大量的人工校正以便准确地确定管腔边界。因为在 IVUS 步骤期间人工测量会占用大量的时间,所以具有高精度的全自动化系统将缩短步骤时间、增加工作量且提供比经常被采用“目测”方法更准确的估计,以便节约时间。尽管已作出努力来开发完全自动化的管腔检测,但尚未证明有任何方法可在大的患者数据库中提供充分的精度。

[0044] 图 4 是说明用于边界检测的自动化方法和系统的一个实例的流程图。首先,获得 IVUS 帧序列(步骤 402)。可以从是系统的一部分的 IVUS 成像装置(例如,导管)获得帧的序列,或者从另一个来源获得帧的序列并且利用任何传输方法将该序列传输至系统,传输方法包括但不限于:无线或有线传输或者使用计算机可读介质(如光盘、闪存存储器、或任何其它合适的介质)的传输。

[0045] 对于各帧或亚组的帧,确定在帧内部的像素或像素区域的一个或多个纹理特征(步骤 404)。一个或多个纹理特征可以是例如与像素或区域及一个或多个其相邻的像素或区域相关的经过滤或平均计算的值。纹理特征利用了组织类型之间及组织与血液(其流动经过管腔)之间的超声响应的差异(例如,强度或频率的差异)。

[0046] 可以选择图像的一个区域而不是单个像素,用于纹理特征的确定。此外,可以确定在一个帧中所有像素或区域的纹理特征,或者可以确定各帧的亚组的像素或区域的纹理特征。可由使用者手动地选择或者系统自动地选择该亚组的像素或区域(例如,通过选择超过某个强度阈值或者落在某个强度范围内或者是在图像的特定部分内部或者其任意组合

的像素或区域)。

[0047] 可以利用一个或多个滤波器来确定纹理特征,以减小噪声和成像异常的影响。下面所提供的纹理特征样本将像素强度应用于特征值的确定,但应认识到的是,可以使用其它图像或像素性质来代替像素强度,或者结合像素强度而使用其它图像或像素性质。

[0048] 利用十字线或者将在相邻扫描线中的相同位置的像素值加以组合的侧向滤波器来确定一种类型的纹理特征。扫描线可以彼此相邻或者可以被一条或多条扫描线隔开。合适侧向滤波器的例子具有以下公式中的一个: $F_{i,n} = |I_{i,n} - I_{i,n+3}|$ 或者 $F_{i,n} = |I_{i,n} - I_{i,n+4}|$, 其中 I_n 为扫描线 n 中像素 i 的强度, $F_{i,n}$ 为扫描线 n 中像素 i 的纹理值。这些特定的滤波器可用于边界检测,因为在相同组织内的两条扫描线中的像素将导致接近于 0 的纹理值,而跨越在不同组织类型之间或在组织与管腔之间的边界的像素将具有显著大于 0 的值。也可利用例如 Boxcar 滤波器,在周围区域使这些纹理值平滑化。也可使这些纹理值归一化。这些纹理值可用作特征值或者可用于计算特征值。

[0049] 也可利用交叉深度,或者将沿相同扫描线的相邻像素的值加以组合的轴向滤波器,来确定另一个类型的纹理特征。该轴向滤波器的一个例子具有以下公式: $F_{i,n} = |I_{i,n} - I_{i+3,n}|$, 其中 I_n 为扫描线 n 中像素 i 的强度并且 $F_{i,n}$ 为扫描线 n 中的像素 i 的纹理值。这些特定的滤波器可用于边界检测,因为在沿在相同组织内的扫描线的两个位置的像素将导致接近 0 的值,而跨越在不同组织类型之间或组织与管腔之间的边界两边的像素将具有显著大于 0 的值。也可利用例如 Boxcar 滤波器,在周围区域使纹理值平滑化。也可使纹理值归一化。这些纹理值可用作特征值或者可用于计算特征值。

[0050] 在至少一个实施例中,确定两个纹理特征。利用侧向滤波器来确定一个纹理特征,并且利用轴向滤波器来确定另一纹理特征。

[0051] 另外,对于各帧或亚组的帧,确定在帧内部的像素或像素区域的至少一个流动特征(步骤 406)。可以确定帧中的所有像素或区域的流动特征,或者可以确定各帧的亚组的像素或区域的纹理特征。该亚组的像素或区域可由使用者手动地选择或者可由系统自动地选择(例如,通过对超过某个强度阈值或者落在某个强度范围内或者是在图像的特定部分内部或者其任意组合的像素或区域进行选择)。

[0052] 通过对两个或更多帧的相应部分进行比较,而确定流动特征。进行比较的两个帧可以是在序列内部的两个相邻的帧或者被序列内部的一个或多个帧分离的两个帧。

[0053] 至少在一些实施例中,利用交叉帧相关性来确定流动特征。一般来说,组织区域将显示帧之间的相对较高的相关性,但血液区域(即,管腔),至少部分地是由于血流量,将具有显著较低的帧之间相关性。确定两个帧之间相关性中的一个困难是在帧之间可能存在组织的移动。因此,至少在一些实施例中,相关性计算会对第一帧中的区域与第二帧中的较大区域进行比较,以便为移动进行调整。

[0054] 作为一个实例,对于第一帧的像素 (x, y) ,可将相关性窗 W_c 定义为以相应的轴线中围绕具有宽度 w_x, w_y 像素 (x, y) 。(应认识到的是,可以选择不必围绕高像素的其它相关性窗)。例如,相关性窗可以是围绕像素 (x, y) 的 7×7 窗。

[0055] 相应的搜索窗 W_s 可以被限定在第二帧中。该搜索窗可以围绕第二帧中的相应的像素 (x, y) 或者,如果需要(例如,如果初始区域的移动是已知的或近似的),围绕另一个像素。至少在一些实施例中,搜索窗 W_s 的宽度为 $w_x + 2s_x, w_y + 2s_y$, 其中 s_x, s_y 是搜索窗的边界相

对于相关性窗的扩张。例如,相关性窗 W_c 可以是围绕第一帧中的像素 (x, y) 的 7×7 窗,搜索窗 W_s 可以是围绕第二帧中的像素 (x, y) 的 11×11 窗。(此外,应认识到的是,可以选择不必围绕像素的其它相关性窗)。

[0056] 可以利用任何计算方法来确定第一帧的相关性窗与第二帧的搜索窗之间的一个或多个相关性值。第一帧 n 和第二帧 $n+1$ 像素 (x, y) 的一组相关性值 $C_n(x, y; \delta_x, \delta_y)$ 的确定的一个例子,其中 $\delta_x \in [-s_x, s_x]$ 和 $\delta_y \in [-s_y, s_y]$, 使用以下的一组方程式:

[0057]

$$C_n(x, y; \delta_x, \delta_y) = \frac{\sum_{(i,j) \in W_c} [I_n(x+i, y+j) - \bar{I}_n(x, y)] \cdot [I_{n+1}(x+\delta_x+i, y+\delta_y+j) - \bar{I}_{n+1}(x+\delta_x, y+\delta_y)]}{A^2 \sqrt{\bar{I}_n^2(x, y) - (\bar{I}_n(x, y))^2} \cdot \sqrt{\bar{I}_{n+1}^2(x+\delta_x, y+\delta_y) - (\bar{I}_{n+1}(x+\delta_x, y+\delta_y))^2}}$$

[0058] 其中

[0059]

$$A = \sum_{(i,j) \in W_c} 1 = w_x \cdot w_y, \bar{I}_n(x, y) = \frac{1}{A} \sum_{(i,j) \in W_c} I_n(x+i, y+j), \bar{I}_n^2(x, y) = \frac{1}{A} \sum_{(i,j) \in W_c} (I_n(x+i, y+j))^2$$

[0060] 。

[0061] 然后,可以用这组相关性值中的最大值

$$[0062] \quad C_n^{\max}(x, y) = \max(C_n(x, y; \delta_x \in [-s_x, s_x], \delta_y \in [-s_y, s_y]))$$

[0063] 来确定流动特征。

[0064] 然后,可以利用纹理特征和流动特征来确定管腔概率图(步骤408)或者确定代表相应的像素或区域对应于血管管腔的概率的其它分析布置。例如,可以将纹理和流动特征的值与管腔和非管腔区域的特征的范值进行比较,从而有助于确定管腔概率图。

[0065] 这种比较可以是定性或定量的。定量的比较可包括例如确定特征空间中与血管的特征值或管腔的特征值的平均值的距离(或者确定相对于管腔值的距离和相对于血管值的距离)。该距离计算可包括对一些特征比其它特征加更高的权重。这种加权可包括凭经验获得的权值。加权也可取决于如下因素,例如用于获得帧序列的装置、被观察血管的类型等。

[0066] 至少在一些实施例中,可以将一个值赋予像素或区域是在管腔内部的概率。例如,这些值可以是在 -1 (例如,明确地在管腔的外部) 至 $+1$ 的范围被(例如,明确地在管腔的内部)或者在任何其它合适的范围内(例如, 0 至 100 或者 0 至 1)。

[0067] 一旦确定了管腔概率图,便可以检测或确定边界(步骤410)。例如,可以绘出使在边界内部的总管腔概率最大化的边界。可以利用绘出约束,如与预计边界几何形状的偏差的补偿(例如,二次插值),而使边界平滑化。作为另一个例子,可绘出在具有超过(或低于)特定阈值的管腔概率的区域周围的边界。可使用用于基于管腔概率图来确定管腔边界的任何其它合适方法。至少在一些情况下,可在边界检测前,使管腔概率图平滑化。

[0068] 管腔边界的确定可以简化其它临床相关测量的确定,包括例如管腔横截面积(由管腔边界所限制的面积);最小管腔直径, $D_{\min}$;最大管腔直径, $D_{\max}$;和管腔偏心率, $(D_{\max} - D_{\min}) / D_{\max}$ 。另外,通过在成像芯回拉期间所获得多个帧的管腔边界的确定可以简化对沿血管的这些测量值的比较,并且也可以用于生成血管的三维视图。基于管腔边界的多帧

确定,可以确定沿血管的成像部最小管腔面积。

[0069] 可以确定其它血管信息,包括例如具有接近狭窄但仍然在相同血管段的内部(通常在狭窄的 10mm 范围内并且没有中间的分支)的最大管腔的近端参考部位,具有接近狭窄但仍然在相同血管段的内部(通常在狭窄的 10mm 范围内并且没有中间的分支)的最大管腔的远端参考部位、近端或者参考部位的最大参考值、及平均参考管腔尺寸(即,在近端参考部位和远端参考部位的管腔尺寸的平均值)。由此可以计算管腔面积狭窄,例如(参考横截面积-最小管腔横截面积)/参考横截面积。可以根据选择哪个参考横截面积进行计算,而将该管腔面积狭窄分类为近端、远端、最大、或者平均。

[0070] 可以利用迭代和其它技术来进一步改进上述方法。图 5 示出了用于边界检测的另一个方法的一个实例。在此实例中,特征 I502 和特征 II504 是分别利用例如,如上所述的侧向滤波器和轴向滤波器所获得的纹理特征。特征 III506 是利用例如交叉帧相关性所获得的流动特征。应认识到的是,其它类型的纹理和流动特征也可以用于特征 I、特征 II、和特征 III。

[0071] 特征 III506 是用于估计(箭头 508)管腔或血管遮蔽区域(masks)510(或者管腔遮蔽和血管遮蔽区域两者)。例如,管腔遮蔽区域可被估计是具有低于阈值的相关性值(例如,0.2 或 0.3,归一化计算)的区域,并且血管遮蔽区域可以是其中相关性值超过阈值的区域。

[0072] 管腔/血管遮蔽区域可以是用于(箭头 512)特征 I502、特征 II504、和特征 III506,以便在特征空间中作出特征差异确定 514(例如,特征距离确定,如在三维特征空间中从像素或区域到管腔遮蔽区域或血管遮蔽区域的距离,并且三个特征对应于三个维度)。然后,可以利用这些特征差异确定 514(箭头 516)来细化(修正)管腔/血管遮蔽区域 510。然后,可以将经细化的管腔/血管遮蔽区域用于(箭头 518)特征 I、II 和 III 以改进特征差异确定。应当理解的是,可以实施管腔/血管遮蔽区域的进一步迭代细化及特征差异确定。

[0073] 然后,可以将经细化的特征差异确定(例如,特征空间中的特征距离确定)用于(箭头 520)确定如上所述的管腔概率图 522。任选地,也可引入导丝遮蔽区域 524 从而有助于确定管腔概率图。如上所述,可以利用管腔概率图来进行边界检测 526。

[0074] 应当理解的是,方框图的各方框及方框图中各方框的组合、以及本文中所公开的系统和方法中的任何部分可以通过计算机程序指令而实施。可将这些程序指令提供给处理器以制造机器,因此在处理器中所执行的指令形成用于执行方框图中规定的及本文中所公开系统和方法中所描述的操作的方法。可以由处理器执行计算机程序指令从而导致处理器执行一系列的操作步骤从而产生计算机执行的步骤。计算机程序指令也可导致至少部分的操作步骤被并行地执行。而且,部分的步骤也可在多于一个的处理器中执行,例如在多处理器计算机系统中。另外,在不背离本发明的范围和精神的前提下,一个或多个步骤也可与其它步骤同时地执行或者甚至在与所描述程序不同的程序中执行。

[0075] 可以将计算机程序指令存储于任何合适的计算机可读介质中,包括但不限于 RAM、ROM、EEPROM、闪速存储器或其它存储技术、CD-ROM、数字通用光盘(DVD)或其它光存储器、磁带盒、磁带、磁盘存储器或其它磁存储装置、或者可以用于存储期望的信息并且可以由计算装置进行访问的任何其它介质。

[0076] 以上的说明书、实例和数据提供对本发明组合物的制造和使用的描述。因为可以在不背离本发明的精神和范围的前提下完成本发明的许多实施例,所以本发明存在于所附权利要求中。

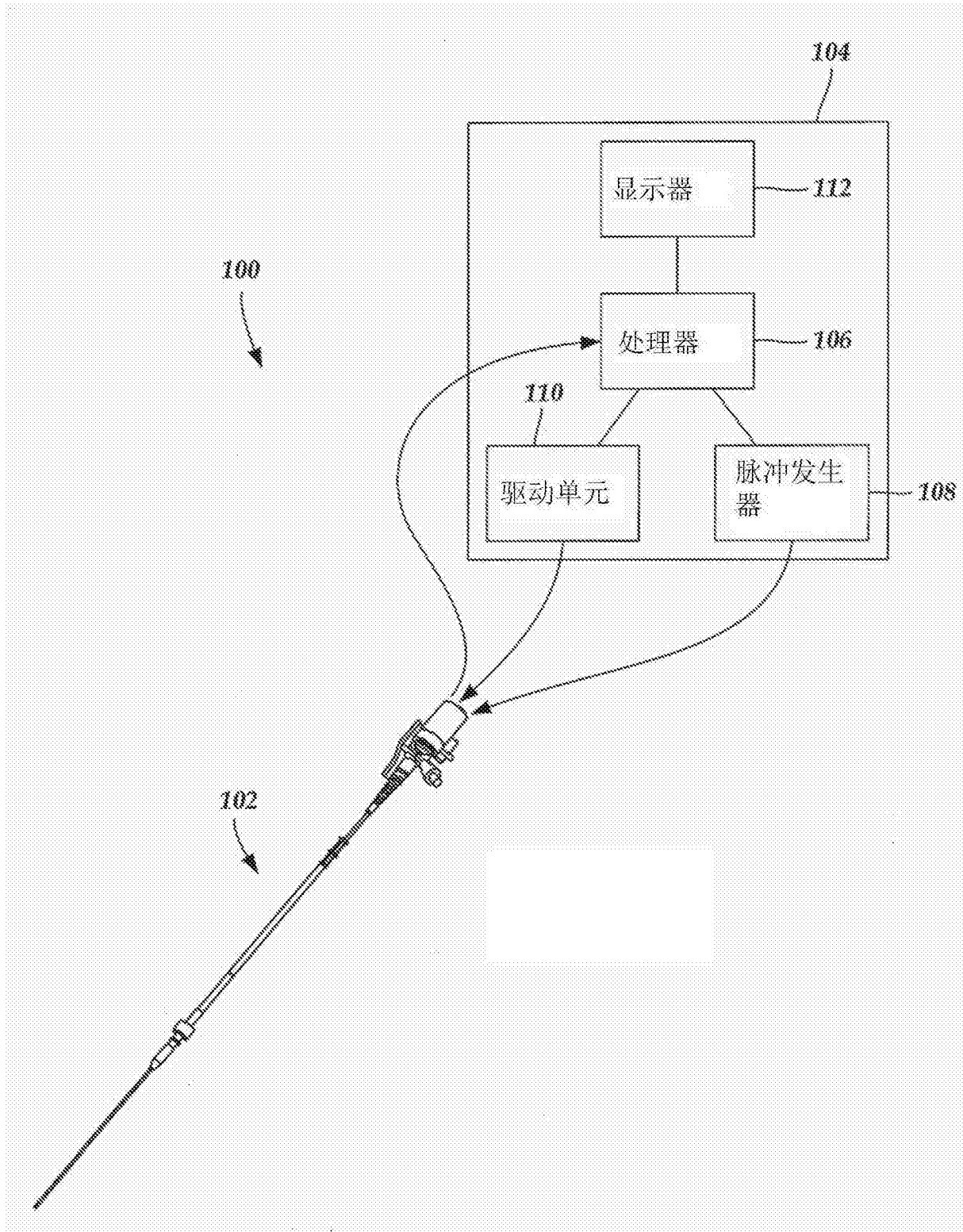


图 1

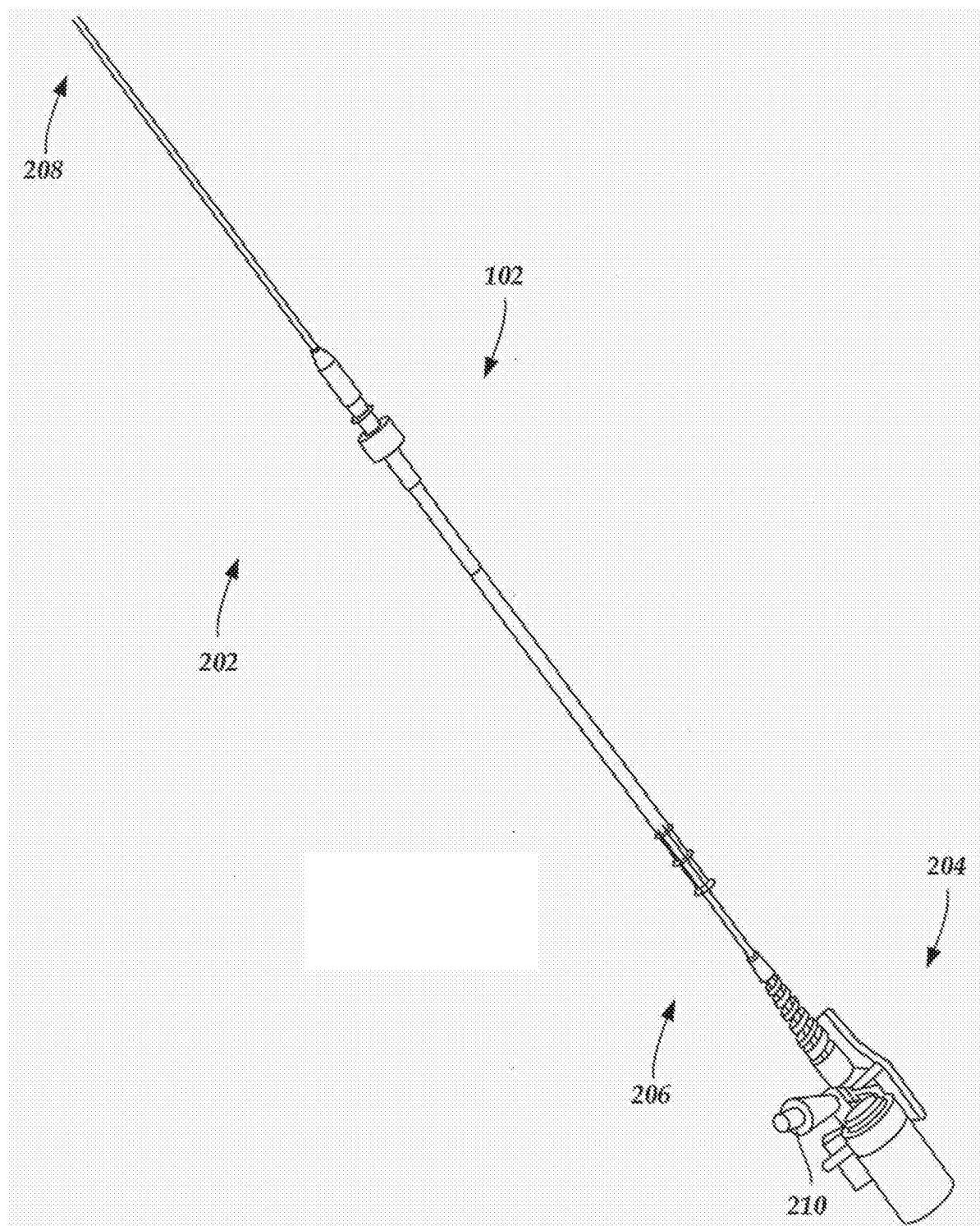


图 2

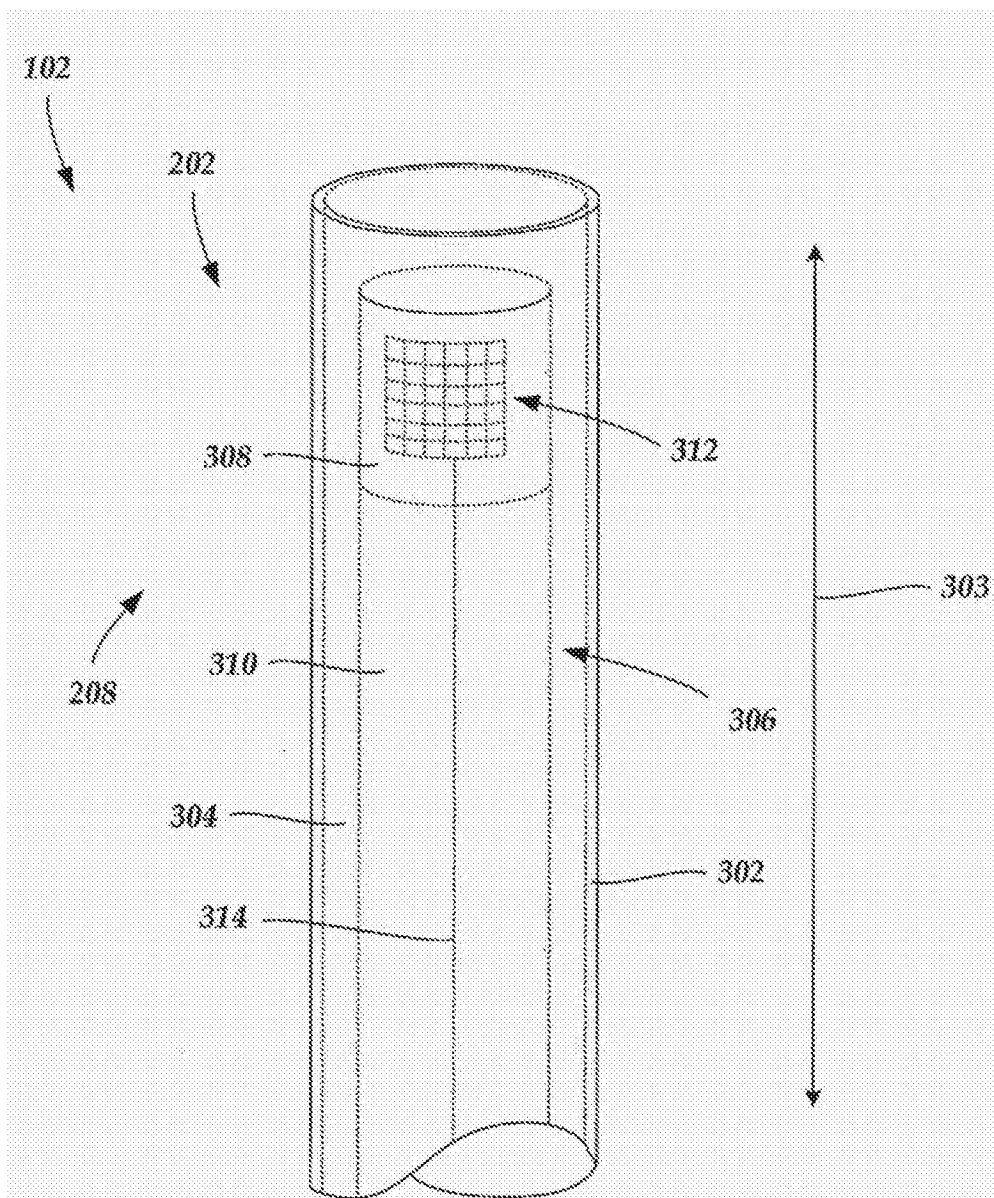


图 3

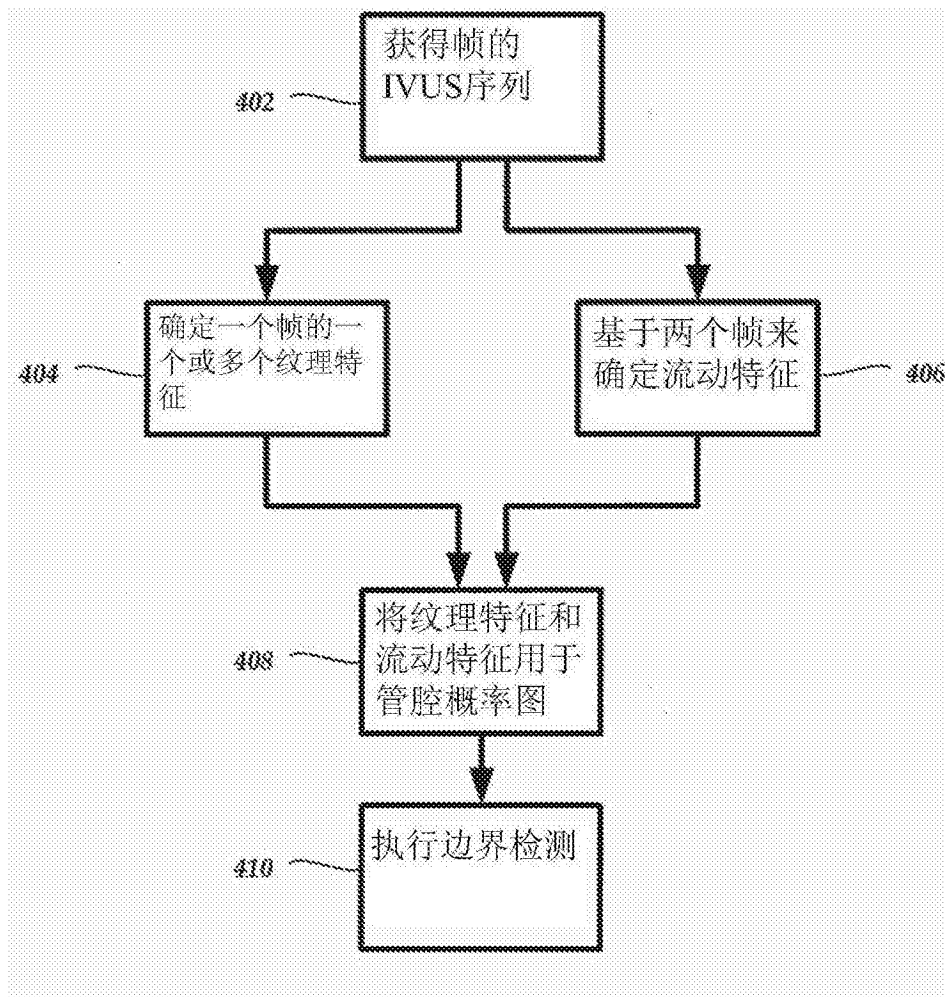


图 4

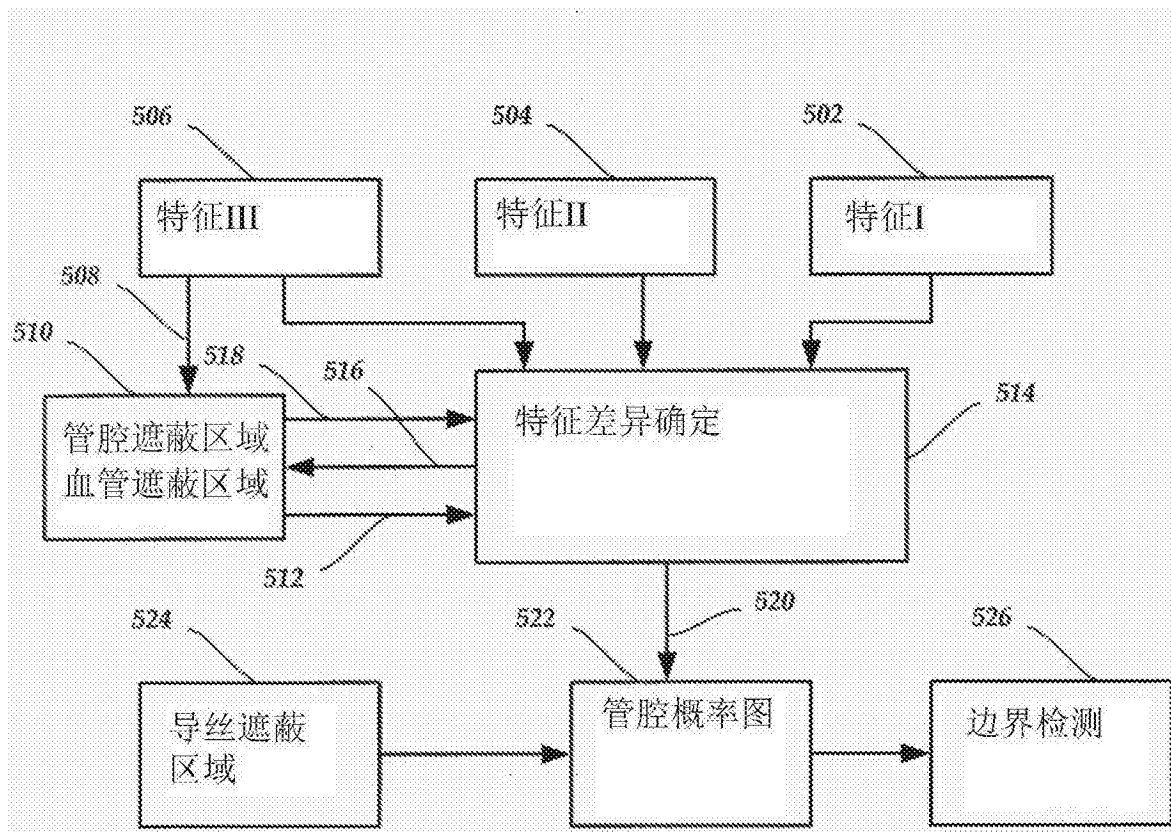


图 5

专利名称(译)	用于血管内超声序列中的管腔边界检测的系统和方法		
公开(公告)号	CN105190693A	公开(公告)日	2015-12-23
申请号	CN201480011703.2	申请日	2014-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	波士顿科学西美德公司		
申请(专利权)人(译)	波士顿科学国际有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	波士顿科学国际有限公司		
[标]发明人	安明何蔡 李文广 沙世达赛斯亚那拉亚那 刘易斯琼斯三世托马斯		
发明人	安明·何·蔡 李文广 沙世达·赛斯亚那拉亚那 刘易斯·琼斯三世·托马斯		
IPC分类号	G06T7/20 G06T7/00 A61B5/00 A61B6/00 A61B8/08 A61B5/02		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/12 G06T7/0012 G06T7/215 G06T2207/10016 G06T2207/10136 G06T2207/20076 G06T2207/20104 G06T2207/30101 G06T2207/30104 A61B8/5223		
代理人(译)	胡艳		
优先权	61/771285 2013-03-01 US		
其他公开文献	CN105190693B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于对一系列超声帧进行处理以便显示的方法，该方法包括：接收具有管腔的血管的血管内超声(IVUS)帧序列，所述序列包括第一帧和第二帧；确定第一帧的一个或多个区域的每个区域的一个或多个纹理特征；通过对第一帧与第二帧进行比较而确定一个或多个区域的每个区域的至少一个流动特征；利用一个或多个纹理特征和至少一个流动特征而得出第一帧的管腔边界，以便鉴定一个或多个区域是否在血管管腔的内部或外部；以及显示具有管腔边界的第一帧的超声图像。

