



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105530871 A

(43) 申请公布日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201480050332. 9

(22) 申请日 2014. 09. 11

(30) 优先权数据

61/876, 581 2013. 09. 11 US

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2016. 03. 11

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/US2014/055215 2014. 09. 11

(87) PCT国际申请的公布数据

W02015/038786 EN 2015. 03. 19

(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 李文管

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

代理人 胡艳

(51) Int. Cl.

A61B 8/12(2006. 01)

权利要求书2页 说明书11页 附图9页

(54) 发明名称

使用血管内超声成像系统选择和显示图像的系统和方法

(57) 摘要

一种在血管内超声(“IVUS”)成像的过程中横截面图像实时显示的方法包括,在血管内超声成像的过程中,当至少一个换能器旋转和沿腔纵向移动时,从至少一个换能器接收电信号;在血管内超声成像的过程中,处理所接收的电信号以形成一系列的横截面图像,所述横截面图像沿所述腔的长度彼此纵向偏置;在血管内超声成像的过程中,同时显示 i) 最近图像和 ii) 先前图像,所述先前图像或者 a) 由操作者选择,或者 b) 当具有所选择图像特性的最大值或最小值时自动选择;以及,在血管内超声成像的过程中,当来自所述横截面图像系列的新的图像被处理时,更新最近图像的显示界面。

1. 一种在血管内超声(“IVUS”)成像的过程中实时显示横截面图像的方法,所述方法包括:

在血管内超声成像的过程中,从导管内的至少一个换能器,在所述至少一个换能器旋转和沿腔纵向移动时,接收电信号;

在血管内超声成像的过程中,处理所接收的电信号以形成一系列的横截面图像,其中所述横截面图像沿所述腔的长度彼此纵向偏置;

在血管内超声成像的过程中,同时显示i)最近图像,所述最近图像来自所述一系列横截面图像和ii)先前图像,所述先前图像来自所述一系列横截面图像,其中所述先前图像a)由操作者选择,或者b)自动选择为具有所选择图像特性的最大值或最小值;以及

在血管内超声成像的过程中,当来自所述横截面图像系列的新的图像被处理时,更新最近图像的显示界面。

2. 如权利要求1所述的方法,其中所述先前图像自动选择为具有最小腔面积。

3. 如权利要求1所述的方法,其中所述先前图像自动选择为具有最小腔直径。

4. 如权利要求1所述的方法,进一步包括,在血管内超声成像的过程中,基于直到最近图像的所述横截面图像显示所述腔的纵向视图。

5. 如权利要求4所述的方法,其中更新所述显示界面包括基于所述新的图像更新所述纵向视图。

6. 如权利要求4所述的方法,进一步包括在所述纵向视图上,指示最近图像和所选择的先前图像的位置。

7. 如权利要求1所述的方法,进一步包括,在所述血管内超声成像的过程中,设置围绕所选择的先前图像的所述腔的腔边界。

8. 如权利要求7所述的方法,进一步包括,在所述血管内超声成像的过程中,根据来自用户的指令调整所述腔的边界。

9. 一种自动显示血管内超声(“IVUS”)成像的过程中横截面图像的方法,所述方法包括:

接收IVUS数据,所述IVUS数据表示在沿腔的多个位置所获得的数据;

处理所述IVUS数据以形成一系列的横截面图像,其中所述横截面图像沿所述腔的长度彼此纵向偏置;

自动选择,无需人工干预,并且同时显示i)最小腔图像,所述最小腔图像来自所述一系列横截面图像和ii)最大腔图像,所述最大腔图像至少选自所述一系列横截面图像的子集。

10. 如权利要求9所述的方法,其中所述最大腔图像选自所述最小腔图像前所获得的所述横截面图像的子集。

11. 如权利要求9所述的方法,其中所述最小腔图像基于腔面积进行选择。

12. 如权利要求9所述的方法,进一步包括基于所述横截面图像,显示所述腔的纵向视图。

13. 如权利要求12所述的方法,进一步包括在所述纵向视图上,指示所述最小腔图像和所述最大腔图像的位置。

14. 如权利要求9所述的方法,进一步包括显示狭窄区域的数字表示。

15. 如权利要求9所述的方法,进一步包括显示斑块负荷的数字表示。

16. 如权利要求9所述的方法,进一步包括设置围绕所述最小腔图像和所述最大腔图像的腔的腔边界。

17. 一种处理血管内超声图像的方法,所述方法包括

获得一套腔的横截面超声图像;

形成所述横截面超声图像的三维阵列;

沿平面切割所述三维阵列以形成切割阵列;

用固定值替换所述切割阵列的与所述腔内部关联的所有部分以形成容量视图;以及
显示所述容量视图。

18. 如权利要求17所述的方法,其中所述固定值为黑色。

19. 如权利要求17所述的方法,其中当显示时,所述固定值将所述切割阵列的与所述腔的内部关联的部分呈现为透明。

20. 如权利要求17所述的方法,其中显示所述容量视图包括使用所述容量视图的数据通过光线追踪来呈现所述容量视图。

使用血管内超声成像系统选择和显示图像的系统和方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请根据35U.S.C.§119(e)要求于2013年9月11日提出的序列号为61/876581的美国临时专利申请的权益,其通过引用并入本文中。

技术领域

[0003] 本发明涉及可插入到患者体内的成像系统以及制造和使用该成像系统的方法。本发明还涉及被配置和安排用来选择和同时显示沿患者脉管系统生成的多个横截面图像的成像系统,以及制造和使用该成像系统的方法。

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)成像系统已被用作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,跳动的心脏)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。

发明内容

[0006] 一个实施例为一种在血管内超声(“IVUS”)成像的过程中实时显示横截面图像的方法。所述方法包括下列步骤:在血管内超声成像的过程中,从导管内的至少一个换能器,在所述至少一个换能器旋转和沿腔纵向移动时,接收电信号;在血管内超声成像的过程中,处理所接收的电信号以形成一系列的横截面图像,其中所述横截面图像沿所述腔的长度彼此纵向偏置;在血管内超声成像的过程中,同时显示i)最近图像,所述最近图像来自所述一系列横截面图像和ii)先前图像,所述先前图像来自所述一系列横截面图像,其中所述先前图像a)由操作者选择,或者b)自动选择为具有所选择图像特性的最大值或最小值;以及在

血管内超声成像的过程中,当来自所述横截面图像系列的新的图像被处理时,更新最近图像的显示界面。另一个实施例为具有处理器可执行指令的非临时性计算机可读介质,当处理器可执行指令被储存到系统上,处理器可执行指令使得系统能够执行动作,所述动作包括前述方法所描述的步骤。进一步的实施例为血管内超声系统,所述血管内超声系统包括导管、显示器以及至少一个连接到导管和显示器的处理器。配制并安排至少一个处理器来实施前述方法所描述的步骤。

[0007] 另一个实施例为一种自动显示血管内超声(“IVUS”)成像的过程中横截面图像的方法。所述方法包括接收IVUS数据,所述IVUS数据表示在沿腔的多个位置所获得的数据;处理所述IVUS数据以形成一系列的横截面图像,其中所述横截面图像沿所述腔的长度彼此纵向偏置;以及自动选择,无需人工干预,并且同时显示i)最小腔图像,所述最小腔图像来自所述一系列横截面图像和ii)最大腔图像,所述最大腔图像至少选自所述一系列横截面图像的子集。然而另一个实施例为具有处理器可执行指令的非临时性计算机可读介质,当处理器可执行指令被储存到系统上,处理器可执行指令使得系统能够执行动作,所述动作包括前述方法所描述的步骤。进一步的实施例为血管内超声系统,所述血管内超声系统包括显示器和至少一个连接到显示器的处理器。配制并安排至少一个处理器来实施前述方法所描述的步骤。

[0008] 又一个实施例为一种处理血管内超声图像的方法。所述方法包括获得一套患者血管腔的横截面超声图像;形成所述横截面超声图像的三维阵列;沿平面切割所述三维阵列以形成切割阵列;用固定值替换所述切割阵列的与所述腔内部关联的所有部分以形成容量视图;以及显示所述容量视图。另一个实施例为具有处理器可执行指令的非临时性计算机可读介质,当处理器可执行指令被储存到系统上,处理器可执行指令使得系统能够执行动作,所述动作包括前述方法所描述的步骤。进一步的实施例为血管内超声系统,所述血管内超声系统包括显示器和至少一个连接到显示器的处理器。配制并安排至少一个处理器来实施前述方法所描述的步骤。

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为根据本发明的适合于插入到患者体内的超声成像系统的一个实施例的示意图,所述超声成像系统包括导管和控制模块;

[0012] 图2为根据本发明的图1导管的一个实施例的示意侧视图;

[0013] 图3为根据本发明的图1导管远端一个实施例的示意纵向横截面视图,其中成像芯布置在导管腔里;

[0014] 图4为根据本发明的图1超声成像系统显示界面的一个实施例的示意图,所述显示界面在成像过程中同时示出了至少部分成像运行的纵向视图和从沿纵向视图不同位置处生成的几个横截面视图;

[0015] 图5为根据本发明的血管内超声(“IVUS”)成像过程中横截面图像实时显示方法的一个实施例的示意图;

[0016] 图6为根据本发明的图1超声成像系统显示界面的另一个实施例的示意图,所述显示界面同时示出了至少部分成像运行的纵向视图和从沿纵向视图不同位置生成的几个横截面视图;

[0017] 图7为根据本发明的血管内超声(“IVUS”)成像过程的自动显示横截面图像的方法的一个实施例的示意图;

[0018] 图8A为根据本发明的图1超声成像系统显示界面的示意图,所述显示界面示出了四个不同的容量视图,其中对应体腔内部的像素具有均匀的灰度级;

[0019] 图8B为根据本发明的图1超声成像系统显示界面的示意图,所述显示界面示出了四个不同的容量视图,其中对应体腔内部的像素具有均匀的灰度级,所述像素为黑色或透明;以及

[0020] 图9为根据本发明的处理血管内超声图像以形成图8A和8B容量视图的方法的一个实施例的示意图。

具体实施方式

[0021] 本发明涉及插入到病人体内的成像系统以及制造和使用该成像系统的方法。本发明还涉及配置并且布置用来选择和同时显示沿病人血管生成的多个横截面图像的成像系统,以及制造和使用该成像系统的方法。

[0022] 文中所描述的方法、系统和装置可以以许多不同的形式实施,而不应被解释为仅限于文中所阐述的实施例。因此,文中所描述的方法、系统和装置可以采用完全硬件的实施例形式、完全软件的实施例形式或者结合了软件方面和硬件方面的实施例。文中所描述的方法能够使用任何类型的计算设备来实施,例如具有处理器的计算机或者组合了多个计算装置的计算机(每个装置执行处理器至少部分的工作)。

[0023] 合适的计算装置通常包括大容量存储器并且通常包括装置之间的通信。大容量存储器解释为一种计算机可读介质,即计算机存储介质。计算机存储介质可以包括采用各种信息存储方法或技术的易失性,非易失性,可移动的,不可移动的,暂时的和非暂时的介质,例如计算机可读指令、数据结构、程序模块或其它数据。计算机存储介质的例子包括RAM、ROM、EEPROM、闪存或者其他存储技术;CD-ROM、数字多功能盘(“DVD”)或者其他光存储技术;磁盒、磁带、磁盘存储或者其他磁存储设备;或者能够用来存储所需信息的任何其他介质以及能够由计算设备进行访问的任何其他介质。

[0024] 系统装置之间或者元件之间的通信方法能够既包括有线通信方法又包括无线通信方法(例如,RF、光学或红外),并且这种方法提供了另一种计算机可读介质;即通信介质。通信介质通常表现为计算机可读指令、数据结构、程序模块或者调制数据信号中的其他数据(例如载波、数据信号或者其他传输机制),并且包括所有信息传递介质。术语“调制数据信号”以及“载波信号”包括以这种方式设置或改变一个以上特性以便编码所具有信息、指令、数据等的信号。举例来说,通信介质包括有线介质和无线介质,所述有线介质例如双绞线、同轴电缆、光纤、波导以及其他,而所述无线介质例如声、RF、红外线以及其他。

[0025] 合适的血管内超声(“IVUS”)成像系统包括但不限于一个以上的换能器,所述换能器布置在构造和安排用来经皮插入患者体内的导管的远端上。具有导管的IVUS成像系统的例子可以在以下专利文件中找到,例如美国专利号7,246,959;7,306,561和6,945,938,以

及美国专利申请公开号2006/0100522;2006/0106320;2006/0173350;2006/0253028;2007/0016054和2007/0038111;所有这些内容通过引用并入本文。

[0026] 图1为IVUS成像系统100一个实施例的示意图。IVUS成像系统100包括可连接到控制模块104的导管102。控制模块104可以包括,例如,处理器106、脉冲发生器108、驱动单元110和一个以上的显示器112。在至少一些实施例中,脉冲发生器108形成可以输入到布置在导管102中的一个以上换能器(图3中312)的电脉冲。

[0027] 在至少一些实施例中,来自驱动单元110的机械能可以用来驱动布置在导管102中的成像芯(图3中306)。在至少一些实施例中,传送自一个以上换能器(图3中312)的电信号可以输入到处理器106进行处理。在至少一些实施例中,来自一个以上换能器(图3中312)的经过处理的电信号能够以一个以上的图像显示在一个以上显示器112上。例如,扫描转换器能够用来将扫描样线(例如,径向扫描样线等)映射到二维的Cartesian网格以在一个以上的显示器112上显示一个以上的图像。

[0028] 在至少一些实施例中,处理器10也可以用来控制控制模块104一个以上其他元件的运作。例如,处理器106可以用来控制传送自脉冲发生器108的电脉冲的频率或者持续时间中的至少一个、通过驱动单元110驱动的成像芯(图3中306)的旋转速度、通过驱动单元110驱动的成像芯(图3中306)的拉回速率或拉回长度、或者形成在一个以上显示器112上的一个以上图像的一个以上属性。

[0029] 图2为IVUS成像系统(图1中100)导管102一个实施例的示意侧视图。导管102包括细长件202和轮轴204。细长件202包括近端206和远端208。图2中,细长件202的近端206连接到导管轮轴204,而细长件的远端208被构造和安排用来经皮插入患者体内。可选择地,导管102可以界定至少一个冲洗端口,例如冲洗端口210。冲洗端口210可以界定在轮轴204中。可以构造和安排轮轴204来连接至控制模块(图1中104)。在一些实施例中,细长件202和轮轴204形成一个整体。在其他的实施例中,细长件202和导管轮轴204单独成形并且随后被组装在一起。

[0030] 图3为导管102的细长件202的远端208的一个实施例的示意透视图。细长件202包括具有纵轴线303的护套302和腔304。成像芯306布置在腔304内。成像芯306包括连接到驱动轴310远端的成像设备,所述驱动轴可以手动旋转或者使用计算机控制驱动机构旋转。一个以上的换能器312可以被安装到成像设备308并且用来发射和接收声信号。护套302可以由任何适合插入患者体内的柔性的且生物相容性的材料形成。合适材料的例子包括,例如,聚乙烯,聚氨酯、塑料,螺旋切不锈钢、镍钛诺海波管等,或者它们的组合。

[0031] 在优选实施例中(如图3中所示),换能器312的阵列被安装到成像装置308。在替代实施例中,可以使用单个换能器。能够使用任何合适数量的换能器312。例如,能够是两个、三个、四个、五个、六个、七个、八个、九个、十个、十二个、十五个、十六个、二十个、二十五个、五十个、一百个、五百个、一千个或者更多个换能器。正如所认识到的,也可以使用其他数量的换能器。当使用多个换能器312时,这些换能器312能够配置成任何合适的布置,所述布置包括,例如,环形布置、矩形布置等。

[0032] 所述一个以上的换能器312可以由一种以上的已知能够将施加的电脉冲变换为一个以上换能器312表面上压力畸变的材料形成,反之亦然。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、铅锆钛酸盐、偏铌酸铅、聚偏氟乙烯等。其他的换能器

技术包括复合材料、单晶复合材料和半导体器件(例如,电容式微加工超声换能器(“cMUT”)、压电微加工超声换能器(“pMUT”)等)。

[0033] 一个以上换能器312表面上压力畸变形成声脉冲,声脉冲的频率基于一个以上换能器312的共振频率。一个以上换能器312的共振频率可能受到尺寸、形状以及用来形成一个以上换能器312的材料的影响。一个以上的换能器312可以以任何适合于定位在导管102内以及适合于沿一个以上选定方向传播所需频率声脉冲的形状形成。例如,换能器可以是盘形、块形、矩形、椭圆形等。一个以上的换能器可以通过任何工艺(包括,例如,切割、切块和填充、机加工、微细加工等)形成所需的形状。

[0034] 举个例子,所述一个以上换能器312中的每一个可以包括一层夹在匹配层和导电衬底材料之间的压电材料,所述导电衬底材料由声学吸收材料形成(例如,带有钨颗粒的环氧基板)。在操作过程中,可以电激发压电层以引起声脉冲的发射。

[0035] 一个以上的换能器312能够用来形成周围空间的径向横截面图像。因此,例如,当一个以上的换能器312布置在导管里并且插入到患者的血管内时,一个以上的换能器312可以用来形成血管壁的和环绕血管壁的组织图像。

[0036] 成像芯306围绕导管102的纵轴线303旋转。当成像芯306旋转时,一个以上的换能器312朝着不同的径向方向发射声信号(例如,沿不同的径向扫描线)。例如,一个以上的换能器312能够以有规律的(或者非规律的)增量发射声信号,例如每转256的径向扫描线等。应该理解,取而代之的,每转能够发射其他数量的径向扫描线。

[0037] 当具有足够能量的发射声脉冲遇到一个以上的介质边界(例如一个以上的组织边界)时,部分的发射声脉冲反射回发射换能器作为回波脉冲。具有检测所需足够能量的每个到达换能器的回波脉冲,在接收换能器中被变换电信号。一个以上的被变换电信号被传送到控制模块(图1中104),在所述控制模块中处理器106,至少部分地基于来自每次传送的声脉冲和接收回波脉冲的信息采集,处理电信号特征以形成成像区域可显示的图像。在至少一些实施例中,成像芯306的旋转由布置在控制模块(图1中104)中的驱动单元110来驱动。在替代实施例中,一个以上的换能器312固定在适当位置并且不旋转。在这种情况下,驱动轴310可以取而代之来旋转镜子,所述镜子反射声信号到被固定的一个以上的换能器312并且也反射来自被固定一个以上的换能器312的声信号。

[0038] 当一个以上的换能器312围绕导管102的纵轴线303旋转并发射声脉冲时,能够形成多个图像,所述图像共同形成环绕一个以上换能器312的区域的一部分的径向横截面图像(例如,断层图像),所述区域例如为目标血管壁和环绕血管的组织。径向横截面图像可选择地能够在一个以上的显示器112上显示。所述至少一个成像芯306能够手动旋转或者使用计算机控制机构旋转。

[0039] 成像芯306也可以沿插入导管102的血管纵向移动,使得可以沿血管的纵向长度形成多个横截面图像。在成像过程中,一个以上的换能器312可以沿导管102的纵向长度收回(例如,拉回)。导管102能够包括至少一个伸缩部,所述伸缩部能够在一个以上的换能器312的拉回过程中缩回。在至少一些实施例中,驱动单元110驱动导管102内成像芯306的拉回。驱动单元110拉回成像芯的距离能够为任何合适的距离包括,例如,至少5cm、10cm、15cm、20cm、25cm或者更多。整个导管102在成像过程中既能够和成像芯306一起收回也可以不和成像芯306一起收回,所述成像芯306独立于导管102纵向移动。

[0040] 步进电极可以任选地用来拉回成像芯306。步进电机能够将成像芯306拉回一小段距离,并且停留足够一个以上换能器306捕捉一张图像或者一系列图像的时间,接着再将成像芯306拉回另一小段距离并且再捕捉另一张图像或者另一系列图像等等。

[0041] 由一个以上的换能器312在不同深度产生的图像的质量可能受到一个以上的因素的影响,包括例如带宽、换能器焦点、光束图案以及声脉冲频率。从一个以上换能器312输出的声脉冲的频率也可能影响从一个以上换能器312输出的声脉冲的穿透深度。通常,当声脉冲的频率降低时,患者组织内声脉冲的穿透深度增加。在至少一些实施例中,IVUS成像系统100在5MHz到100MHz的频率范围内工作。

[0042] 一个以上的导体314能够将换能器312电连接到控制模块104(参见图1中的例子)。在这种情况下,一个以上的导体314可以沿可旋转驱动轴310的纵向长度延伸。

[0043] 具有安装在成像芯308远端208的一个以上换能器312的导管102,可以在远离所选择区域所选择部分的位置(例如血管),通过可进入的血管(例如股动脉、股静脉或颈静脉)经皮插入到患者体内以成像。导管102接着可以穿过患者的血管前进到达所选择的成像位置,例如部分所选择的血管。

[0044] 每次当一个以上的声脉冲输出到环绕组织并且一个以上对应的回波信号由成像器308接收并传送到处理器106时,就能够生成图像或图像帧(“帧”)。或者,图像或图像帧能够为来自成像芯或成像装置完全旋转或部分旋转的扫描线的混成。可以在成像装置308任何类型的移动过程中随着时间获得多个帧(例如帧的序列)。例如,能够在成像装置308沿目标成像位置旋转和拉回的过程中获得帧。应当理解,无论成像装置308旋转不旋转,拉回不拉回都可以获得帧。此外,应当理解除了成像装置308旋转或拉回以外或者替代成像装置308的旋转或拉回,可以使用其他类型的移动程序来获得帧。

[0045] 在至少一些实施例中,当实施拉回时,拉回可以以恒定的速率进行,因此为能够用来计算纵向血管/斑块尺寸的潜在应用提供了工具。在至少一些实施例中,以至少0.4mm/s的恒定速率拉回成像装置308。在至少一些实施例中,以至少0.5mm/s的恒定速率拉回成像装置308。在至少一些实施例中,以至少0.6mm/s的恒定速率拉回成像装置308。在至少一些实施例中,以至少0.7mm/s的恒定速率拉回成像装置308。在至少一些实施例中,以至少0.8mm/s的恒定速率拉回成像装置308。

[0046] 在至少一些实施例中,一个以上的声信号以恒定的时间间隔输出到环绕组织。在至少一些实施例中,一个以上对应的回波信号以恒定的时间间隔被成像器308接收并且传送到处理器106。在至少一些实施例中,所得的帧以恒定的时间间隔生成。

[0047] 现有的IVUS成像系统中至少一些在IVUS程序过程中或者IVUS程序过程后(例如拉回程序)仅仅显示单个图像(例如横截面的图像、纵向的图像等)。但是,对于IVUS程序(例如,拉回程序)过程中同时实时显示至少两个图像,例如最近处理的图像和具有某些特定的或选定的图像特性(例如,最大或最小腔面积或直径)的先前获得的图像,这是有用的。

[0048] 图4示出了IVUS程序,例如拉回程序过程中所呈现的显示界面400的一个实施例。显示界面400包括最近(或者至少新近)处理图像的第一横截面图像402、基于图像特性自动选择的第二横截面图像404、和基于当时已处理图像的纵向视图406。纵向视图402能够由沿垂直于横截面视图平面的平面截取的经过处理的横截面视图混成。在一些实施例中,纵向视图406能够通过旋转纵向视图的平面来旋转。

[0049] 显示界面400能够通过每个新处理的图像来更新。这些更新能够包括用最近的图像来替换第一横截面视图402以及更新纵向视图406。在一些实施例中,如果有具有所选择图像特性(例如,最大或最小的腔面积或直径)的新的图像,第二横截面图像404也能够更新。

[0050] 任何合适的图像特性能够用来自动选择第二横截面图像。图像特性的例子包括但不限于腔面积、腔直径、平均腔直径或者这些图像特性的均匀组合。在至少一些实施例中,第二横截面图像选择为,相对于显示时间前所处理的所有图像具有最小或最大图像特性的图像。在至少一些实施例中,使用者能够选择需要的图像特性以及需要的是特性的最大值还是最小值。在一些实施例中,使用者能够在成像运行前选择图像特性。在其他的实施例中,使用者甚至能够在成像运行过程中选择图像特性,并且当选择不同的图像特性时,显示界面400基于新选择的图像特性通过新的第二横截面图像进行更新。

[0051] 在至少一些实施例中,纵向视图406包括一个以上沿纵向视图406分别指示第一和第二横截面图像402和404位置的标记408和410。图4中,标记408、410显示为垂线。图4中,标记408定位在纵向视图406的当前端,表示第一横截面图像402为最近处理的图像。

[0052] 如图4中所示,显示界面400能够包括另外的成像信息,例如举例来说,患者信息、成像运行过程中的拉回长度、成像运行过程中生成的图像帧的数量、成像运行过程中所使用导管的类型、成像运行的数据和时间等。显示界面400可选择包括一个以上和一个以上显示图像帧相关的识别特性。

[0053] 显示界面400可选择包括由边界估计算法设置的一条以上的边界。例如,为了一个以上横截面图像402和404,可以使用腔边界估计算法获得腔边界412。边界412的确定可以通过任何合适的自动边界估计方法或算法进行,包括但不限于,美国专利号7,831,081所描述的方法,其通过引用并入文中。在一些实施例中,也可以允许使用者使用合适的技术来确定或修改边界,包括但不限于美国专利号7,831,081所描述的技术。

[0054] 显示界面400可选择包括腔面积估计值(用mm²或者任何其他所选择的单位)以及最大和最小腔直径估计值(用mm²或者任何其他所选择的单位),正如参考数字414所表示的。这些估计值可以为横截面图像402或(和)404准备。图4中,估计值是关于横截面图像404的,所述横截面图像404为具有最小腔面积的图像。在至少一些实施例中,可以在对应的横截面图像404上显示直径416。平均腔直径418(用mm²或者任何其他所选择的单位)也能够纵向视图406上呈现为所显示直径418附近的纵向视图的区域。

[0055] 图5为血管内超声(IVUS)成像过程中显示横截面图像的方法的一个实施例的流程图。从成像装置,例如换能器接收电信号(步骤502)。当这些电信号被接收时,对其进行处理以形成一套横截面图像(步骤504)。在至少一些实施例中,在拉回的过程中形成图像,在所述过程中,沿血管(例如,动脉或静脉)拉回成像装置(例如换能器或换能器阵列),所述成像装置在沿血管的不同纵向位置进行成像。这些图像彼此纵向偏置。

[0056] 在IVUS的过程中,IVUS系统同时显示最近处理的图像和先前的横截面图像(步骤506)。正如上文图4的实施例所详细描述,先前的横截面图像能够人工选择或者能够基于一个以上的图像特性自动选择。在一些实施例中,还显示纵向视图并且纵向视图的显示可以基于显示时间前所处理的一些或全部横截面图像。在这些实施例中的一些中,纵向视图还包括两个所示横截面图像沿纵向视图的位置指示。

[0057] 在IVUS的过程中,当新的横截面图像被处理时,更新所述显示界面,以示出作为最近横截面图像的新的图像(步骤508)。在至少一些实施例中,先前的横截面图像也可以在用户启动时更新,或者,先前的横截面图像也可以在基于一个以上的图像特性指示了不同的横截面图像的情况下更新。在至少一些实施例中,纵向视图可以基于新处理的横截面图像更新。

[0058] 继续更新所显示的图像直到最后的横截面图像被处理(步骤510)。当成像过程或运行完成时,所述显示界面可以按照下文图6和7所描述的实施例进行改变或更新。该方法一个以上的步骤能够包含在计算机可读介质上。此外,该方法一个以上的步骤能够由处理器来执行,所述处理器可以是IVUS成像系统的部分(参见,例如,图1中的处理器106)或者是独立系统的部分。

[0059] 至少一些现有的IVUS成像系统仅仅显示单个(例如,横截面、纵向等)图像。但是,同时显示至少两个图像可能是有用的,所述图像在拉回过程或者其他成像运行结束时自动选择,以表示一个以上图像特性谱(范围)的相对端,例如具有最小腔面积的横截面图像和具有最大腔面积的横截面图像(任选地仅从最小腔面积图像远侧处的那些图像中选择)。这些图片在所述过程结束时的自动选择可以挑选医师最有趣看的图像,或者提供系列图像查看的始点。

[0060] 图6示出了显示界面600的一个实施例,所述显示界面600包括第一横截面图像602、第二横截面图像604和基于当时已处理图像的纵向视图606。在IVUS拉回过程或者其他成像运行或其他成像过程结束时,第一和第二横截面图像602、604基于第一或第二成像特性自动选择。该自动选择不要求使用者在所述过程或成像运行结束时干预,但是可以包括使用者在所述过程或成像运行前或者过程或成像运行中输入以选择一个以上的成像特性。在自动选择和显示第一和第二横截面图像602、604后,所显示的图像可以改变或者由使用者选择不同的图像。

[0061] 任何合适的图像特性能够用于自动选择第一和第二横截面图像。图像特性的例子包括但不限于腔面积、腔直径、平均腔直径或者这些图像特性的均匀组合。在至少一些实施例中,第一和第二横截面图像被选择在特定图像特性谱的相对端。例如,第一和第二横截面图像可以分别对应具有最大腔面积(或直径)的图像和具有最小腔面积(或直径)。第二横截面图像可能是包括了显著量的斑块的图像或者包括了其他医疗情况或疾病的图像。第一横截面图像能够作为参考被比较。

[0062] 在一些实施例中,第一或第二横截面图像可以不从全套图像中选择,而是从图像的子集中选择。例如,在图6的实施例中,首先选择第二横截面图像604(具有最小腔直径),接着从第二横截面图像604远侧(例如,第二横截面图像604之前)的图像的子集选择第一横截面图像602。应当理解,其他的实施例可以从第二横截面图像近侧(例如,第二横截面图像之后)的图像的子集选择第一横截面,或者采用有关选择图像的安排的任何其他合适的方法。

[0063] 在至少一些实施例中,使用者能够选择所需的图像特性。在一些实施例中,使用者能够在成像过程或运行前或成像过程或运行中选择图像特性。

[0064] 在至少一些实施例中,纵向视图606包括一个以上沿纵向视图606分别指示第一和第二横截面图像602和604位置的标记608和610。对于标记608、610,能够使用任何合适的形

状或符号。图6中,标记608、610显示为垂线。

[0065] 显示界面600能够另外包括成像信息,例如举例来说,患者信息、成像运行过程中的拉回长度、成像运行过程中生成的图像帧的数量、成像运行过程中所使用导管的类型、成像运行的数据和时间等。显示界面600可选择包括一个以上和一个以上显示图像帧相关的识别特性。

[0066] 显示界面600可选择包括由边界估计算法设置的一条以上的边界。例如,为了一个以上横截面图像602和604,可以使用腔边界估计算法获得腔边界612。边界612的确定可以通过任何合适的自动边界估计方法或算法进行,包括但不限于,美国专利号7,831,081中所描述的方法,通过引用将其并入文中。在一些实施例中,也可以允许使用者使用合适的技术来确定或修改边界,包括但不限于美国专利号7,831,081中所描述的技术。

[0067] 显示界面600可选择包括腔面积估计值以及最大和最小腔直径估计值,正如分别用参考数字614a、614b表示的。图6中,提供两个直径测算值,它们对应各横截面图像边界腔的最大和最小直径。可以为横截面图像602和604中的一个(或全部两个)获得这些估计值。在至少一些实施例中,可以在对应的横截面图像中指示所述腔体边界的直径616。在至少一些实施例中,其他的边界,例如外部弹性介质(EEM)边界613,能够使用任何合适的方法确定并显示。有关其他边界内面积的信息以及这些边界的直径(最大和最小)的信息能够包括在显示界面上,例如分别以参考数字615a、615b示出。

[0068] 显示界面也能够包括其他信息。例如,参考数字620指向标记为“面积狭窄”和“斑块负荷”的信息。在一些实施例中,面积狭窄能够通过 $(1 - (\text{最小腔面积} / \text{最大腔面积})) * 100\%$ 进行计算,其中最小和最大腔面积(参考数字614b、614a)分别从第二和第一横截面图像604、602获得。在一些实施例中,斑块负荷能够通过 $(1 - (\text{最小EEM面积} / \text{最大EEM面积})) * 100\%$ 进行计算,其中最小和最大EEM面积(参考数字615b、615a)分别从第二和第一横截面图像604、602获得。也能够使用计算面积狭窄和板块负荷或类似的参数的其他方法。

[0069] 在第一和第二横截面图像初始显示后,可以允许使用者对显示界面进行修改。例如,可以允许使用者修改不同的横截面图像。可以允许使用者重新缩放横截面图像或纵向视图,或者突出或放大图像/视图的部分。可以允许使用者旋转纵向视图或横截面图像。所述纵向视图通常对应所选择平面与所述成套横截面图像的交线,因此能够通过旋转所选择平面来旋转纵向视图。可以允许使用者修改任何显示在图像/视图上的边界。应当理解,这不是用户修改显示界面所可以执行操作的全部清单。

[0070] 图7为血管内超声(IVUS)成像程序后自动选择和显示横截面图像的方法的一个实施例的流程图。从成像装置,例如换能器接收电信号(步骤702)。对这些电信号进行处理以形成一套横截面图像(步骤704)。在至少一些实施例中,在拉回的过程中形成图像,在所述过程中,沿血管(例如,动脉或静脉)拉回成像装置(例如换能器),所述成像装置在沿血管的不同纵向位置进行成像。这些图像彼此纵向偏置。

[0071] 在IVUS程序完成后,IVUS系统选择(无人工干预)并且同时显示两个横截面图像(步骤706)。例如,两个横截面图像能够是最小腔图像和最大腔图像,正如上文图6的实施例所详细描述。上文有关第一和第二横截面图像602、604选择的所有考虑和参数也能够应用到本实施例中。本方法一个以上的步骤能够包含在计算机可读介质上。此外,本方法一个以上的步骤能够由处理器来执行,所述处理器可以是IVUS成像系统的部分(参见,例如,图1

中的处理器106)或者是独立系统的部分。

[0072] 从IVUS程序获得的图像能够用来评估血管,例如静脉或动脉。尤其,能够产生血管容量视图,所述血管容量视图对于显示体腔的内壁是有用的。在一些实施例中,能够界定纵向切割面,并且来自成套横截面视图的数据能够沿纵向切割面切割,并且能够产生纵向容量视图。这也能够使用两个以上的不同纵向切割面来实施。

[0073] 图8A示出了四个纵向容量视图850a、850b、850c、850d以及选自这些视图的轴的图示852。容量视图850a、850b使用沿“x轴”的纵向切割面生成,而容量视图850c、850d使用沿“y轴”纵向切割面生成。应当理解能够使用任何其他合适的切割面。每个容量视图包括图示854a、854b、854c、854d,其中对应横截面视图的部分(用白色表示)形成了容量视图。

[0074] 因为与腔内部对应的显示像素通常为血液散射的结果,所以图8A容量视图中的内腔像素856被设置为固定的亮度、固定的容量、固定的灰度级或者固定的颜色。接着使用任何合适的显示技术来生成容量视图,所述技术包括但不限于光线追踪(例如,从前到后通过数据的光线追踪)。图8B所示出的容量视图850a、850b、850c、850d,除了内腔像素的亮度、数值、灰度级或颜色已经被设置为黑色或透明以外,其他都是相同的。在这些实施例中,内腔像素能够被有效地擦除(或者被至少部分地擦除)以更加清楚地显示腔壁,甚至腔内元件例如支架858的。

[0075] 图9为处理血管内超声成像的方法的一个实施例的流程图。该方法包括获得一套患者血管腔的横截面超声图像(步骤902)。接着这些超声图像能够形成为三维阵列(步骤904)。沿一个以上的平面切割所述三维阵列以形成切割阵列(步骤906)。切割阵列的所有部分(例如,图像中的像素或者表示所述像素的数据)与具有固定值的腔内部关联以形成一个以上的容量视图(步骤908)。固定值能够是固定的亮度、固定的灰度级或者固定的颜色。在一些实施例中,固定值能够导致像素为黑色或者透明。接着显示容量视图(步骤910)。

[0076] 所有的图像,包括但不限于成套的横截面视图、第一横截面图像、第二横截面图像、纵向视图或者图4、6和8中示出的任何其他图像,能够保存为一个以上的文件。所保存的文件也可以包括腔边界、纵向视图上的标记、外部弹性介质边界等或者图4、6和8中示出的任何其他项目。此外,图像特性和其他参数的任何合适的组合能够与图像一起保存,此外也能独立于所述图像保存,所述其他参数包括但不限于腔面积、腔直径、平均腔面积、平均腔直径、最大腔直径、最小腔直径、面积狭窄、斑块负荷等或者图4、6和8中示出的任何其他项目。图像和其他信息的保存可以自动执行或人工启动或者两者任意结合。

[0077] 在至少一些实施例中,所保存的图像和其他信息能够在系统上检索和显示,并且任选地可输出以显示在另一台电脑或者另一个系统上。在至少一些实施例中,系统或具有合适软件的另一个系统能够重演成像运行。在该成像运行的重演(例如,模拟)过程中,该系统的显示和方法可以类似于图4和5中所描述的运行,并且当所显示的图像在成像运行的模拟过程中变为可用,对其进行更新。在至少一些实施例中,系统或具有合适软件的另一个系统的显示和方法能够类似于图6和7中所描述的运行,并且当所显示的图像被使用者选择时,对其进行更新。

[0078] 在至少一些实施例中,图4、6和8中所显示的图像和信息,或者图像或信息的任何子集能够被打印。在至少一些实施例中,图像的特性,例如腔面积或直径,能够在自动选择的位置或用户选择的位置或两者结合的位置沿纵向视图打印或绘制。

[0079] 应当理解,流程图中的每个块以及流程图中多个块的组合,以及文中所公开的组织分类、(多个)图像换能器、控制模块、系统和方法中的任何部分,能够由计算机程序指令来实现。这些程序指令可以提供给处理器以产生处理机,这样在处理器上执行的指令建立了实现单个流程图块或多个流程图块中指定动作的方法,或者对文中所公开的组织分类器、成像器、控制模块、系统和方法进行描述的方法。计算机程序指令可以由处理器执行,以使一系列操作步骤由处理器实现,以产生计算机实现过程。计算机程序指令还可以使至少一部分操作步骤并行进行。此外,一些步骤也可以在多个处理器上执行,例如可能发生在多处理器计算机系统中。另外,一个以上的进程也可以与其他进程同时实施,甚至在不脱离本发明范围或精神的情况下采用与示出不同的顺序。

[0080] 计算机程序指令能够储存在任何合适的计算机可读上,包括但不限于RAM、ROM、EEPROM、闪存或者其他存储技术、CD-ROM、数字多功能盘(DVD)或者其他光学存储、磁盒、磁带、磁盘存储或者其他磁存储装置,或者任何能够用来储存所需信息和能够通过计算机设备访问的其它介质。

[0081] 上述说明、例子和数据对构成本发明的制造和使用进行了描述。由于本发明的许多实施例可以在不脱离本发明的精神和范围的情况下作出,包含了这些实施例的本发明也包括在下文所附的权利要求书中。

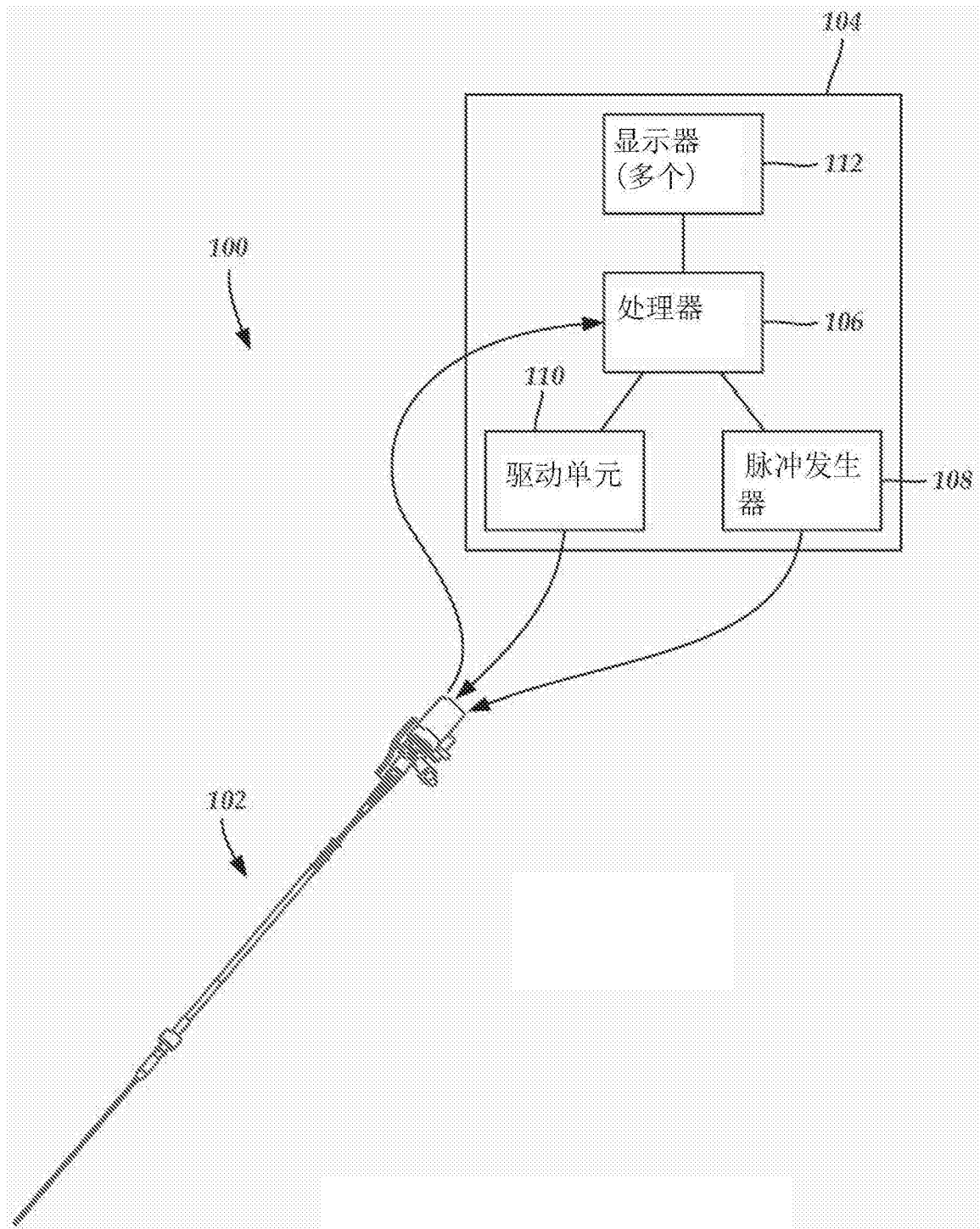


图1

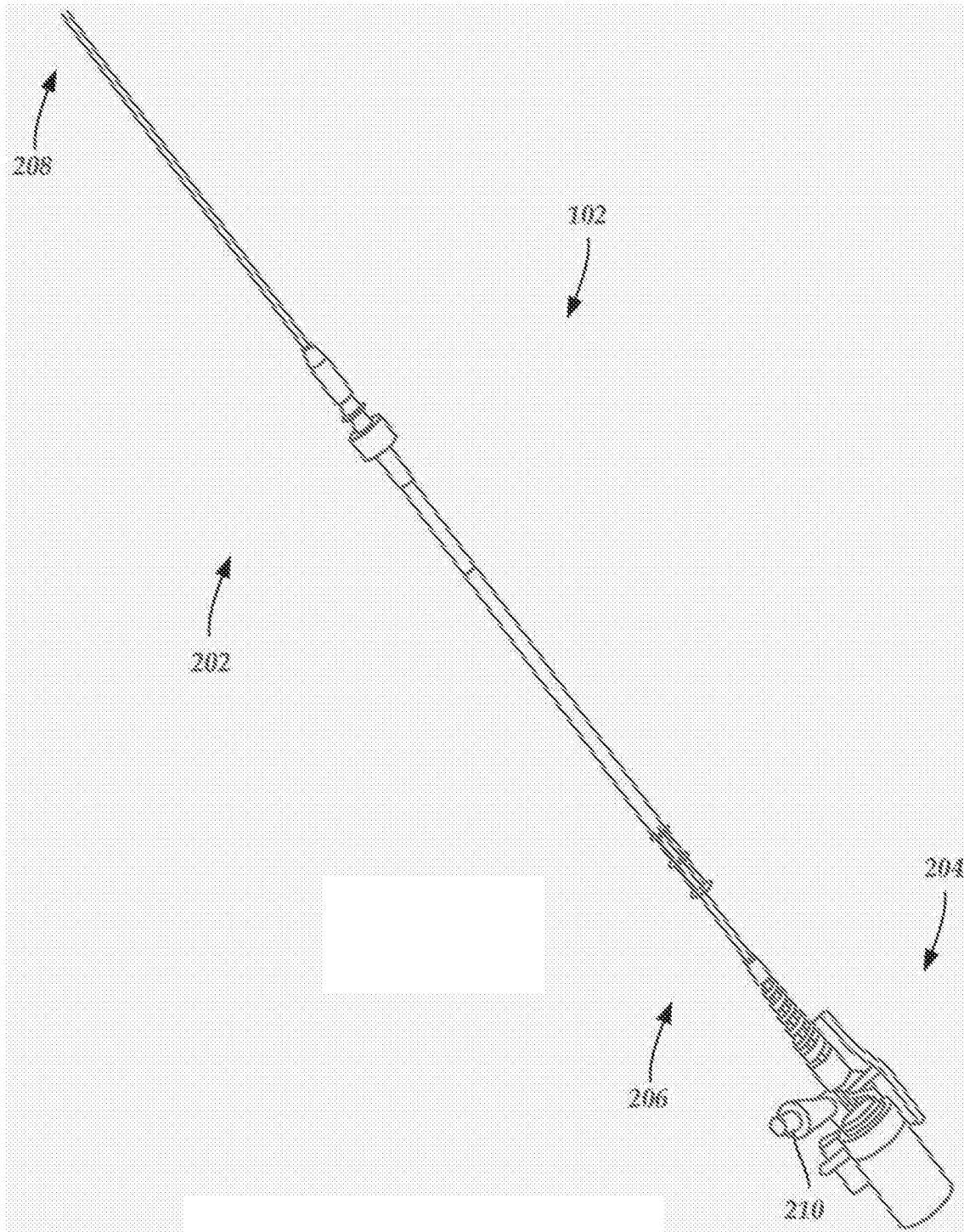


图2

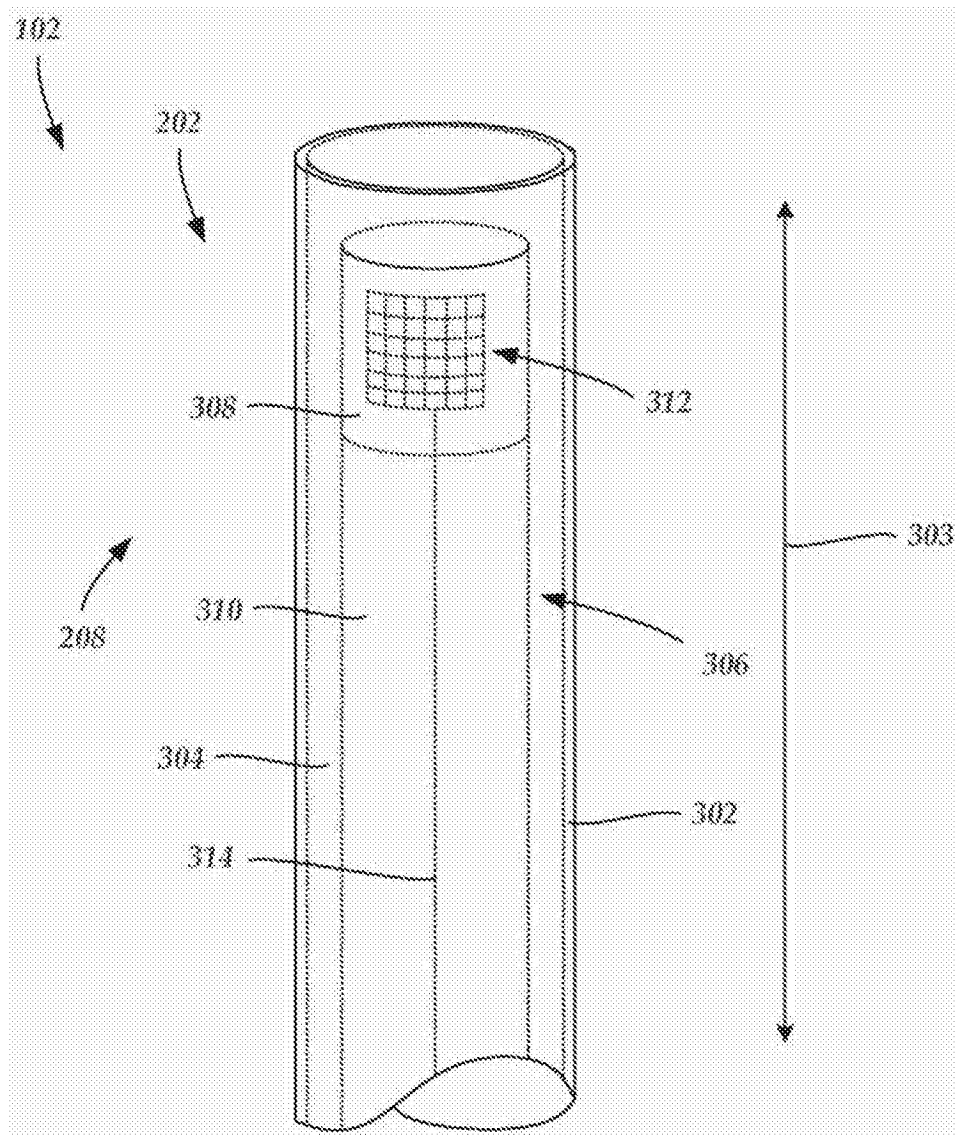


图3

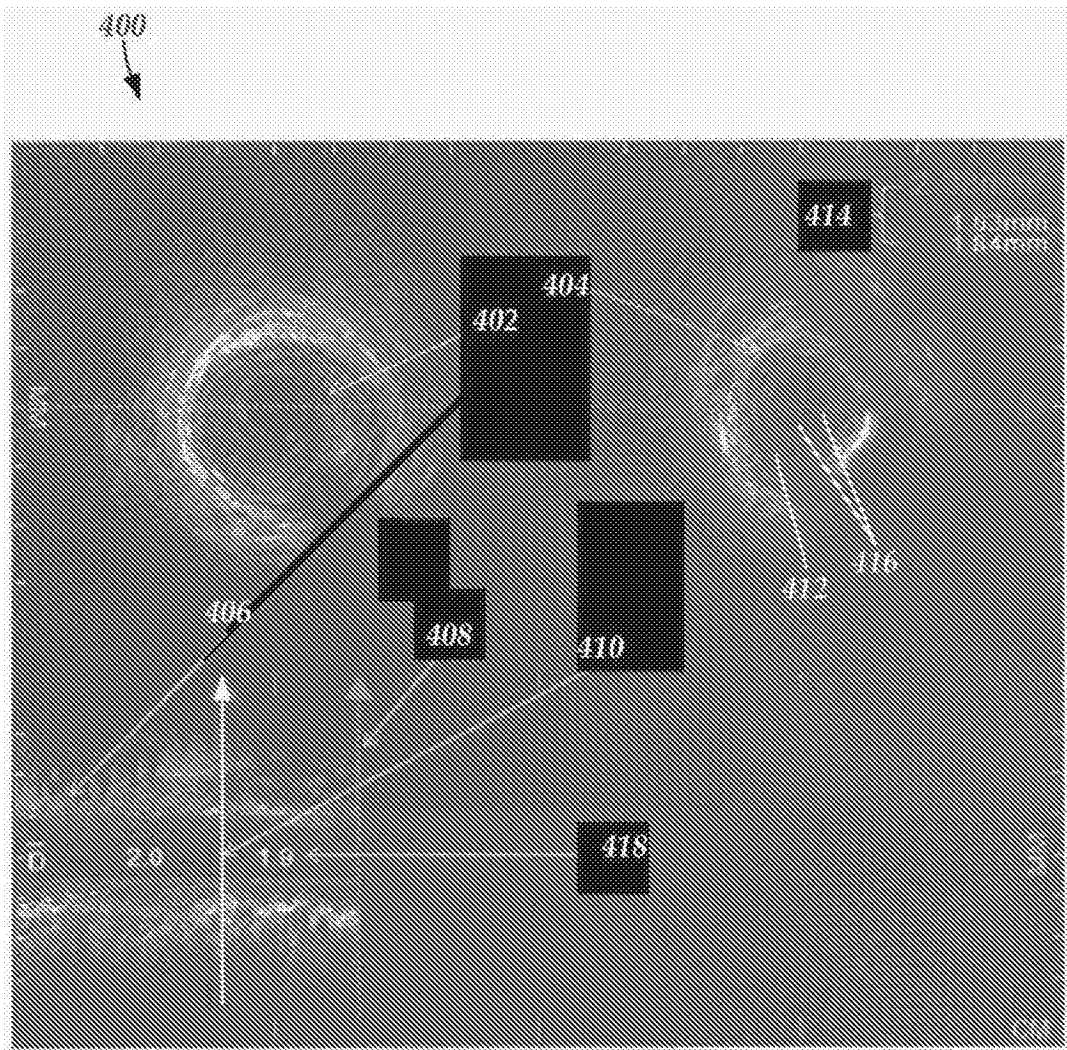


图4

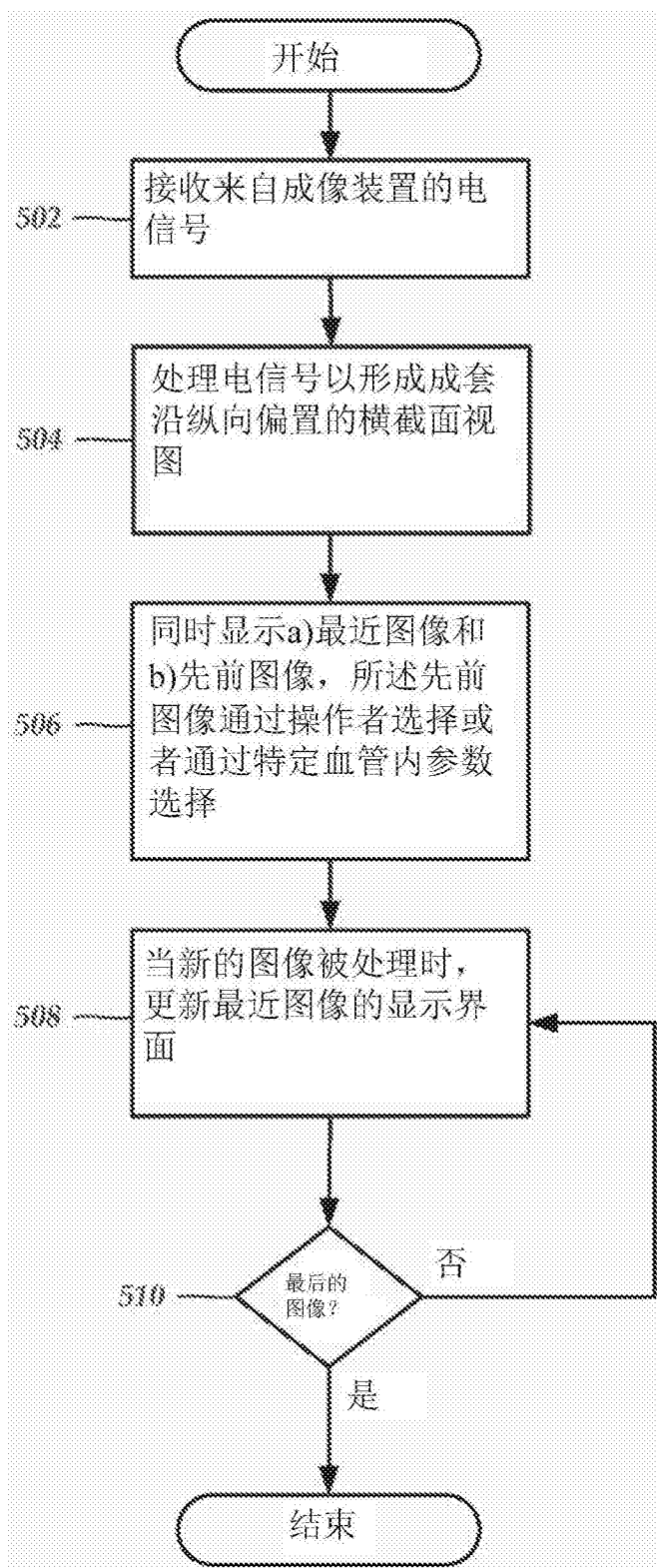


图5

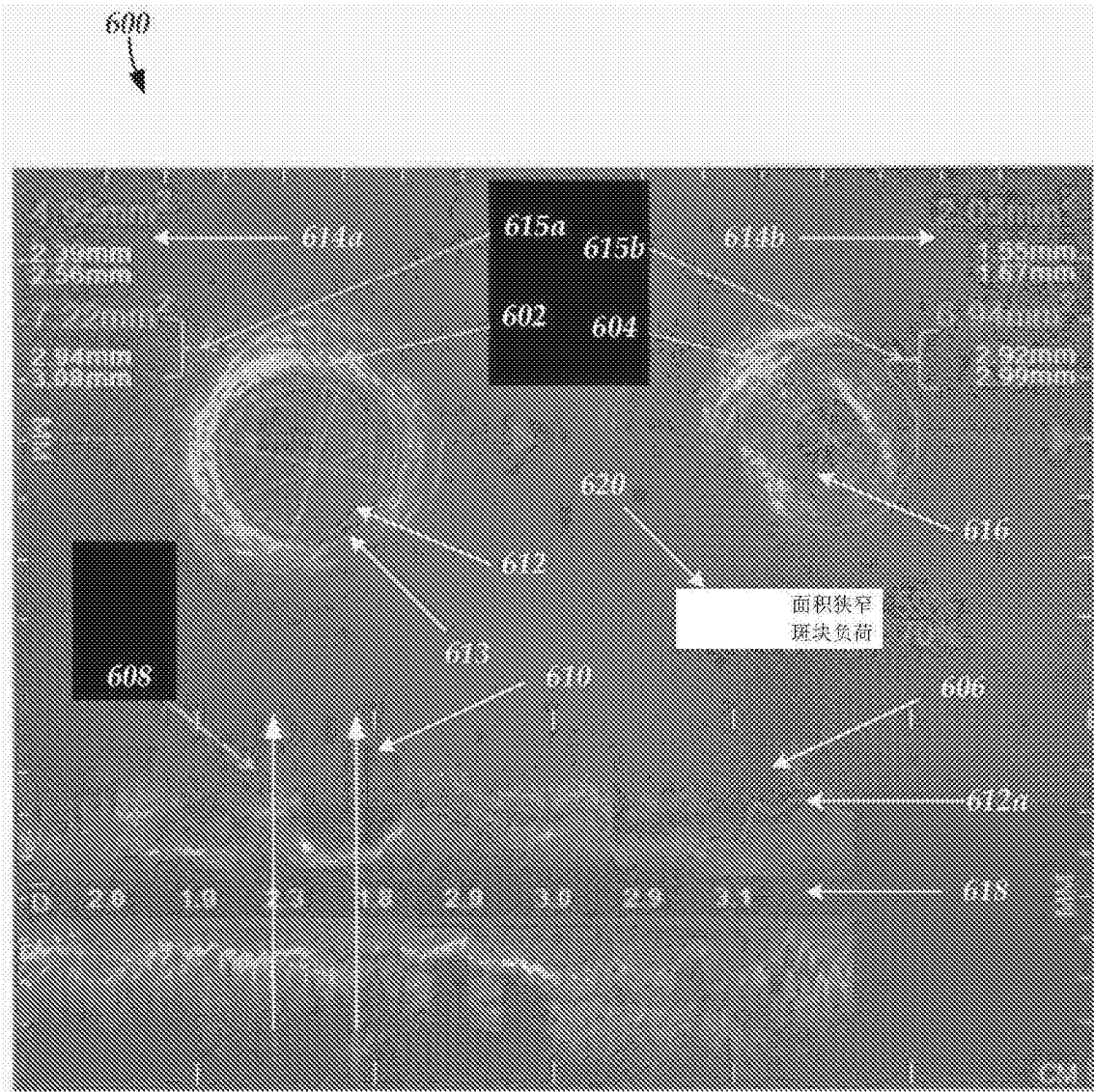


图6

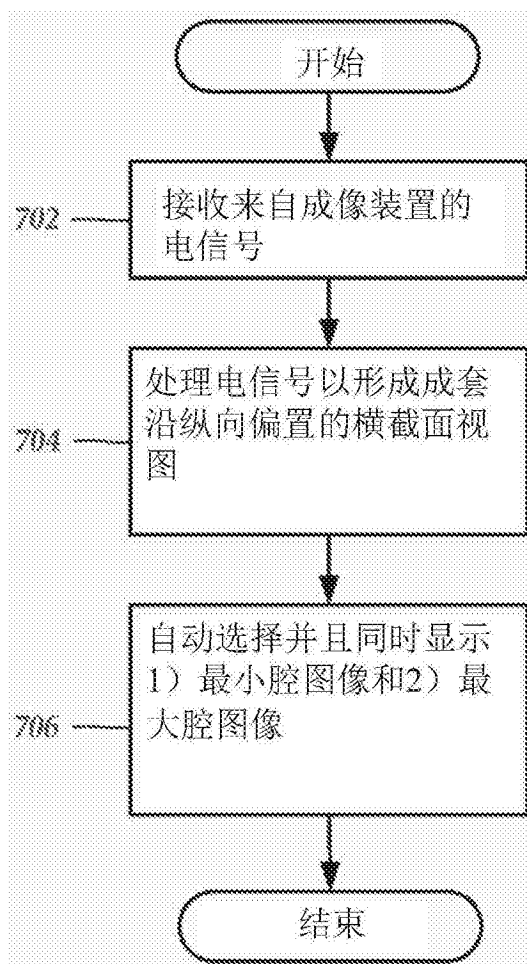


图7

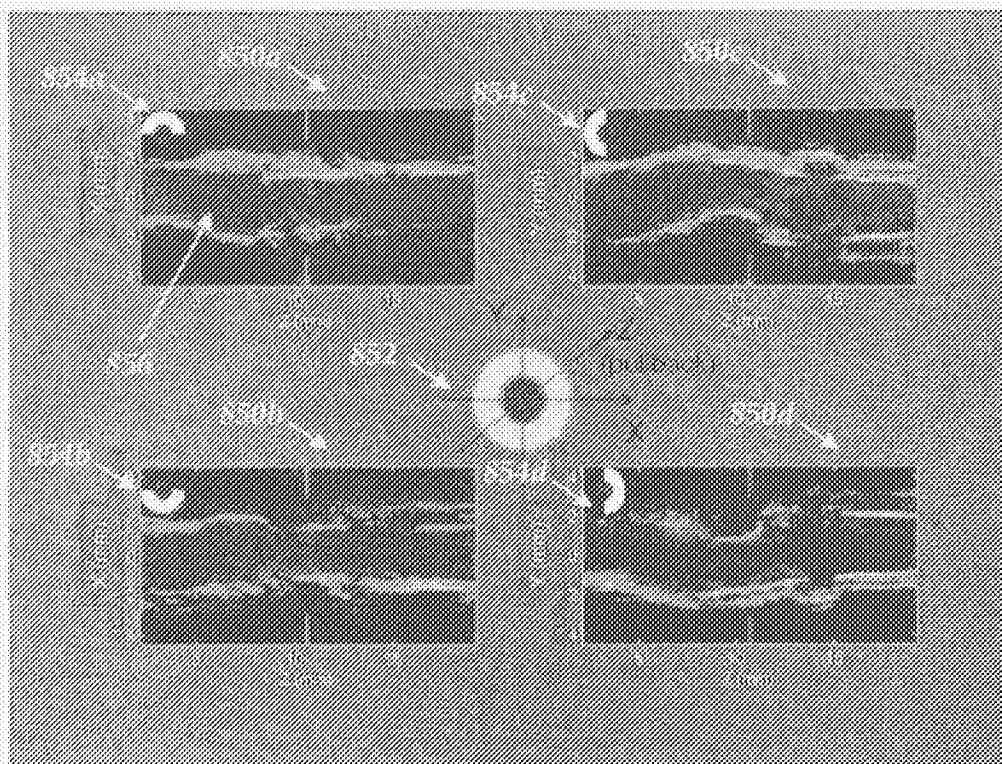


图8A

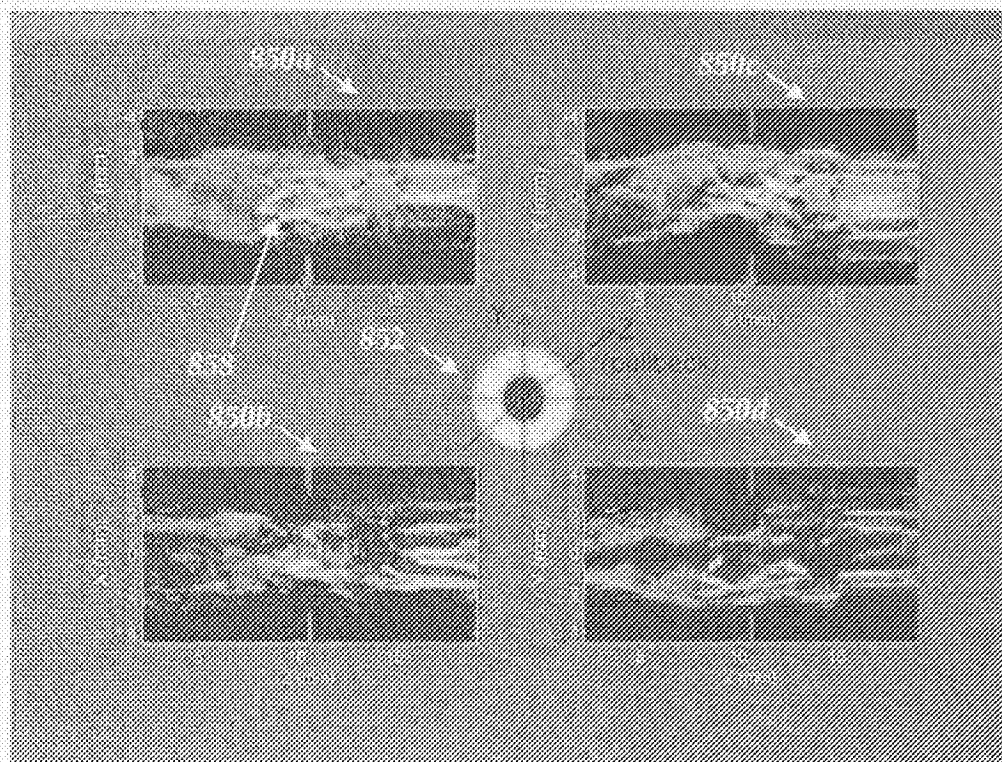


图8B

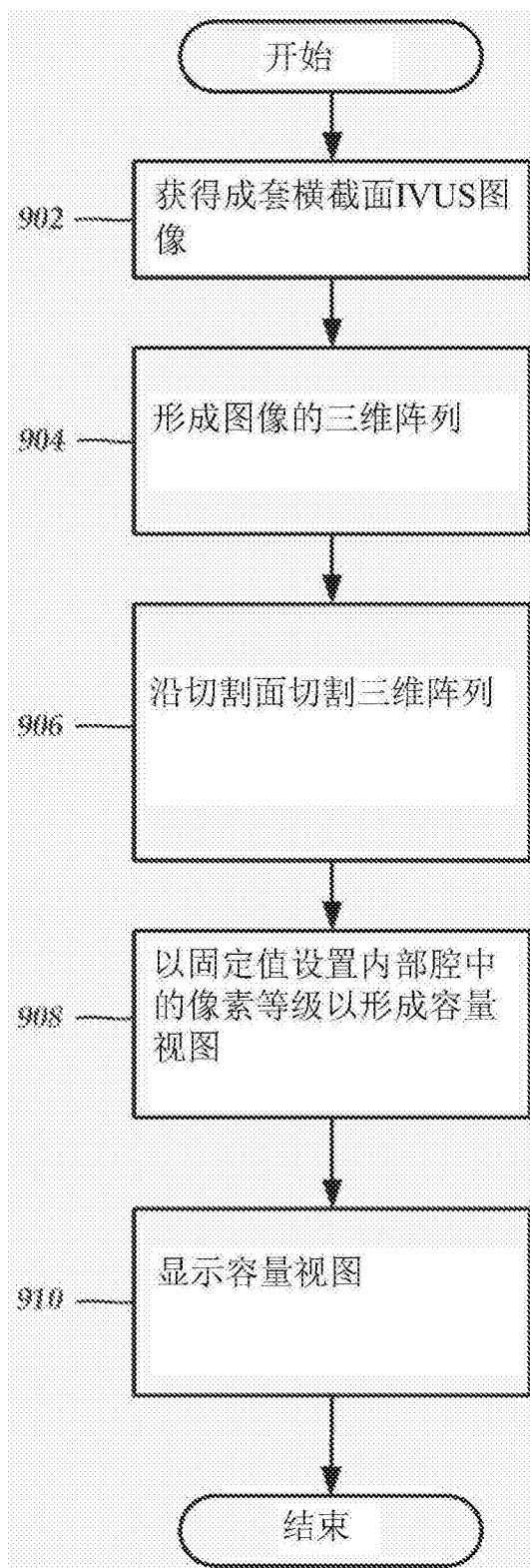


图9

专利名称(译)	使用血管内超声成像系统选择和显示图像的系统和方法		
公开(公告)号	CN105530871A	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	CN201480050332.9	申请日	2014-09-11
[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 李文管 刘易斯琼斯三世托马斯		
发明人	安明·何·蔡 李文管 刘易斯·琼斯三世·托马斯		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/463 A61B8/466 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5238 A61B8/461		
代理人(译)	胡艳		
优先权	61/876581 2013-09-11 US		
其他公开文献	CN105530871B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种在血管内超声(“IVUS”)成像的过程中横截面图像实时显示的方法包括，在血管内超声成像的过程中，当至少一个换能器旋转和沿腔纵向移动时，从至少一个换能器接收电信号；在血管内超声成像的过程中，处理所接收的电信号以形成一系列的横截面图像，所述横截面图像沿所述腔的长度彼此纵向偏置；在血管内超声成像的过程中，同时显示i)最近图像和ii)先前图像，所述先前图像或者a)由操作者选择，或者b)当具有所选择图像特性的最大值或最小值时自动选择；以及，在血管内超声成像的过程中，当来自所述横截面图像系列的新的图像被处理时，更新最近图像的显示界面。

