



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 104706382 A

(43) 申请公布日 2015. 06. 17

(21) 申请号 201410784433. 0

(22) 申请日 2014. 12. 16

(30) 优先权数据

10-2013-0156434 2013. 12. 16 KR

(71) 申请人 三星电子株式会社

地址 韩国京畿道水原市

(72) 发明人 郑尹燮 沈焕 金荣泰 林亨俊
千秉根

(74) 专利代理机构 北京铭硕知识产权代理有限公司 11286

代理人 胡江海 王兆庚

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

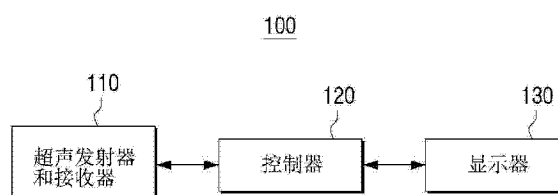
权利要求书2页 说明书22页 附图13页

(54) 发明名称

用于使用医学图像提供血管分析信息的方法和
设备

(57) 摘要

提供一种用于使用医学图像提供血管分析信息的方法和设备。一种血管分析信息提供方法包括：将超声信号发射到存在血管的身体部位并感测反射的超声信号；通过使用反射的超声信号来产生颜色模式图像；基于产生的颜色模式图像的像素值确定血管的直径。



1. 一种提供血管分析信息的方法,所述方法包括:
将超声信号发射到与血管对应的身体部位上并感测反射的超声信号;
通过使用感测的超声信号来产生颜色模式图像;
基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,确定血管的直径包括:通过比较产生的颜色模式图像中的与和血管交叉的虚拟线上的像素值相关的一个或更多个属性值,将最短的血流区域的尺寸确定为血管的直径。
3. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
基于在与确定的直径交叉的虚拟线上的像素值确定血管的角度。
4. 如权利要求 3 所述的方法,其中,确定血管的角度包括:
根据相对于水平面的滑动角,将在与确定的直径交叉的虚拟线上的像素值相加;
基于与具有相加的像素值中的最小值的虚拟线相关的滑动角确定血管的角度。
5. 如权利要求 3 所述的方法,其中,确定血管的角度包括:
根据相对于水平面的滑动角,计算关于与确定的直径交叉的虚拟线的代表值;
基于关于虚拟线的滑动角和计算的最小的代表值,确定血管的角度,
其中,根据以下数学公式计算代表值:
$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k \times L_{i_SD}) \quad (-180^\circ \leq \theta \leq 180^\circ)$$

其中, $E(\theta)$ 表示与相对于水平面具有滑动角 θ 的多条虚拟线相关的代表值,
 N_{VR} 是相对于水平面具有滑动角 θ 的虚拟线的数量,
 L_{i_AVE} 是在相对于水平面具有滑动角 θ 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的平均值,
 L_{i_SD} 是在相对于水平面具有滑动角 θ 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的标准差,
 k 是用于调节 L_{i_AVE} 值和 L_{i_SD} 值的常系数值。
6. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
确立关于产生的颜色模式图像上的一部分的感兴趣区域,
其中,感兴趣区域包括关于血管的中心的图像,针对感兴趣区域执行如权利要求 1 所述的方法。
7. 如权利要求 6 所述的方法,确立感兴趣区域包括:
在产生的颜色模式图像的先前确立的位置上确立感兴趣区域;
当在产生的颜色模式图像中,感兴趣区域的中心坐标在距离血流的中心坐标的预设范围之外时,调整感兴趣区域,使得感兴趣区域的中心坐标接近血管的血流的中心坐标。
8. 如权利要求 3 所述的方法,其中,对针对产生的颜色模式图像的一部分确立的感兴趣区域执行如权利要求 1 或 3 所述的方法,当完成关于感兴趣区域的图像处理时,基于血管的确定的角度重新确立新的感兴趣区域。
9. 如权利要求 1 所述的方法,还包括:
基于产生的颜色模式图像的像素值区分血流区域,检测像素值在关于区分的血流区域的预设像素值之外的混叠区域。
10. 如权利要求 9 所述的方法,其中,检测混叠区域包括:通过进一步考虑产生的颜色模式图像的直方图来检测混叠区域。
11. 如权利要求 9 所述的方法,其中,检测混叠区域包括:

根据产生的颜色模式图像的像素值,在产生的颜色模式图像的每个部分中执行标记操作;

基于产生的颜色模式图像的像素值,针对标记的部分执行聚类操作;

基于聚类结果确定混叠区域;

对确定的混叠区域进行插值。

12. 如权利要求 11 所述的方法,其中,确定混叠区域包括:当在一个标记的部分内存在多于两个的聚类区域时,将标记的部分确定为混叠区域。

13. 一种用于提供血管分析信息的设备,所述设备包括:

显示器;

超声发射器和接收器,被配置为将超声信号发射到对象上并感测反射的超声信号;

控制器,被配置为通过使用反射的超声信号产生颜色模式图像,并基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径。

14. 如权利要求 13 所述的设备,其中,控制器通过比较产生的颜色模式图像中的与和血管交叉的虚拟线上的像素值相关的一个或更多个属性值,将最短的血流区域的尺寸确定为血管的直径。

15. 如权利要求 13 所述的设备,其中,控制器基于与确定的直径交叉的虚拟线的像素值确定血管的角度。

用于使用医学图像提供血管分析信息的方法和设备

[0001] 本申请要求于 2013 年 12 月 16 日提交到韩国知识产权局的第 10-2013-0156434 号韩国专利申请的优先权,该申请的公开通过引用全部包含于此。

技术领域

[0002] 与这里公开的内容一致的设备和方法涉及一种提供医学图像分析的方法,更具体地讲,涉及一种在从各种类型的诊断装置中的至少一种诊断装置获得的医学图像中分析血管信息并提供分析结果的方法以及使用该方法的设备。

背景技术

[0003] 从医学图像设备(诸如,X射线、CT、MRI 或超声波装置)获得的医学图像在各种领域中用于诊断目的并且还在医学治疗的执行中被频繁使用。目标对象和相应方法可用于执行诊断或治疗的目的。由于骨头和血管分布于人体的大部分器官中,因此经常在医学图像中检查骨头和血管。具体地,在解剖学方面,血管是大多数标志物中的一种,这是因为血管在作为活体的功能作用的中心的同时在人体之间或器官之间以各种模式工作。

[0004] 当获得了用于诊断和治疗的医学图像时,直接和间接使用血管的这种解剖信息。例如,血管的向量信息用于通过利用多普勒效应(PW-多普勒)来测量血流速率。此外,当执行用于治疗与血管相关的疾病的血管介入时请求与血管直径、血管向量和血管位置相关的信息。当前,根据医学从业者的经验性知识或直觉决策获得上述信息。然而,相关信息测量方法可在观察者自身或观察者之间产生误差,导致诊断花费较长时间,并且难以建立系统诊断。

[0005] 同时,当通过使用超声波装置测量血流速率时,除了测量血管之外,必需去除由于频率变化而产生的混叠区域(aliasing area)并设置感兴趣区域(ROI)。“混叠”指示这样的区域:在图像显示装置通过使用超声波显示血管时由于血管的阻塞部分而被表示得与周围的血流动区域不同的区域。“混叠”是多普勒频谱的带宽由于频率变化而改变的这样的一种现象并表示在医学图像上的与周围血流动区域不同的区域中。

[0006] 用于去除混叠的现有技术中的一个现有技术是使基线移位。在多普勒频谱区域中执行该方法,该方法具有不能直接从医学图像去除混叠的缺点。如果可确定混叠区域并将混叠区域恢复为血管区域,则可能需要复杂的图像处理和较长的处理时间。

[0007] 此外,当设置 ROI 时,用户使用现有技术直接指定 ROI。人为被动设置使再现性劣化,并具有诊断时间较长的缺点。每当用户设置 ROI 时,结果可根据用户偏好或误差而不同。

[0008] 可存在可用于测量血管信息的方法。一种方法是利用图像处理检测血管的外部边缘并利用检测的外部边缘估计血管,另一方法是通过对在由超声波产生的 C 模式图像中表示的血流分量进行拟合来估计血管的向量。这些现有方法可能存在问题。首先,关于用于检测外部边缘的方法,通常使用超声波的 B-模式图像;B-模式图像可具有较低的 SNR(信号相对于噪声或信噪比)、较低的图像清晰度和在确定检测的外部边缘分量之中的血管分

量时的模糊性。其次,用于在 C- 模式图像中使用血管分量的拟合方法可具有以下问题:当构成 C- 模式图像的血流信号(颜色信息)不足时,在错误方向上估计血管的向量。最后,用于测量血管信息的所有现有方法是在考虑 ROI 中存在一个血管的情况下被开发的。因此,当存在多个血管时,现有方法具有以下缺点:由于将一个血管与各个血管进行区分并选择性地识别所述一个血管,因此不能测量信息。

[0009] 此外,当治疗涉及到血管介入的使用时,应用血管造影术,从而医学从业者在利用眼睛直接观看血管造影图像的同时进行治疗。医学从业者在实时观看二维图像的同时将导管移动到病变部位。因此,由于上述处理,从而治疗时间根据医学从业者的经验和技能而不同。增加医学治疗时间会导致放射暴露的增加和对比剂的额外注入。关于用于为血管介入提供信息的技术,传统方法仅用于提供导管的位置。

[0010] 此外,当在不同类型的医学图像装置之间执行双峰性图像配准(registration)时,诸如血管的分叉点和交叉点的指示物被用作考察血管的标志物。这些指示物不足的图像可具有血管不能作为用于配准的指示物的问题。

发明内容

[0011] 本总体发明构思提供一种自动设置感兴趣区域(ROI)来提供血管分析信息的方法,以及被配置为通过使用超声波提供血管分析信息以显示人体的图像的设备。

[0012] 本总体发明构思还提供一种即使在存在一个或更多个血管时也可精确检测关于 ROI 的血管的直径的提供血管分析信息的方法,以及被配置为提供血管分析信息的设备。

[0013] 本总体发明构思还提供一种可在血管图像中更精确地检测混叠区域并对混叠区域进行插值的提供血管分析信息的方法及其设备。

[0014] 本总体发明构思的其它特征和用途将在下面的描述中部分地阐明,并且部分的将通过描述而变得明显,或者可通过本总体发明构思的实施来了解。

[0015] 可通过提供一种提供血管分析信息的方法来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和用途,所述方法包括:将超声信号发射到与血管对应的身体部位上并感测反射的超声信号;通过使用感测的超声信号来产生颜色模式图像;基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径。确定血管的直径可包括:通过比较产生的颜色模式图像中的与在和血管交叉的一个或更多个虚拟线上的像素值相关的一个或更多个属性值,将血流区域的最短距离确定为血管的直径。

[0016] 所述方法还可包括:发射和感测超声波;产生颜色模式图像;基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的角度。

[0017] 所述方法还可包括基于在与确定的直径交叉的一条或更多条虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的角度。

[0018] 确定血管的角度可包括:根据相对于水平面的相应滑动角,将在与确定的直径交叉的多条虚拟线上的一个或更多个像素值相加;基于与多条虚拟线相关的滑动角和相加的像素值中的最小值确定血管的角度。

[0019] 所述方法还可包括:发射并感测超声信号;产生颜色模式图像;确立关于产生的颜色模式图像的一个或更多个部分的 ROI。此外,所述方法还可包括:检测一个或更多个像素值在 ROI 的血流区域的预设像素值之外的混叠区域;基于 ROI 图像的一个或更多个像素

值确定血管的直径 ; 基于在与确定的直径交叉的一条或更多条虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的角度。

[0020] 确立 ROI 可包括 : 在产生的颜色模式图像的先前确立的位置上确立 ROI ; 当在产生的颜色模式图像中, ROI 的中心坐标在血流的中心坐标的预设范围之外时, 调整 ROI, 使得 ROI 的中心坐标接近血流的中心坐标。

[0021] 此外, 可对针对产生的颜色模式图像的一个或更多个部分确立的 ROI 执行所述方法, 当完成关于 ROI 的图像处理时, 基于血管的确定的角度可将 ROI 重新确立为下一 ROI 或新的 ROI。

[0022] 此外, 检测混叠区域可包括 : 通过进一步考虑产生的颜色模式图像的直方图来检测混叠区域。

[0023] 此外, 检测混叠区域可包括 : 根据产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值, 在产生的颜色模式图像的每个部分中执行标记操作 ; 基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值, 针对标记的部分执行聚类操作 ; 基于聚类操作的结果确定混叠区域 ; 对确定的混叠区域进行插值。

[0024] 确定混叠区域可包括 : 当在一个标记的部分中存在多于两个的聚类区域时, 将标记的部分确定为混叠区域。

[0025] 可通过提供包含作为用于执行上述或以下方法的程序的计算机可读代码的计算机可读介质来实现本总体发明构思的前述和 / 或其它特征和用途。

[0026] 可通过提供一种用于提供血管分析信息的设备来实现本总体发明构思的前述和 / 或其它特征和用途, 所述设备包括 : 显示器 ; 超声发射器和接收器, 被配置为将超声信号发射到对象上并感测反射的超声信号 ; 控制器, 被配置为通过使用反射的超声信号产生颜色模式图像, 并基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径。

[0027] 控制器可通过比较产生的颜色模式图像中的与和血管交叉的一条或更多条虚拟线上的一个或更多个像素值相关的一个或更多个属性值, 将血流区域的最短距离确定为血管的直径。

[0028] 控制器可基于与确定的直径交叉的一个或更多条虚拟线的一个或更多个像素值确定血管的角度。

[0029] 控制器可根据相对于水平面的相应滑动角, 将在与确定的直径交叉的多条虚拟线上的一个或更多个像素值相加 ; 基于关于多条虚拟线的滑动角和相加的像素值中的最小值确定血管的角度。

[0030] 控制器可确立具有关于产生的颜色模式图像的一个或更多个部分中的血管的中心的图像的 ROI, 并针对 ROI 执行图像处理。

[0031] 控制器可在产生的颜色模式图像的先前确立的位置上确立 ROI, 并且当在产生的颜色模式图像中, ROI 的中心坐标在血流的中心坐标的预设范围之外时, 调整 ROI, 使得 ROI 的中心坐标接近血流的中心坐标。

[0032] 控制器可针对在产生的颜色模式图像的一个或更多个部分上确立的 ROI 进行操作, 并且当完成关于 ROI 的图像处理时, 基于血管的确定的角度重新确立 ROI。

[0033] 控制器可基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值区分血流区域, 并检测像素值在被区分的血流区域的预设像素值之外的混叠区域。

[0034] 控制器可通过进一步考虑产生的颜色模式图像的直方图来检测混叠区域。

[0035] 控制器可根据产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值,对产生的颜色模式图像的每个部分执行标记操作,基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值,针对标记的部分执行聚类操作;基于聚类操作的结果确定混叠区域;并对确定的混叠区域进行插值。

[0036] 此外,当在一个标记的部分内存在多于两个的聚类区域时,控制器可将标记的部分确定为混叠区域。

[0037] 可通过提供用于利用超声波自动确立 ROI 提供血管分析信息以显示身体图像的方法或设备,来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和功效。

[0038] 可通过提供用于即使在存在一个或更多个血管时也能精确检测 ROI 中的血管的直径和/或角度的用于提供血管分析信息的方法或设备,来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和功效。

[0039] 可通过提供一种可在血管图像中精确地检测混叠区域并对混叠区域进行插值的用于提供血管分析信息的方法或设备,来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和功效。

[0040] 可通过提供包含作为用于执行上述或以下方法的程序的计算机可读代码的非暂时性计算机可读介质,来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和功效。

[0041] 可通过提供一种用于提供提供血管分析信息的方法的方法或设备来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和用途,所述方法包括:接收从身体部位反射的信号;根据接收的信号将颜色模式图像显示在显示器的屏幕上;自动输出根据基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定的血管的直径。

[0042] 输出血管的直径可包括:将直径显示在显示器的屏幕上的颜色模式图像上。

[0043] 所述方法还可包括:根据在血管的血流上的信息将感兴趣区域自动显示在显示器的屏幕上。

[0044] 所述方法还可包括:根据与外部导管相应的图像的一部分沿血管产生新的感兴趣区域。

[0045] 所述方法还可包括:分别利用与显示的感兴趣区域对应的血管的直径和角度中的至少一个,自动显示一个或更多个感兴趣区域。

[0046] 所述方法还可包括:根据通过与直径相应的区域的虚拟线的像素值,自动显示血管的至少一个角度。

[0047] 所述方法还可包括:自动显示具有使用邻近区域的血管进行插值的数据的混叠区域。

[0048] 可通过提供一种用于提供血管分析信息的设备的方法或设备来实现本总体发明构思的前述和/或其它特征和功效,所述设备包括:接收器,被配置为接收从人体部位反射的信号;控制器,被配置为根据接收的信号产生颜色模式图像,将颜色模式图像显示在显示器的屏幕上,基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径,并将确定的直径显示在显示器的屏幕上。

[0049] 控制器可控制显示器将血管的直径显示在显示器的屏幕中包括的图像上。

[0050] 控制器可控制显示器根据关于血管的血流的信息将感兴趣区域自动显示在显示

器的屏幕上。

[0051] 控制器可根据图像的与外部导管相应的部分沿血管自动产生并显示新的感兴趣区域。

[0052] 控制器可分别利用与显示的感兴趣区域对应的血管的直径和角度,依次显示一个或更多个感兴趣区域。

[0053] 控制器可根据通过与直径相应的区域的虚拟线的像素值,自动产生和显示血管的至少一个角度。

[0054] 控制器可自动确定和显示具有使用血管的邻近区域进行插值的数据的混叠区域。

附图说明

[0055] 通过参照附图对本发明构思的特定示例性实施例的描述,本总体发明构思的以上和/或其它特征和用途将变得更加清楚,在附图中:

[0056] 图 1 是示出根据本总体发明构思的实施例的血管分析信息提供设备的框图;

[0057] 图 2 示出产生 C- 模式图像的方法;

[0058] 图 3 示出根据本总体发明构思的实施例的测量血管的直径和角度的方法;

[0059] 图 4 示出越过血管的直径的多条虚拟线;

[0060] 图 5 示出根据本总体发明构思的实施例建立 ROI (感兴趣区域) 的示图;

[0061] 图 6 示出通过考虑血管的角度连续地设置 ROI 的方法;

[0062] 图 7 和图 8 示出根据本总体发明构思的实施例的检测混叠区域并对混叠区域进行插值;

[0063] 图 9 至图 11 是示出根据本总体发明构思的实施例的提供血管分析信息的方法的流程图;

[0064] 图 12 示出根据本总体发明构思的实施例的超声诊断设备的示图;

[0065] 图 13 示出利用图 12 的超声诊断设备的超声诊断处理;

[0066] 图 14 是示出通过使用图 12 的超声诊断设备来检测血管的直径和角度的示图;

[0067] 图 15 示出从导管的顶铸造位置的移动路径;

[0068] 图 16 是示出根据本总体发明构思的实施例的血管造影图像设备的框图;

[0069] 图 17 示出根据本总体发明构思的实施例的导管移动路径的屏幕;

[0070] 图 18 是示出根据本总体发明构思的实施例的血管造影图像显示方法的流程图;

[0071] 图 19 示出通过不同设备拍摄的关于人体的同一部位的视图;

[0072] 图 20 是示出根据本总体发明构思的实施例的医学图像配准设备的框图;

[0073] 图 21 示出血管分叉的角度和血管分叉点之间的距离;

[0074] 图 22 示出检测用于图像配准的一个或更多个标志物;

[0075] 图 23 是示出根据本总体发明构思的实施例的指定一个或更多个图像配准标志物的方法的流程图。

具体实施方式

[0076] 现将对本总体发明构思的实施例做出详细说明,在附图中示出实施例的示例,其中,相同的参考标号始终表示相同的元件。以下,在参照附图的同时描述实施例以解释本总

体发明构思。

[0077] 提供在描述中限定的内容（诸如，具体构造和元件）以帮助对本发明构思的全面理解。因此，清楚的是，可在没有这些具体限定的内容（诸如，具体构造和元件）的情况下，实施本发明构思的示例性实施例。此外，不详细描述公知的功能或结构，这是因为它们将在不必要的细节上混淆本发明。

[0078] 图 1 是示出根据本总体发明构思的实施例的血管分析信息提供设备 100 的框图。

[0079] 参照图 1，根据实施例的血管分析信息提供设备 100 包括超声发射器和接收器 110、控制器 120 和显示器 130。

[0080] 超声发射器和接收器 110 是这样的单元：所述单元将超声信号发射到人体的与血管流的流动对应的部位并感测从人体的所述部位反射的超声回波信号。为此，超声发射器和接收器 110 可包括构造有换能器的探头，所述换能器包括振动器和用于感测超声回波信号的调谐线圈。此外，超声发射器和接收器 110 可包括模拟 / 数字转换器和用于处理接收的信号（诸如，接收到的超声回波信号）的信号处理器。

[0081] 设置显示器 130 以显示由控制器 120 处理的一幅或更多幅图像。显示器 130 可包括各种显示面板。因此，显示器 130 可利用各种显示技术实现，诸如，有机发光二极管（OLED）、液晶显示面板（LCD 面板）、等离子显示面板（PDP）、真空荧光显示器（VFD）、场发射显示器（FED）和电致发光显示器（ELD）。显示面板可以是发射式；然而，反射式（电子墨水、光子墨水、光子晶体）可用作显示面板。此外，显示面板可以是柔性显示器或透明显示器，并且可包括多个显示面板。本总体发明构思不限于此。以下情况是可能的：触摸面板可用作通过其屏幕显示图像并通过屏幕从用户接收用户输入以控制设备 100 的功能的显示器 130。

[0082] 控制器 120 控制血管分析信息提供设备 100 的整体操作。

[0083] 控制器 120 可包括由微处理器（MPU）或中央处理器（CPU）、高速缓冲存储器和数据总线组成的硬件以及由操作系统和用于执行相应目的的一个或更多个应用组成的软件（程序）。根据系统时钟在存储器中读取关于每个单元的用于血管分析信息提供设备 100 的操作的一个或更多个控制命令，根据读取的控制命令产生电信号以操作硬件的相应单元。

[0084] 控制器 120 控制超声发射器和接收器 110 的超声收发操作。此外，当接收到从人体的一个或更多个部位反射的超声信号时，控制器 120 通过使用接收的信号产生具有黑色和白色信号的 B- 模式（亮度模式）图像或 C- 模式（颜色模式、彩色模式）图像。

[0085] B- 模式图像是通过利用从人体的部位反射的超声回波信号来以黑色和白色构成的与人体部位对应的图像。当在横轴上表示到人体部位的距离，在纵轴上表示反射的回波信号的宽度时，可以利用点的亮度来代替和表示宽度。B- 模式图像可由黑色和白色图像构成。

[0086] C- 模式图像是通过利用从人体的部位反射的超声回波信号以一种或更多种颜色构成的与人体部位对应的图像。当接收到超声回波信号并且因多普勒效应而发生频率改变时，控制器 120 可通过计算一个或更多个不同的频率来测量血流速率。此外，可通过使用上述分量来构建 C- 模式图像。

[0087] 图 2 示出在例如图 1 的血管分析信息提供设备 100 的设备中产生 C- 模式图像的方法。

[0088] 控制器 120 选择一个或多个像素,例如,多普勒波束的距离门 (range gate) 周围的 $m \times n$ 个像素。可通过用户输入或在自动搜索血管壁的上边缘和下边缘之后通过覆盖包括上边缘和下边缘的全部的范围,来选择 $m \times n$ 个像素。在该处理中,可通过使用边缘检测算法或同质性检测算法来检测血管壁。此外,可使用以下将描述的 ROI (感兴趣区域) 指定方法。

[0089] 参照图 2,关于每个像素的超声响应信号的速度可具有 0 和 k (k 为整数) 之间的像素值。 k 由比特分辨率确定,例如,如果比特分辨率为 8 比特的分辨率,则每个像素可以以 0 至 255 的值 (或颜色值) 表示。

[0090] 控制器 120 可基于产生的颜色模式图像的一个或多个像素值测量血管的直径和 / 或角度。

[0091] 图 3 示出测量血管的直径和角度的方法,图 4 示出与和血管的直径对应的线或区域交叉的多条虚拟线。

[0092] 参照图 1 至图 4,控制器 120 基于颜色模式图像 (彩色模式图像) 的一个或多个像素值确定血管的直径。此外,控制器 120 可一起使用 C- 模式图像和 B- 模式图像来测量直径和 / 或角度。在该处理中,执行对产生的图像的重建。图 3 的实施例示出这种实施方式。

[0093] 因此,通过对 B- 模式图像和 C- 模式图像进行组合产生新的图像。该方法可弥补 B- 模式图像和 / 或 C- 模式图像可能具有的缺点。尽管可在 B- 模式图像中观看到血管和周围器官细胞的解剖边界,但是由于噪声,因此可能难以找到可见边界。此外,尽管可在 C- 模式图像中观看到血流的相对速度,但是颜色信息可能不足。通过使用重建的图像对可在 B- 模式图像和 / 或 C- 模式图像中出现的噪声进行最小化来估计血管信息。

[0094] 可根据以下数学公式计算重新重建的图像信息。

[0095] $I_{f-图像}(i, j) = \alpha \times N_{b-图像}(i, j) + \beta \times N_{c-图像}(i, j)$

[0096] 其中, $I_{f-图像}$ 是重建图像 (融合图像),

[0097] $N_{b-图像}$ 、 $N_{c-图像}$ 是归一化的 B- 模式图像和 C- 模式图像,

[0098] α 、 β 是权重因数,

[0099] (i, j) 是当图像大小为 $(m \times n)$ ($0 \leq i \leq m, 0 \leq j \leq n$) 时的像素位置。

[0100] 为了更有效的计算,可仅对 ROI 执行图像重建,这将在下面进行描述。

[0101] 控制器 120 可通过针对与血管的一个或多个随机像素交叉的一条或更多条虚拟线比较多个血流区域的属性值 (profile value),将具有最小 (最短) 的血流区域的属性值的血管的直径 (距离) 确定为以上血管的直径。这里,血流区域的属性值表示将与血流区域对应的连续像素值中的一个或多个值相加。例如,具有较高属性值的图像区域表示具有高于 0 的移动流体的速度的血流区域,具有较低属性值的图像区域表示具有低于 0 的移动流体的速度的血管组织区域,因此,设备可基于连续的属性值识别血管的直径。

[0102] 在 C 模式图像或重建图像中,与血管交叉的多条虚拟线上的像素值可基于预设阈值将血流区域和其它区域进行区分。由于血流速率,因此与其它区域相比,以不同值表示血流区域。因此,属性值可由像素值构建。在该处理中,设置于属性值与血流区域中的至少一个血流区域对应的区域上的最短的线可被确定为与血管正交设置的横贯线 RD。此外,如图 3 中所示,横贯线 RD 在血流区域中的长度成为血管的直径 D。

[0103] 当设置了 ROI 时,在距离门中测量血管的直径 (Δv),其中,距离门为 ROI 中的血流的中心坐标。

[0104] 接下来,如图 3 中所示,控制器 120 确定沿方向 A_r 的血管相对于参考线(例如,与竖直线 RV 垂直的水平线 RH)的角度 A_a 。控制器 120 基于与确定的直径 D 交叉的一条或更多条虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的角度 A_a 。如图 4 的示图 A 中所示,与确定的直径交叉的虚拟线 41 可被考虑为用于确定血管的角度。如果存在通过血管的中心区域的虚拟线 41,则虚拟线 41 可以是血管的向量,虚拟线和水平面之间的角度中的一个角度可以是血管的角度。虚拟线可彼此区分。

[0105] 在该处理中,如图 4 的示图 A 中所示,可考虑与确定的直径 D 交叉的多条虚拟线 41。如果虚拟线的数量为 N_{VR} ,则 N_{VR} 和确定的直径 D(例如, Δv) 满足以下关系。

[0106] $N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$

[0107] 其中, λ 为多条虚拟线之间的宽度。

[0108] 因此,虚拟线的数量与邻近虚拟线的宽度(或间隔)成反比。

[0109] 与直径交叉的具有各个角度的多条虚拟线可被考虑为用于确定血管的角度。图 4 的示图 B 示出虚拟线 43。这里,可通过具有在从 -180° 至 180° 的范围中的 k° 的宽度来产生每条虚拟线的宽度。随着值 k 变小,计算的角度的分辨率会变大;然而,小的 k 值可使计算速度劣化。这里, k 可被用作 1° ,并且可根据角度检测操作或者用户设计或偏好自动或手动管理 k 。

[0110] 在该处理中,控制器 120 可根据相对于水平面的滑动角将关于与确定的直径交叉的多条虚拟线的一个或更多个像素值相加。在图 4 的示图 A 中,可将具有相同角度并与直径 D 交叉的具有一定长度的虚拟线 41 上的一个或更多个像素值相加。此外,控制器 120 可基于关于多条虚拟线的滑动角和像素值的相加的值之中的最小值确定血管的角度。例如,在图 4 的示图 A 中,如果与直径 D 交叉并与水平面具有小的角度的一定长度的虚拟线上的像素值的相加结果小于与直径交叉并具有不同角度的具有该相同长度的虚拟线上的像素值的相加结果,则与前者对应的角度可以是血管的角度。

[0111] 可通过对上述值或分量进行数学公式表示来定义代表值。因此,控制器 120 可根据与水平面 H 的相应滑动角 θ 来计算关于与确定的直径 D 的中心 C_d 交叉的多条虚拟线 43 的代表值。通过以下数学公式来定义代表值。

[0112]

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k \times L_{i_SD}) \quad (-180^\circ \leq \theta \leq 180^\circ)$$

[0113] 其中, $E(\theta)$ 是关于与水平面具有滑动角 (θ) 的多条虚拟线的代表值,

[0114] N_{VR} 是相对于水平面具有滑动角 (θ) 的虚拟线的数量,

[0115] L_{i_AVE} 是在相对于水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的平均值,

[0116] L_{i_SD} 是在与水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的标准差,

[0117] k 是用于调节 L_{i_AVE} 值和 L_{i_SD} 值的常系数值。

[0118] 此外,当多条虚拟线相对于水平面的角之中的滑动角具有最小的计算代表值时,控制器 120 将虚拟线的滑动角度确定为血管的角度。水平面设置于显示在显示器的屏幕上的血管的边界壁之间。

[0119] 以下将解释设置 ROI 的方法。

[0120] 图 5 示出根据本总体发明构思的实施例设置 ROI。

[0121] 参照图 1 至图 5, 控制器 120 可设置关于产生的颜色模式图像的一个或更多个位置的 ROI。ROI 指示人体的被投射超声信号的部位, 并且 ROI 可包括关于血管的中心的图像。然而, 本总体发明构思不限于此。ROI 可以是血管的中心周围的部分是可能的。可对确立的 ROI 执行根据实施例的提供血管分析信息的方法。

[0122] 控制器 120 确立关于产生的颜色模式图像的先前确立的位置的 ROI。此外, 控制器 120 确定在产生的颜色模式图像中, ROI 的中心坐标值是否在血流的中心坐标值之外。如果 ROI 的中心坐标值在距离血流的中心坐标值的预先确立的范围内或与血流的中心坐标值相似, 则可执行图像处理。然而, 如果在产生的颜色模式图像中, ROI 的中心坐标值在从血流的中心坐标值起的先前确立的位置之外, 则调整 ROI, 使得 ROI 的中心坐标值接近血流的中心坐标值。

[0123] 在图 5 的示图 A 中, 初始 ROI 50 仅包括血管图像 52 的一部分。在这种情况下, 由于关于初始 ROI 50 的中心坐标值 Ca 不在距离血管 52 的血流的中心坐标值 Cb 的预先确立的范围内或与血管 52 的血流的中心坐标值 Cb 不近似, 因此初始 ROI 50 被调整为如图 5 的示图 B 中所示。作为调整 ROI 50 的结果, 初始 ROI 50 的中心坐标值 Ca 可变得在血流的中心坐标值 Cb 的范围内或与血流的中心坐标值 Cb 近似。中心坐标值 Ca 和中心坐标值 Cb 可与图 5 的示图 C 中示出的中心坐标值 53 对应。

[0124] ROI 可根据临床确定标准和相应疾病而不同。此外, ROI 可根据患者的健康状况、年龄、食物消化状态、身体状况或身体部位而不同。

[0125] 可根据用户偏好或设计自动或手动地设置 ROI 的位置或尺寸 (面积), 或可根据 ROI 和 / 或图像的相应用途或特性来调整 ROI 的位置或尺寸 (面积)。特性可以是分辨率、颜色或轮廓。

[0126] 控制器 120 可控制显示器 130 将图 5 的示图 A、B 和 / 或 C 显示在显示器 130 的屏幕上。以下情况是可能的: 图 5 的示图 A、B 和 / 或 C 可被依次显示或可被同时显示在显示器 130 的屏幕上。以下情况是可能的: 当在控制器 120 中执行用于调整 ROI 的位置的调整处理时, 仅示图 B 或 C 可被显示在显示器 130 上。

[0127] 如图 5 的示图 A 所示, ROI 的中心位置可与图像屏幕 (或显示的图像) 的中心对应。然而, 当 ROI 的中心位置被调整为接近于血管部分 (例如, 血流的中心位置或血管的中心位置) 时, 调整的 ROI 的中心位置可不位于图像屏幕的中心区域。在这种情况下, 控制器 120 执行另一调整处理, 使得显示器 130 可将图像显示为图像的中心部分与调整的 ROI 的中心位置对应。也就是说, 图 5 的示图 C 的中心坐标值 53 可与屏幕 (或显示的图像) 的中心区域对应。

[0128] 以下情况也是可能的: 当 ROI 设置于图像的中心区域时, 控制器 120 可执行调整处理以将血流的中心位置移动为与 ROI 的中心位置对应, 而不调整 ROI 的位置。在这种情况下, 控制器 120 执行调整处理以在不移动 ROI 的位置的情况下将图像调整为使得血流的中心位置可与 ROI 的中心位置对应。此外, 控制器 120 可不需要执行用于将 ROI 和血流的中心改变为与图像的中心区域对应的另一调整处理。

[0129] 当关于确立的 ROI 的图像处理完成之后, 可设置下一 ROI 并可执行图像处理。

[0130] 图 6 示出根据血管的相应角度连续地设置一个或更多个 ROI 的方法。

[0131] 为了将初始 ROI 移动到下一 ROI (或产生下一 ROI), 以在关于确立的 ROI 的图像处理之后进行图像处理, 控制器 120 可执行用于基于以上描述的血管的确定的角度来确立新的 ROI 的处理。

[0132] 图 6 示出完成初始 ROI 610 的图像处理并设置下一 ROI 620、ROI 620a、ROI 620b、ROI 620c……和 / 或 ROI 620i 的处理。可通过考虑 ROI 的相应位置处的血管的角度来确立 ROI。

[0133] 控制器 120 可根据用户偏好或相应用途来设置 ROI 的绝对位置或相对位置。ROI 的尺寸 (面积) 可相同并且可根据用户偏好或相应用途被不同地设置。可根据用于设置新的 ROI 的各个处理将初始 ROI 以及一个或更多个 ROI 依次显示在显示器 130 的图像屏幕上。当设置了最后一个 ROI 时可同时显示所有的 ROI。ROI 可根据其位置和尺寸而重叠。ROI 可叠加。可在显示的图像上以高亮或强调来仅显示当前设置 (确立或产生) 的 ROI。虽然图 6 示出相同的边界厚度, 但是 ROI 可与其它 ROI 具有不同的亮度或具有具有不同的厚度的不同的边界线 (轮廓)。以下情况是可能的: 利用实线仅显示 ROI 中的一个 ROI (例如, 当前设置的 ROI (初始 ROI 或新的 ROI)), 利用虚线显示先前的 ROI 或者先前的 ROI 从显示的图像中消失。在该图 6 中还示出血管 630 和血管 630 中的血流的中心线 640。血流中心线 640 可与血流的角度的改变对应。

[0134] 以下将解释检测混叠区域并对混叠区域的图像进行插值的实施例。

[0135] 图 7 和图 8 示出检测混叠区域并对混叠区域进行插值的方法。

[0136] 控制器 120 可基于产生的颜色模式图像的像素值来对血流区域进行区分。此外, 重建图像可用于对以上所述的血流区域进行区分。控制器 120 检测一个或更多个血流区域上的预设像素值之外的一个或更多个混叠区域。可根据血流速率不同地确立血流区域的像素值; 然而, 像素值可大于血流区域上的血流速率的临界值。也就是说, 由于血管中可能存在外部材质或因其它原因会发生噪声, 因此可观察或检测到阻塞部分。这种阻塞部分可被称作将被检测和插值的混叠区域。混叠区域具有以下现象: 像素值因偏差而不是根据血流速率的值而被改变为大于临界值的特定值。

[0137] 参照图 7, 与其它血流区域相比, 混叠区域具有不同的像素值。必需对其它血流区域的像素值进行插值以创建 (产生) 混叠区域的像素值。

[0138] 然而, 由于混叠区域的出现可能有各种原因, 因此必需确定是否请求插值, 这是因为简单噪声可引起混叠。

[0139] 图 8 的示意图 A-1 示出与血流区域 811 具有不同像素值的区域 813。然而, 当考虑图 8 的示意图 A-3 中示出的产生的颜色模式图像的直方图时, 以上两个区域具有彼此不同的血流速度。因此, 可将区域 811 和 813 确定为彼此不同的血管。图 8 的示意图 A-1 是两个血管重叠并通过的图像。因此, 如图 8 的示意图 A-2 中所示, 在图像处理后的图像中还不同地表示两个血流区域 811 和 813。

[0140] 参照图 8 的示意图 B-1, 由于根据图 8 的示意图 B-3 中示出的直方图, 两个区域 822 和 823 是相同的血管, 因此将两个区域 822 和 823 确定为混叠区域并随后执行插值。因此, 如图 8 的示意图 B-2 中所示, 在图像处理后的图像中还可一致地表示两个血流区域 822 和 823。

[0141] 当检测到混叠区域时, 可考虑以下算法。首先, 控制器 120 根据产生的颜色模式图

像的像素值对关于产生的颜色模式图像的每个部分执行标记操作。执行标记操作以将相同标记分配给连续像素,并将不同标记分配给其它组件(像素)。此外,控制器 120 基于产生的颜色模式图像的像素值对标记部分进行聚类操作。接下来,基于聚类操作的结果确定混叠区域。在该处理中,当在一个标记部分内存在多于两个的聚类区域时,可将标记部分确定为混叠区域。控制器 120 使用邻近区域的像素值对确定的混叠区域进行插值。

[0142] 同时,可以以连续血管形状而不是单独点形状连接血管。因此,小点尺寸的标记被视为噪声并被去除。在去除噪声分量之后剩余的标记全部是构成一个或更多个血管的组成部分。通过基于每个标记中的颜色信息(血流速率)执行聚类操作来计算速度分布。

[0143] 图 9 至图 11 是示出根据本总体发明构思的实施例的提供血管分析信息的方法的流程图。

[0144] 参照图 9,根据实施例的提供血管分析信息的方法可包括:在操作 S910,将第一超声信号发射到对应于血管的身体部位上并感测从身体部位反射的第二超声信息,在操作 S920,通过使用第二超声信号产生颜色模式(C-模式)图像,在操作 S930,基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径。确定血管的直径的操作 S930 可包括:比较在产生的颜色模式图像中关于与血管交叉的一条或更多条虚拟线的一个或更多个像素值的一个或更多个属性值(profile value)并将血流区域的距离(宽度)之中的血流区域的最短距离(宽度)确定为血管的直径。血管的直径可以是在血管的位置的血管的单个直径。然而,血管可沿血管的血流在血管的多个相应位置具有多个直径。一个或更多个直径可根据控制器 120 的控制信号被显示在显示器 130 的屏幕上的血管的相应位置处。

[0145] 参照图 10,提供血管分析信息的方法可包括:在操作 S1010,发射和感测超声信号,在操作 S1020,使用感测的超声信号产生颜色模式图像,在操作 S1030,基于产生的颜色模式图像的一个或更多个像素值确定血管的直径。操作 S1010、S1020 和 S1030 可分别对应于操作 S910、S920 和 S930。

[0146] 所述方法还可包括:在操作 S1040,基于与相应直径交叉的虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的一个或更多个角度。

[0147] 这里,确定血管的角度的操作 S1040 可包括:根据相对于水平面的滑动角将与确定的直径交叉的多条虚拟线上的像素值相加并基于关于多条虚拟线的一个或更多个滑动角以及相加的像素值的最小值确定血管的角度。可根据控制器 120 的控制信号将血管的所述一个或更多个角度显示在其屏幕上。由于可根据血管的形状获得一个或更多个角度,因此当控制器 120 确定了相应角度时,可在显示器 130 的屏幕上在血管的相应位置显示所述角度。

[0148] 参照图 11,提供血管分析信息的方法可包括:在操作 S1110,发射和感测超声信号,在操作 S1020,产生颜色模式图像,在操作 S1130,设置关于产生的颜色模式图像的一个或更多个部分的 ROI。所述方法还可包括:在操作 S1140,检测关于在 ROI 的血流区域的预设像素值的范围之外的混叠区域,在操作 S1150,基于 ROI 图像的像素值确定血管的至少一个直径,在操作 S1160,基于在与相应直径交叉的虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的至少一个角度。

[0149] 设置 ROI 的操作 S1130 可包括:在产生的颜色模式图像的先前确立的位置上设置 ROI,并且当在产生的颜色模式图像中,ROI 的中心坐标值在血流的中心坐标值的先前确立

的范围之外时,调整 ROI 以使 ROI 的中心坐标值接近于血流的中心坐标值。

[0150] 此外,可对与产生的颜色模式图像的一部分对应地确立的 ROI 执行提供血管分析信息的方法。当关于 ROI 的图像处理完成时,可基于血管的确定的角度重新确立下一 ROI。

[0151] 此外,检测混叠区域的操作 S1140 可包括:通过另外考虑产生的颜色模式图像的直方图来检测混叠区域。

[0152] 此外,检测混叠区域的操作 S1140 可包括:根据产生的颜色模式图像的像素值在产生的颜色模式图像的每个部分中执行标记操作,基于产生的颜色模式图像的像素值对标记的部分执行聚类操作,基于聚类操作的结果确定混叠区域,对确定的混叠区域进行插值。当控制器 120 执行插值操作时,混叠区域被调整或改变或被替换为具有插值的像素值(数据)的插值区域以与血管的邻近区域一起被显示在显示器 130 的屏幕上。

[0153] 确定混叠区域的操作 S1140 可包括:当在一个标记的部分内存在多于两个的聚类区域时,将标记的部分确定为混叠区域。

[0154] 本总体发明构思还可被实现为计算机可读介质上的计算机可读代码。计算机可读介质可包括计算机可读记录介质和计算机可读传输介质。计算机可读记录介质是可将数据存储为可在之后由计算机系统读取的程序的任何数据存储装置。计算机可读记录介质的示例包括半导体存储器、只读存储器(ROM)、随机存储存储器(RAM)、USB 存储器、存储器卡、蓝光光盘、CD 或 DVD-ROM、磁带、软盘和光学数据存储装置。计算机可读记录介质还可分布在联网的计算机系统中,从而以分布方式存储和执行计算机可读代码。计算机可读传输介质可发送载波或信号(通过互联网进行有线或无线数据传输)。此外,用于实现本总体发明构思的功能程序、代码和代码段可由本总体发明构思所属领域的熟练的程序员容易地解释。

[0155] 此外,提供血管分析信息的上述方法可以以嵌入式软件类型或固件类型来构造,并在 CISC(复杂指令集计算机)芯片、RISC(精简指令集计算机)芯片和位片 MPU(微处理器)中的任何一个中被提供。

[0156] 血管分析信息提供设备 100 可被实现为脉冲波多普勒超声诊断设备。图 12 示出根据本总体发明构思的实施例的超声诊断设备 200 的示图,图 13 示出通过使用图 12 的超声诊断设备 200 的超声诊断。

[0157] 超声诊断设备 200 可包括包含探头 211 的超声发射器和接收器 210、控制器 220、显示器 230 和主体;超声诊断设备 200 还可包括其它附加单元。因此,超声诊断设备 200 还可包括键输入单元和其它各种用户接口 250,其中,键输入单元包括用于超声诊断中的各种用户设置的各种键。超声诊断设备 200 的超声发射器和接收器 210、控制器 220 和显示器 230 可与图 1 中示出的血管分析信息提供设备 100 的超声发射器和接收器 110、控制器 120 和显示器 130 对应。

[0158] 用户(例如,诊断医生或医师)可接触身体部位上的超声诊断设备 200 的探头 211 以获得血管分析信息并驱动超声诊断设备 200。根据由用户利用用户输入执行的设置操作,B-模式图像和 C-模式图像中的至少一种图像或它们的组合产生并被显示在显示器 230 上。超声诊断设备 200 可具有用于支持多普勒频谱图像的单元。在这种情况下,显示器 230 显示多普勒频谱图像以及 B-模式图像或 C-模式图像。

[0159] 控制器 220 可设置关于产生的颜色模式图像的一个或更多个部分的 ROI。如上所述,ROI 指示身体部位,以用于发射超声波。

[0160] 控制器 220 可从诊断医生执行初始操作以控制或接触探头的身体部位的位置在产生的颜色模式图像中设置 ROI。此外,控制器 220 确定在产生的颜色模式图像中,ROI 的中心坐标值是否在血流的中心坐标值的预设范围之外。如果 ROI 的中心坐标值在预设范围内,或与血流的中心坐标值近似,则可执行图像处理。然而,当诊断医生将探头控制为任意布置在身体部位上并且探头的中心位置在血管之外时(如图 13 的示图 A 所示),在产生的彩色模式图像中,ROI 的中心坐标值可在血流的中心坐标值的预设范围之外。在这种情况下,如图 13 的示图 A、B 和 C 中所示,控制器 220 根据自动 ROI 调整操作调整 ROI,使得如图 13 的示图 C 中所示,中心坐标值接近血流的中心坐标值。

[0161] 然而,如在上述血管分析信息提供设备 100 的实施例中所解释的,ROI 的特性可根据临床确定标准或对于医学疾病治疗的偏好彼此不同。此外,当自动或由用户输入用于完成对 ROI 的诊断的信号时,可根据以上相同方法自动确立下一 ROI。

[0162] 如图 13 的示图 D 中所示,超声诊断设备 200 可如在血管分析信息提供设备 100 中一样基于颜色模式图像的一个或更多个像素值测量与 ROI 相关的相应血管的一个或更多个直径以及一个或更多个角度。

[0163] 控制器 220 基于颜色模式图像的像素值确定血管的直径。控制器 220 还可一起考虑产生的 C- 模式图像和 B- 模式图像。在这种情况下,通过将 B- 模式图像和 C- 模式图像进行组合来产生新的图像。虽然可在 B- 模式图像中观察到血管和周围器官细胞的解剖边界,但是用户可能至少因噪声而难以观看到边界。虽然可在 C- 模式图像中观察或检测到血流的相对速度,但是颜色信息可能不足以向用户示出(或显示)边界。根据实施例,可通过使用重建图像使在 B- 模式图像和 C- 模式图像中出现的噪声最小化,并可估计和产生血管信息。可根据用户设计或偏好,使用显示在显示器上的可视图像或从超声诊断设备 200 的音频单元或扬声器(未示出)产生的音频信号向用户通知关于 ROI 的角度和直径。

[0164] 可根据以下数学公式计算新重建的图像信息。

$$[0165] \quad I_{f-图像}(i, j) = \alpha \times N_{b-图像}(i, j) + \beta \times N_{c-图像}(i, j)$$

[0166] 其中, $I_{f-图像}$ 是重建图像(融合图像),

[0167] $N_{b-图像}$ 和 $N_{c-图像}$ 是归一化的 B- 模式图像和 C- 模式图像,

[0168] α 和 β 是权重因数,

[0169] (i, j) 是当图像大小为 $(m \times n)$ ($0 \leq i \leq m, 0 \leq j \leq n$) 时的像素位置。

[0170] 为了更有效的计算,可仅对以下将描述的 ROI 执行图像重建。

[0171] 控制器 220 可通过针对在产生的颜色模式图像中与血管的一个或更多个任意像素交叉的虚拟线比较血流区域的一个或更多个属性值,将具有最小的血流区域的属性值的线上的血管的宽度(距离或间隔)确定为血管的直径。这里,血流区域的一个或更多个属性值指示通过将指示血流区域的连续像素的值相加而产生的值。

[0172] 在 C- 模式图像或重建图像中,关于与血管交叉的多条虚拟线的一个或更多个像素值可基于预设阈值将血流区域和其它区域进行区分。由于血流速率,因此可以以与其它区域的值不同的值表示血流区域。因此,可基于这些像素值构建属性值。在该处理中,位于属性值与血流区域对应的一个区域上的最短的线可被确定为与血管正交设置的横贯线。此外,属性值区域的长度成为血管的直径。

[0173] 此外,控制器 220 可确定血管的一个或更多个角度。控制器 220 基于在与确定的

直径交叉的多条虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的角度。在该处理中,可在角度的确定或计算中考虑与直径交叉的多条虚拟线。以上虚拟线是血管的向量,虚拟线和水平面之间的角度成为血管的角度。可考虑与血管的直径交叉的多条虚拟线。如果虚拟线的数量为 N_{VR} , 则 N_{VR} 和确定的直径 Δv 满足以下关系。

[0174] $N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$

[0175] 其中, λ 为多条虚拟线之间的宽度。

[0176] 因此,虚拟线的数量与虚拟线之间的宽度成反比。

[0177] 与直径交叉的具有各个角度的多条虚拟线可被考虑。这里,可通过具有从 -180° 至 180° 的范围中的 k° 的宽度来产生每条虚拟线的宽度。随着值 k 变小,计算的角度的分辨率会变大;然而,太小的值 k 使计算速度劣化。这里, k 可被用作 1° , 并且可根据检测角度的性能自动或手动管理(或设置) k 。

[0178] 在该处理中,控制器 220 可根据相对于水平面的滑动角将关于与确定的直径交叉的多条虚拟线的像素值相加。可将具有相同角度并与直径交叉的虚拟线的像素值相加。此外,控制器 220 可基于关于多条虚拟线的滑动角和像素值的相加的值之中的最小值确定血管的角度。例如,如在图 4 的示图 A 中所示,如果在与直径交叉并相对于水平面具有小的角度的虚拟线上的像素值的相加结果小于在与直径交叉并具有不同角度的虚拟线上的像素值的相加结果,则与前者对应的角度可以是血管的角度。

[0179] 可通过对上述处理进行数学公式表示来定义代表值。因此,控制器 220 可根据相对于水平面的滑动角来计算关于与确定的直径交叉的多条虚拟线的代表值。通过以下数学公式来定义代表值。

[0180]

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k \times L_{i_SD}) \quad (-180^\circ \leq \theta \leq 180^\circ)$$

[0181] 其中, $E(\theta)$ 是关于与水平面具有滑动角 (θ) 的多条虚拟线的代表值,

[0182] N_{VR} 是相对于水平面具有滑动角 (θ) 的虚拟线的数量,

[0183] L_{i_AVE} 是在与水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处,关于虚拟线的像素值的平均值,

[0184] L_{i_SD} 是在相对于水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处,在虚拟线上的像素值的标准差。

[0185] 此外,控制器 220 确定关于多条虚拟线的相对于水平面的每个滑动角度,并将具有计算的最小的代表值的虚拟线的滑动角确定为血管的角度。

[0186] 根据实施例的超声诊断设备 200 可根据上述方法计算血管的直径和角度,如图 13 的示图 E 中所示。

[0187] 此外,超声诊断设备 200 可检测一个或更多个混叠区域并对一个或更多个混叠区域进行插值。

[0188] 如上所解释的,混叠区域指示在血流区域中存在大于血流速率的临界值的像素值的区域。当由于血管中的外部材质而观察到阻塞部分时或当由于其它原因出现噪声时,可出现混叠区域。混叠区域是这样的现象:像素值因不是血流速率的值的偏差而被从正常水平改变到特定水平。

[0189] 超声诊断设备 200 的控制器 220 根据产生的颜色模式图像的像素值对关于颜色模式图像的每个部分执行标记操作。控制器 220 基于颜色模式图像的像素值对标记部分执行

聚类操作。此外,基于聚类操作的结果确定混叠区域。在该处理中,当在一个标记部分内存在多于两个聚类区域时,可将标记部分确定为混叠区域。控制器 220 使用一个或更多个邻近区域的像素值对确定的混叠区域进行插值。

[0190] 同时,通常将血管连接(延伸)为具有连续血管形状而不是单独点形状。因此,小点尺寸的标记被视为噪声并被去除。在去除噪声分量之后剩余的标记全部是构成血管的组成部分。通过基于每个标记中的颜色信息(血流速率)执行聚类操作来计算速度分布。

[0191] 此外,控制器 220 控制显示器 230 显示去除了混叠区域的血管信息。

[0192] 图 14 是示出通过使用图 12 的超声诊断设备来检测血管的直径和角度的示意图。

[0193] 图 14 的示图 A 示出通过超声诊断设备 200 来检测血管的直径和角度的屏幕。图 14 的示图 B 示出用于通过在存在多于两个血管时选择一个血管来检测直径和角度的检测操作的结果。因此,根据实施例,即使当存在多个血管时,也可在 ROI 上精确地检测血管的直径和角度。

[0194] 以下将解释血管造影图像设备。

[0195] 血管介入是这样的医学治疗:在皮肤部分产生小孔,直接通过皮肤部分的小孔插入导管或医学引导钢丝,利用图像显示设备观察一个或更多个血管,执行可用于治疗各种血管相关疾病的相应治疗。当执行介入时,医学从业者在实时观察身体内的血管的同时执行相应操作。通常,利用无创方法观察血管被称为血管造影术。除了介入操作之外,血管造影术还可用于在诊断和治疗之前和之后检查进程。

[0196] MRI、CT、超声和 X 射线可用于血管造影术的方法以观察身体内的血管。每种方法可与其它方法具有一个或更多个不同特征;MRI 和 CT 用于血管的精确诊断,X 射线和超声用于涉及介入的治疗以及对血管进行实时观察。

[0197] 当执行介入时,通过将对对比剂注入身体内的血管中并拍摄一个或更多个 X 射线图像来使用血管造影术。使用传统 X 射线拍摄方法可能不能从图像观察到或确定出血管;然而,当将对对比剂注入到血管时,可获得清楚的血管图像。

[0198] 图 15 示出从导管的顶铸位置起的移动路径。

[0199] 如图 15 中所示,当执行介入以使用 X 射线血管造影术时,用户(例如,诸如临床医生的医学从业者)在实时观看二维 X 射线图像的同时控制导管或将导管从初始插入位置移动到病变位置。用户可根据医学从业者的经验和技术在不同时间控制或移动导管。随着移动导管的时间变得更长,操作时间也变得更长。此外,放射射线的暴露时间变得更长。此外,可能需要另外注入对比剂。当快速移动导管时,可因导管的移动而损坏血管壁。

[0200] 提供血管造影图像提供设备以检测和识别图像中的一个或更多个血管,跟踪识别的血管,以确定关于血管的直径、角度、交叉点和分叉点,并在执行介入以使用血管信息时利用 X 射线提供血管的图像。此外,可通过使用获得的血管信息确定从导管的插入位置到病变位置的移动路径。

[0201] 图 16 示出根据本总体发明构思的实施例的血管造影图像设备 300 的框图。

[0202] 参照图 16,根据实施例的血管造影图像设备 300 包括图像信号获取器 310、控制器 320、显示器 330 和用户接口 350。控制器 320 和显示器 330 可与图 1 的血管分析信息提供设备 100 的控制器 120 和显示器 130 相似,用户接口 350 可与图 12 的超声诊断设备 200 的用户接口 250 相似。在这种情况下,血管造影图像设备 300 可通过向具有血管的身体发射

超声信号来感测从身体部位反射的超声回波信号,构建(产生)图像并将图像显示在显示器 330 上。然而,血管造影图像设备 300 可包括与上述单元不同的其它单元,并可根据不同方法中的至少一种方法显示图像。例如,可显示二维 X 射线图像。

[0203] 用户(操作者)在观看显示在显示器 330 上的血管造影图像的同时确立导管的插入位置和病变位置。由用户确立的两个位置成为导管的移动路径的起点和终点。

[0204] 可利用用户接口 350 执行以上设置。设置方法可被实现为各种类型,诸如利用鼠标点击屏幕以及利用手指或笔单元直接触摸屏幕。

[0205] 可以以可在显示的血管造影图像中可视地识别的格式表示确立的两个位置。例如,可高亮显示导管的移动路径以便在图 15 中更清楚地看见。

[0206] 临床医生将导管插入在病变位置附近的位置上,并注入对比剂。此外,当从血管造影图像清楚地观看到血管时,临床医生观看图像,将导管移动到病变位置,并继续进行操作。

[0207] 当将对比剂注入到血管的特定位置上时,对比剂因血液循环流过血管。这种对比剂具有阻挡 X 射线的特性。因此,在图像中更清楚地显现血管。对比剂根据血液循环速度在位于血管中时发挥作用。随着时间流逝,对比剂从血管消失。

[0208] 血管造影图像设备 300 通过使用图像处理技术产生和/或输出血管的直径、角度、交叉点和分叉点作为图像。分叉点指示一个血管流入(分开为)两个血管的点,交叉点指示从二维图像的角度来看位于不同平面上的两个血管交叉的点。

[0209] 控制器 320 分析血管信息。

[0210] 因此,控制器 320 使用例如虚拟射线和/或上述方法来测量血管的直径和角度。控制器 320 可使用利用超声图像对 B- 模式图像和/或 C- 模式图像进行重建的图像,然而,可使用单个单模图像(mono image)。

[0211] 在该单模图像中,控制器 320 可通过针对与血管的任意的像素交叉的虚拟线比较血流区域的属性值,将血流区域的具有最小的属性值的线上的血管的直径确定为血管的直径。这里,血流区域的属性值表示通过将指示血流区域的连续像素值的值相加获得的值。

[0212] 在该单模图像中,在与血管交叉的多条虚拟线上的像素值可基于预设阈值将血流区域和其它区域(例如,非血流区域或非血管区域)进行区分。由于血流速率,可以与其它区域的值不同的值表示血流区域。因此,可基于像素值产生属性值。在该处理中,位于属性值与血流区域对应的区域上的最短的线可被确定为与血管正交的横贯线。此外,具有最短的线的属性值区域的长度成为血管的直径。

[0213] 当设置了 ROI 时,在作为设置的 ROI 中的血流的中心坐标的距离门中测量血管的直径(Δv)。

[0214] 接下来,控制器 320 确定血管的一个或更多个角度。控制器 320 基于在与确定的直径交叉的虚拟线上的一个或更多个像素值确定血管的角度。如图 4 的示图 A 中所示,与确定的直径交叉的虚拟线 41 可被考虑为确定血管的角度。血管的角度可指示血管延伸或血液在血管中流动的相对于参考线或参考平面(例如,显示器的屏幕的水平线或水平面)的方向。角度可根据血管的方向或血管的曲率改变。ROI 的角度可与下一 ROI 的角度相同。ROI 的角度可与下一 ROI 的角度不同是可能的。如果存在通过血管的中心的虚拟线,则虚拟线可以是血管的向量,虚拟线和水平面之间的角度可以是血管的角度。虚拟线可以是可区

分的。

[0215] 在该处理中,如图 4 的示图 A 中所示,可考虑与确定的直径交叉的多条虚拟线 41。如果虚拟线的数量为 N_{VR} ,则 N_{VR} 和确定的直径 Δv 满足以下关系。

[0216] $N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$

[0217] 其中, λ 为多条虚拟线之间的宽度。

[0218] 因此,虚拟线的数量与虚拟线之间的宽度成反比。

[0219] 与直径交叉的具有各个角度的多条虚拟线可被考虑。图 4 的示图 B 示出上述线 43。这里,可以在从 -180° 至 180° 的范围中的 k° 的宽度产生每条虚拟线的宽度。随着值 k 变小,计算的角度的分辨率会变大;然而,非常小的值 k 使计算速度劣化。这里,值 k 可以是 1° ,并且可根据角度检测操作的性能和 / 或效率自动或手动设置、控制、产生或管理 k 。

[0220] 在该处理中,控制器 320 可根据相对于水平面的滑动角将关于与确定的直径交叉的多条虚拟线的像素值相加。在图 4 的示图 A 中,可将具有相同角度并与直径交叉的虚拟线的像素值相加。此外,控制器 320 可基于关于具有像素值的相加的值之中的最小值的多条虚拟线的滑动角来确定血管的角度。例如,在图 4 的示图 A 中,如果将在与直径交叉并与水平面具有小的角度的虚拟线上的像素值相加的加法运算的结果小于将在与直径交叉并具有不同角度的虚拟线上的像素值相加的加法运算的结果,则与前者对应的角度可以是血管的角度。

[0221] 可通过对上述处理进行数学公式表示来定义代表值。因此,控制器 320 可根据相对于水平面的滑动角来计算关于与确定的直径交叉的多条虚拟线的代表值。通过以下数学公式来定义代表值。

[0222]

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k \times L_{i_SD}) \quad (-180^\circ \leq \theta \leq 180^\circ)$$

[0223] 其中, $E(\theta)$ 是关于相对于水平面具有滑动角 (θ) 的多条虚拟线的代表值,

[0224] N_{VR} 是相对于水平面具有滑动角 (θ) 的虚拟线的数量,

[0225] L_{i_AVE} 是在相对于水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的平均值,

[0226] L_{i_SD} 是在相对于水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的标准差。

[0227] 此外,控制器 320 将关于具有最小的计算的代表值的多条虚拟线的相对于水平面的滑动角度确定为血管的角度。

[0228] 当确定交叉点和分叉点时,将可用于计算血管的直径和角度的 $E(\theta)$ 和 Δv 应用到以上公式。当确定交叉点和分叉点时,使用血管内的平均像素值。对比剂随血液在血管中流动。在血管造影图像中表示的血管的对比度(像素值)根据血管内的对比剂的密度而变得不同。因此,血管(例如,分叉的血管)可具有平均对比度,其中,平均对比度具有相似的带宽,其它交叉血管可具有不同的对比度带宽。通过使用由像素表示的以上特征,确定分叉点和交叉点。

[0229] 在分叉点处选择血管的处理中,应用用户确定。当从分叉点到病变位置存在各种路径时,可执行用于选择血管中的至少一个血管的自动方法。然而,由于基于根据血管的直径和 / 或形状的临床标准(诸如导管移动容易程度)进行确定可能是重要的,因此可根

据用户临床确定做出选择。

[0230] 基于从自动计算和用户确定获得的信息计算导管的移动信息。

[0231] 图 17 示出根据本总体发明构思的实施例的用于显示关于导管的移动路径的屏幕。

[0232] 如图 17 中所示,血管造影图像设备 300 的显示器 330 可以以虚线形状显示导管的一个或更多个移动路径,用户可更改移动路径中的至少一个移动路径(例如,在分叉点选择血管中的至少一个血管)。路径可用作信息。基于关于路径的信息,除了执行介入之外,还可执行医学治疗。此外,关于导管的插入位置、病变位置和导管的移动路径的信息与相应血管的位置一起被存储,所述信息可在诸如医学治疗操作之后的后续操作的各种应用中使用。

[0233] 当执行介入和/或医学治疗时,在血管造影图像中表示如上所述地测量和计算的信息(例如,导管的插入位置、病变位置、分叉点和交叉点信息、移动路径以及导管的距离)并以合适形状向用户显示所述信息。

[0234] 同时,可仅对如图 17 中所示的 ROI 170 执行以上的确定血管的直径和角度的操作。ROI 指示投射超声信号的身体部位。

[0235] 控制器 320 在单模图像的预设位置上确立 ROI。此外,控制器 320 确定在产生的颜色模式图像中,关于 ROI 的中心坐标值是否在关于血流的中心坐标值之外。如果关于 ROI 的中心坐标值在从关于血流的中心坐标值起的先前建立的范围内或与关于血流的中心坐标值近似,则可执行图像处理。然而,如果在产生的颜色模式图像中,关于 ROI 的中心坐标值不在从关于血流的中心坐标值起的先前确立的范围内或与关于血流的中心坐标值不近似,则控制器执行 ROI 位置调整处理以将 ROI 从初始部分调整到新的位置,使得关于 ROI 的中心坐标值接近关于血流的中心坐标值。

[0236] ROI 可根据与疾病相关的临床确定标准而不同。此外,ROI 可根据关于患者的健康状况、年龄、食物消化状态、身体状况或身体部位而不同。

[0237] 为了在完成关于确立的 ROI 的图像处理之后移动到下一 ROI 以进行图像处理,控制器 320 可基于以上描述的血管的确定的角度重新确立新的 ROI。图 17 示出用于将 ROI 从确立的 ROI 移动到另一 ROI 的处理。可通过考虑血管的一个或更多个角度来确立 ROI。

[0238] 图 18 是示出根据本总体发明构思的实施例的显示血管造影图像的方法的流程图。

[0239] 参照图 18,血管造影图像显示方法包括:在操作 S1810,由用户使用用户接口或用户输入单元(面板的一个或更多个键或菜单)执行设置,在操作 S1820,分析血管信息,在操作 S1830,计算导管的移动信息,在操作 S1840,提供导管的移动信息。

[0240] 在操作 S1810,输出超声信号并显示血管造影图像。用户检查图像并确立导管的插入位置和病变位置。此外,在操作 S1810,超声可用于获得图像信号。然而,本总体发明构思不限于此。使用超声之外的另一媒介的另一方法可用于获得图像信号。如以上或以下描述,设置可包括用于控制关于包括血管的身体部位的图像的一个或更多个特性以及控制其信息显示在显示器上的输入。

[0241] 在操作 S1820,血管造影图像设备计算一个或更多个血管的一个或更多个直径以及一个或更多个角度,并确定一个或更多个交叉点以及一个或更多个分叉点。

[0242] 在操作 S1830, 计算并表示导管的移动信息以便被区分。将导管的移动信息单独或与显示的图像一起显示在显示单元的屏幕上。可叠加、高亮显示移动信息或将移动信息插入显示的图像的部分中。可使用音频单元 (未示出) 将移动信息产生为声音。

[0243] 在操作 S1840, 将最后测量和计算的信息显示在显示器上。

[0244] 以下将更详细解释医学图像配准设备。

[0245] 当利用不同装置或以不同视角拍摄的统一场景或对象时, 在每个图像中观看到的对象具有彼此不同的形状和坐标系。图像配准是在统一 (通用) 坐标系上表示 (或显示) 不同拍摄对象的方法。图像配准是可在医学图像领域使用的计算机视觉方法之一。请求图像配准的代表性应用的示例如下。

[0246] 所述方法可包括: 比较随时间流逝而改变的关于受影响的部位的图像以用于观察疾病进程, 以及比较医学治疗操作之前和之后的图像的目的 (使用统一诊断设备, 例如, CT-CT)。

[0247] 所述方法可包括: 同时请求关于特定点的解剖信息和功能信息 (使用不同类型的诊断设备, 例如, MRI-CI)。可使用 CT、X 射线、超声等在诊断设备中获得解剖信息。还可使用 MRI、fMRI、PET、SPECT 等在诊断设备中获得解剖信息。

[0248] 所述方法可包括实现实时执行医学操作 (不同类型的诊断设备, 例如, CT-超声)。

[0249] 图像配准可用于除了上述方法之外的各种目的是可能的。图像配准从不同状态的两个子图像搜索拍摄的对象上的统一, 统一点被称为配准的标志物。医学图像可包括一个或更多个标志物 (诸如骨头信息、血管信息和器官的外部边缘 (组织结构))。

[0250] 自动检测具有较好的分辨率或图像质量的 CT 或 MRI 图像中的这种标志物可能是容易的。然而, 由于超声图像具有较低的图像质量和较低的 SNR 的特性, 因此可能不容易检测到标志物。此外, 由于与其它诊断设备不同, 超声图像具有拍摄的身体部位是局部的的特性, 因此可能难以观察到更宽范围的身体部位。

[0251] 然而, 在超声诊断中, 不暴露于放射性射线, 可实时执行观察, 诊断的费用相对较低。因此, 超声诊断设备在医学图像设备之中是有用的设备。此外, 可在超声诊断设备中执行诸如介入的上述操作。在操作之前, 可通过使用较高精度的图像 (诸如 CT 图像) 来执行规划; 然而, 当执行操作时, 超声设备可使用户能够通过实时图像观察身体部位。

[0252] 图 19 示出利用不同设备拍摄的关于人体的同一部位的图像。

[0253] 如图 19 的子图像 A 和 B 中所示, 执行图像配准以按照相同大小和方向布置从所述两个子图像观看的对象。因此, 提供相应技术来检测在执行图像配准时应用的一个或更多个标志物。

[0254] 图 20 是示出根据本总体发明构思的实施例的医学图像配准设备 400 的框图。

[0255] 参照图 20, 根据实施例的医学图像配准设备 400 包括图像信号获取器 410、控制器 420 和显示器 430。控制器 420 和显示器 430 可分别与图 1 的血管分析信息提供设备 100 的控制器 120 和显示器 130 相似。当医学图像配准设备 400 的图像信号获取器 410 包括超声发射器和接收器时, 其可将超声信号发射到身体部位上以对应于血管和 / 或血流, 感测从身体部位反射的超声回波信号, 构建 (或产生) 图像并将构建的图像显示在显示器 430 上。然而, 图像信号获取器 410 可使用除了上述方法之外的其它各种不同的方法来获得图像。

[0256] 可使用上述血管分析方法获得血管信息。首先, 控制器 420 计算血管的一个或更

多个直径以及一个或更多个角度。提到的测量方法（使用虚拟线）对超声图像中的 B- 模式图像和 / 或 C- 模式图像进行重建以创建新图像, 并使用相应图像值获得血管信息。然而, 可使用关于 CT 或 MRI 的图像的单模图像。此外, 所述方法检测血管分开（划分或延伸）的一个或更多个分叉点并分别测量相应分叉点的一个或更多个角度。

[0257] 因此, 在该单模图像中, 控制器 420 可通过比较与和血管的至少一个任意像素交叉的一条或更多条虚拟线相关的血流区域的一个或更多个属性值, 将在具有最小的血流区域的属性值的一条或更多条线上的血管的直径（距离或宽度）确定为血管的直径。这里, 血流区域的属性值指示通过将指示血流区域的连续像素值的值相加而产生的值。

[0258] 在该单模图像中, 在与血管交叉的多条虚拟线上的像素值可基于预设阈值将血流区域和其它区域进行区分。由于血流速率, 因此与其它区域相比, 以不同值表示血流区域。因此, 可基于像素值构建属性值。在该处理中, 位于属性值与血流区域对应的区域上的最短的线可被确定为具有与血管正交的横贯线。此外, 具有最短的线的属性值区域的长度成为血管的直径。也就是说, 横贯线在血流动区域中的长度成为血管的直径。

[0259] 当设置了 ROI 时, 可在距离门中测量血管的至少一个直径 (Δv), 其中, 距离门为设置的 ROI 中的血流的中心坐标。

[0260] 接下来, 控制器 420 确定血管的一个或更多个角度。控制器 420 基于在与确定的直径交叉的相应虚拟线上的像素值确定血管的角度。如图 4 的示图 A 中所示, 可考虑与确定的直径交叉的虚拟线 41。如果存在通过血管的中心区域的虚拟线, 则虚拟线可以是血管的向量, 虚拟线和水平面之间的角度中的一个角度可以是血管的角度。目的是为了区分这些虚拟线。

[0261] 在该处理中, 如图 4 的示图 A 中所示, 可考虑与确定的直径交叉的多条虚拟线 41。如果虚拟线的数量为 N_{VR} , 则 N_{VR} 和确定的直径 Δv 满足以下关系。

[0262] $N_{VR} \propto \Delta v / \lambda$

[0263] 其中, λ 为多条虚拟线之间的宽度。

[0264] 因此, 虚拟线的数量与虚拟线之间的宽度成反比。

[0265] 可考虑与直径交叉的具有各个角度的多条虚拟线。图 4 的示图 B 示出上述虚拟线 43。这里, 可通过具有在从 -180° 至 180° 的范围中的 k° 的宽度来产生每条虚拟线与相邻虚拟线之间的宽度。随着值 k 变小, 计算的角度的分辨率会变大; 然而, 太小的值 k 可使计算速度劣化。这里, k 可被用作 1° , 并且可根据角度检测操作的性能自动或手动管理。

[0266] 在该处理中, 控制器 420 可根据相对于水平面的滑动角将关于与确定的直径交叉的多条虚拟线上的像素值相加。参照图 4 的示图 A, 控制器 420 可将具有相同角度并与直径交叉的虚拟线的像素值相加。此外, 控制器 420 可基于关于多条虚拟线的滑动角确定血管的角度, 也就是说, 将具有像素值的相加的值之中的最小值的一条虚拟线的角度确定为血管的角度。例如, 如在图 4 的示图 A 中所示, 如果在与直径交叉并相对于水平面具有小的角度的虚拟线上的一个或更多个像素值的相加结果小于在与直径交叉并相对于水平面具有不同角度的虚拟线上的像素值的相加结果, 则与前者对应的角度可以是血管的角度。

[0267] 可通过对上述处理进行数学公式表示来定义代表值。因此, 控制器 420 可根据相对于水平面的滑动角来计算关于与确定的直径交叉的多条虚拟线的代表值。通过以下数学公式来定义代表值。

[0268]

$$E(\theta) = \sum_{i=1}^{N_{VR}} (L_{i_AVE} + k \times L_{i_SD}) \quad (-180^\circ \leq \theta \leq 180^\circ)$$

[0269] 其中, $E(\theta)$ 是关于相对于水平面具有滑动角 (θ) 的多条虚拟线的代表值,

[0270] N_{VR} 是相对于水平面具有滑动角 (θ) 的虚拟线的数量,

[0271] L_{i_AVE} 是在相对于水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的平均值,

[0272] L_{i_SD} 是在相对于水平面具有滑动角 (θ) 的位置 i 处的虚拟线上的像素值的标准差。

[0273] 此外, 控制器 420 将关于具有最小的计算的代表值的多条虚拟线的相对于水平面的滑动角度确定为血管的角度。

[0274] 此外, 控制器 420 可通过使用执行了图像配准的另一图像, 来检测根据以上处理获得的多条统一信息、类似信息。

[0275] 接下来, 控制器 420 通过使用从每个图像获得的多条血管信息来检测特征值。由于分叉的角度可根据获得的血管信息之中的拍摄图像的角度而不同, 因此, 即使关于同一分叉点的角度之间也可能存在微小差异。为了以上处理, 使用多个分叉点。

[0276] 图 21 示出血管分叉的角度和血管分叉点之间的距离, 图 22 示出检测用于图像配准的一个或更多个标志物。

[0277] 参照图 21, 当血管分开为两个血管时, 在第 n 次 (或第 n 分叉点位置) 的分叉点的分叉角度可以是 θ_n 。当分开的两个血管再次分开时, 在该处理中的分叉角度可分别为 θ_{n1} 和 θ_{n2} 。分叉点之间的血管的长度 (Dn_{n1} 、 Dn_{n2}) 这样定义: 血管的从分叉点 n 至分开的分叉点 $n1$ 、 $n2$ 的长度分别为 Dn_{n1} 和 Dn_{n2} 。这里, 血管的长度指示当血管为曲线形状时关于血管的曲线的距离。

[0278] 血管的分叉点之间的角度向量 (Vn_{n1} 、 Vn_{n2}) 检测血管的从分叉点 n 至下一分叉点 $n1$ 和 $n2$ 的角度向量。当根据本说明书中描述的内容来测量血管的角度时, 可通过在移动 ROI 的同时测量血管的角度来获得这种角度向量。

[0279] $Vn_{n1} = [E(\theta_1)E(\theta_2)E(\theta_3) \cdots E(\theta_{i-2})E(\theta_{i-1})E(\theta_i)]$

[0280] 这里, i 为被测量的 ROI 的编号。在从图像观看到的每个分叉点上执行上述每个特征值。从一个图像最终获得的特征值是在一个分叉点处的分叉角度 (θ_n)、在分叉点 n 的分开血管的分叉角度 (θ_{n1} 、 θ_{n2})、血管的从分叉点 n 至分叉点 $n1$ 和 $n2$ 的长度 (Dn_{n1} 、 Dn_{n2})、两个分开的血管的长度比 (Dn_{n1}/Dn_{n2}) 以及血管的分叉点之间的角度向量 (Vn_{n1} 、 Vn_{n2})。分开的两个血管中的至少一个血管可被自动或手动选择用于医学治疗或用于导管的移动路径。可沿选择的血管产生和显示 ROI。

[0281] 通过以上处理, 从图像配准中应用的一个或两个图像估计和计算每个特征值。通过使用单模图像或组合图像中的相应特征值来搜索从两个图像观看到的统一点。当执行图像配准时, 相应点用作标志物。

[0282] 同时, 如图 22 中所示, 在从一个分叉点移动到下一分叉点的同时, 可基于一个或更多个 ROI 220 执行上述检测标志物的操作。ROI 指示投射了超声信号的身体部位。

[0283] 控制器 420 在单模图像的预设位置上确立 ROI。此外, 控制器 420 确定在产生的颜色模式图像中, 关于 ROI 的中心坐标值是否在关于血流的中心坐标值之外。如果关于 ROI

的中心坐标值在距离关于血流的中心坐标值的先前建立的范围内或与关于血流的中心坐标值近似,则可执行图像处理。然而,如果在产生的颜色模式图像中,关于 ROI 的中心坐标值在关于血流的中心坐标值的先前建立的位置之外,则调整 ROI,使得关于 ROI 的中心坐标值接近关于血流的中心坐标值。

[0284] 根据针对疾病的临床确定标准,ROI 可与其它 ROI 不同。此外,ROI 可根据关于患者的健康状况、年龄、食物消化状态、身体状况或身体位置而不同。

[0285] 为了移动到下一 ROI,以在完成关于确立的 ROI 的图像处理之后进行图像处理,控制器 420 可基于以上描述的血管的确定的角度重新确立新的 ROI。图 22 示出 ROI 220 的移动。可通过考虑血管的角度来确立 ROI。

[0286] 以下将解释根据本总体发明构思的实施例的指定图像配准标志物的方法。

[0287] 参照图 23,根据实施例的图像配准标志物指定方法可包括:在操作 S2310,检测图像 1 中的血管信息,在操作 S2320,检测图像 2 中的血管信息,在操作 S2330,检测和比较特征值,在操作 S2340,指定一个或更多个图像配准标志物。由于以上已描述了以上操作,因此将省略对它们的详细描述。

[0288] 虽然已示出和描述了本总体发明构思的一些实施例,但是本领域技术人员将理解,在不脱离本总体发明构思的原理和精神的情况下,可在这些实施例中做出改变,本总体发明构思的范围在权利要求及其等同物中限定。

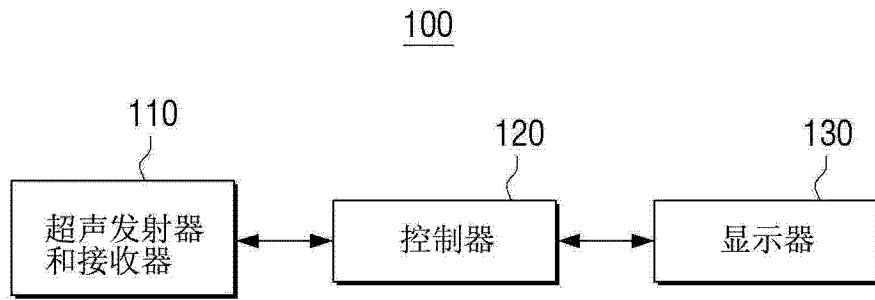


图 1

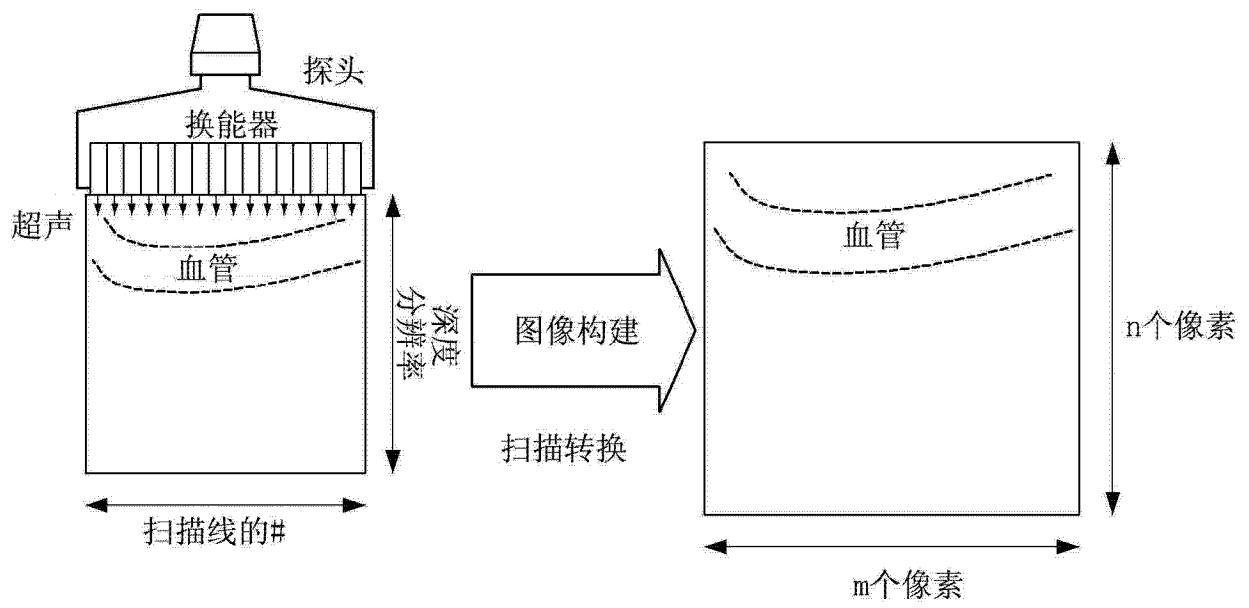


图 2

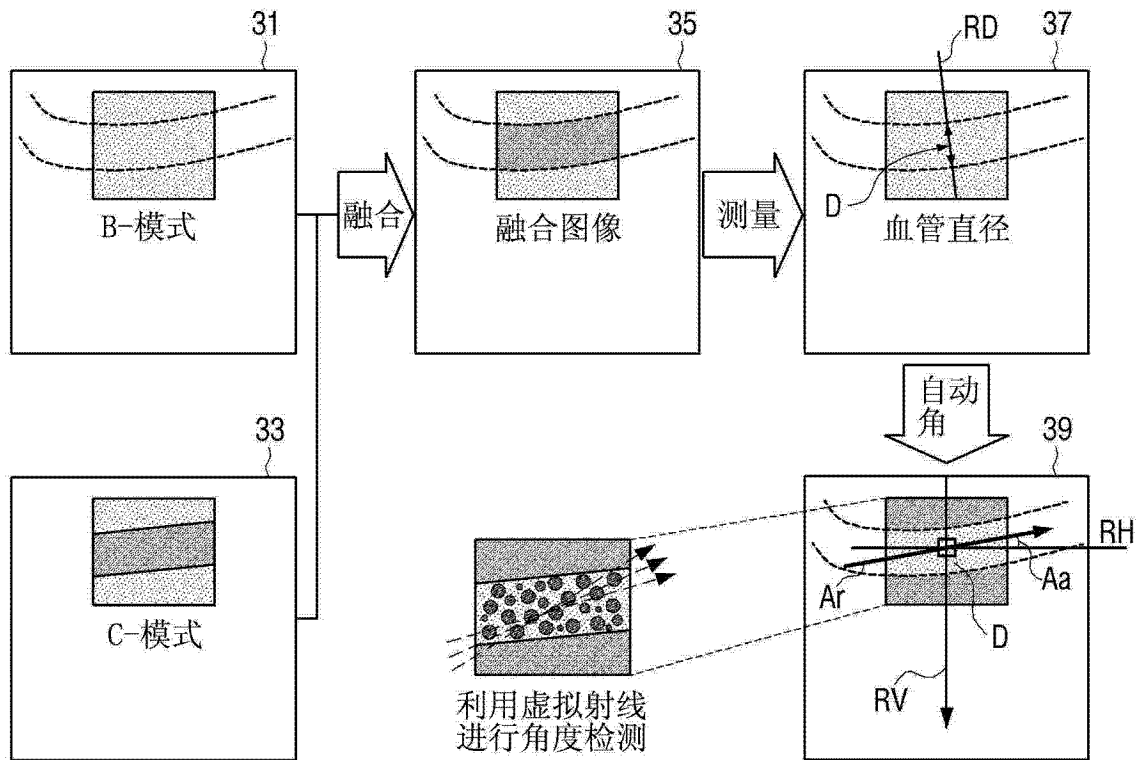


图 3

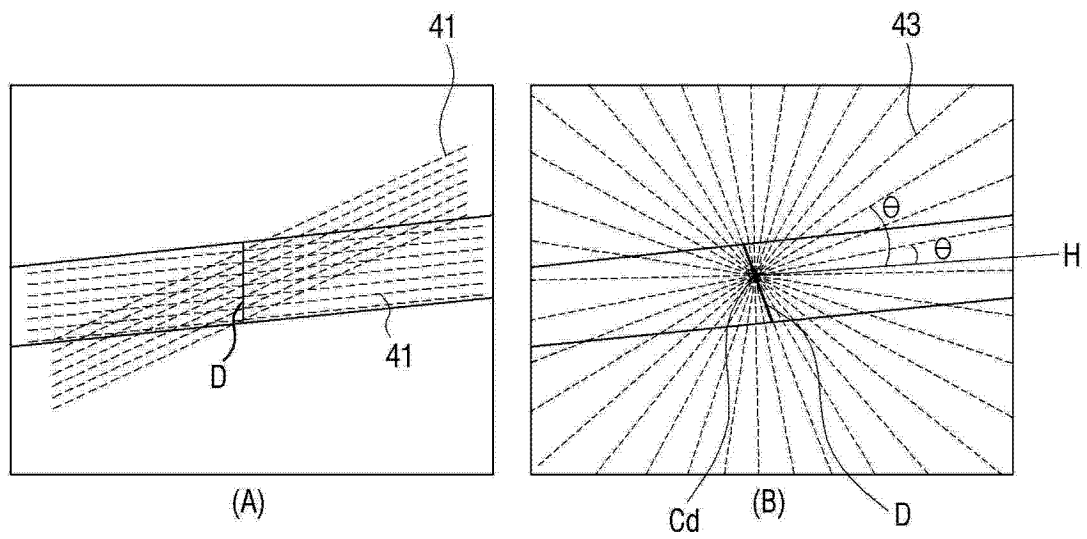


图 4

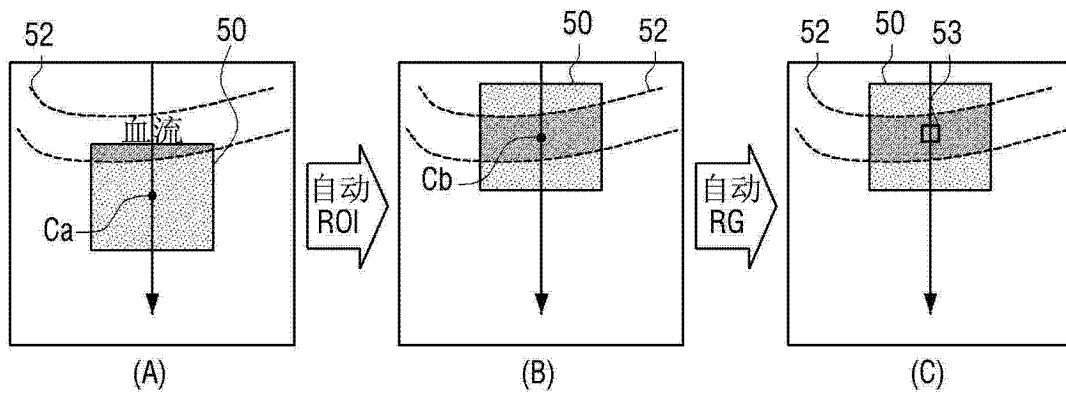


图 5

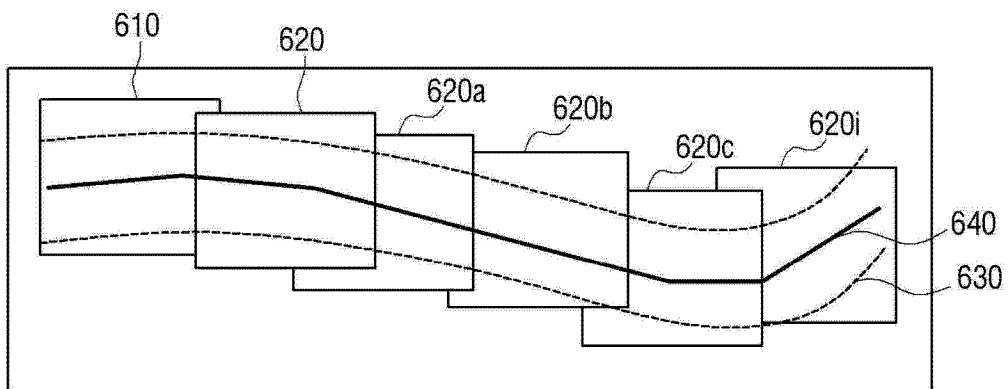


图 6

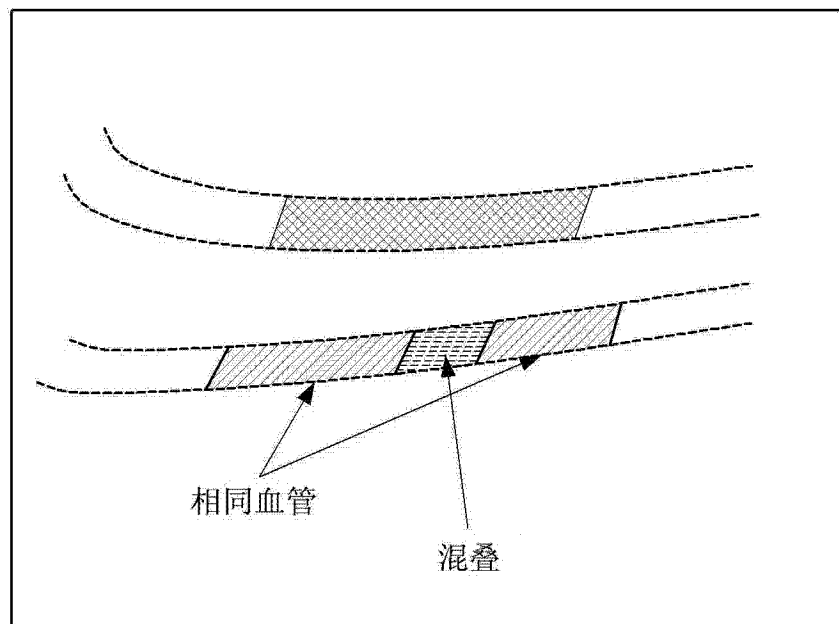


图 7

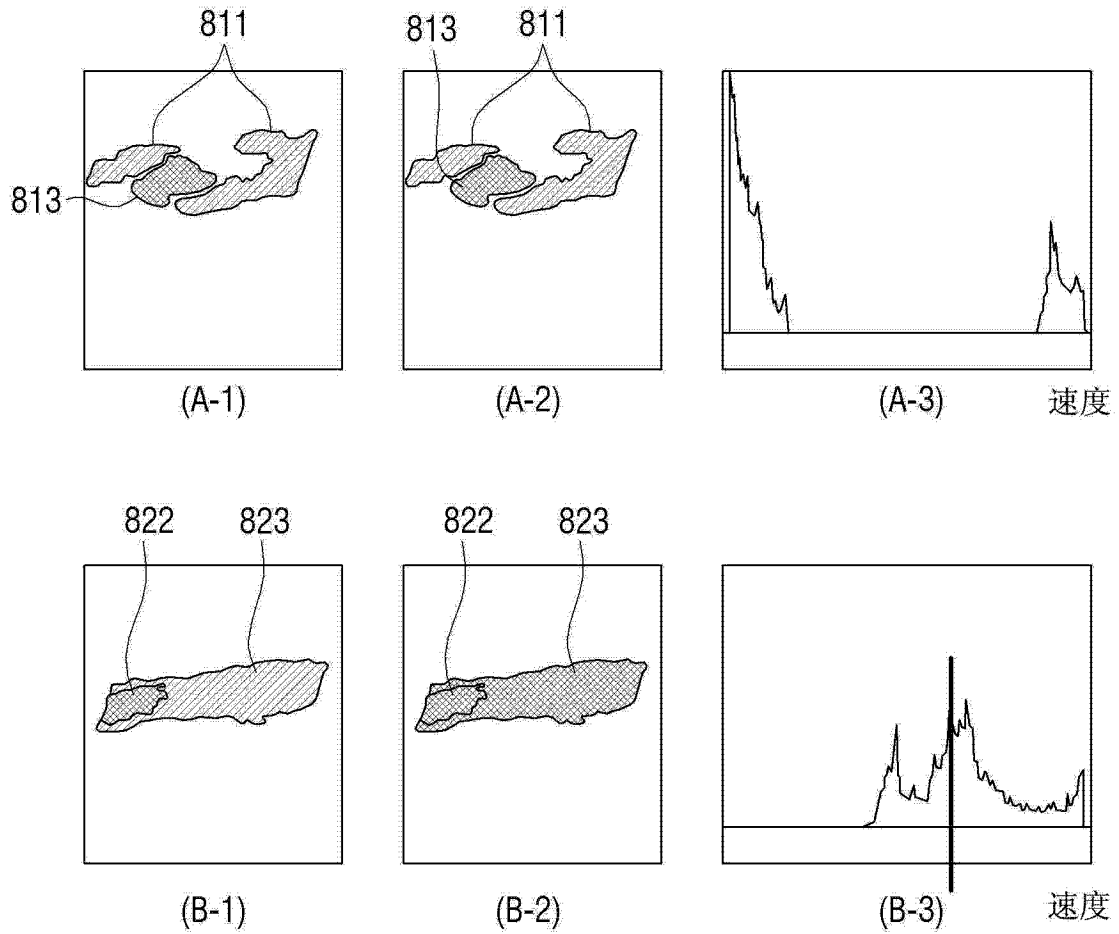


图 8

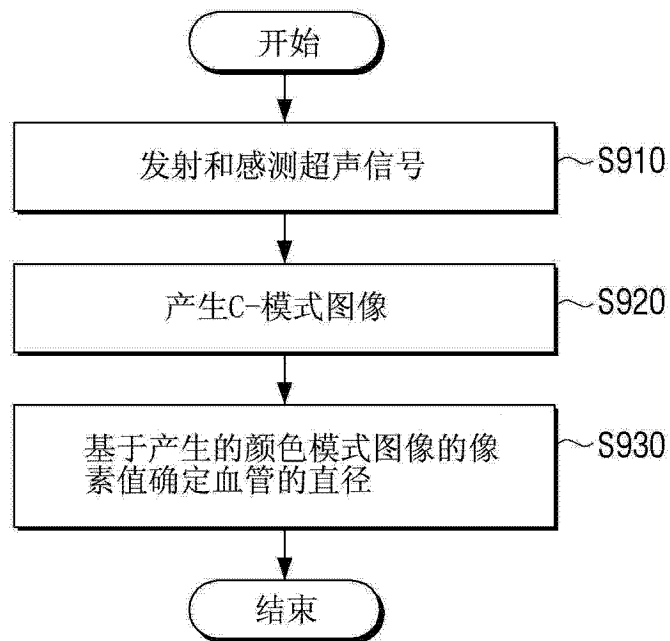


图 9

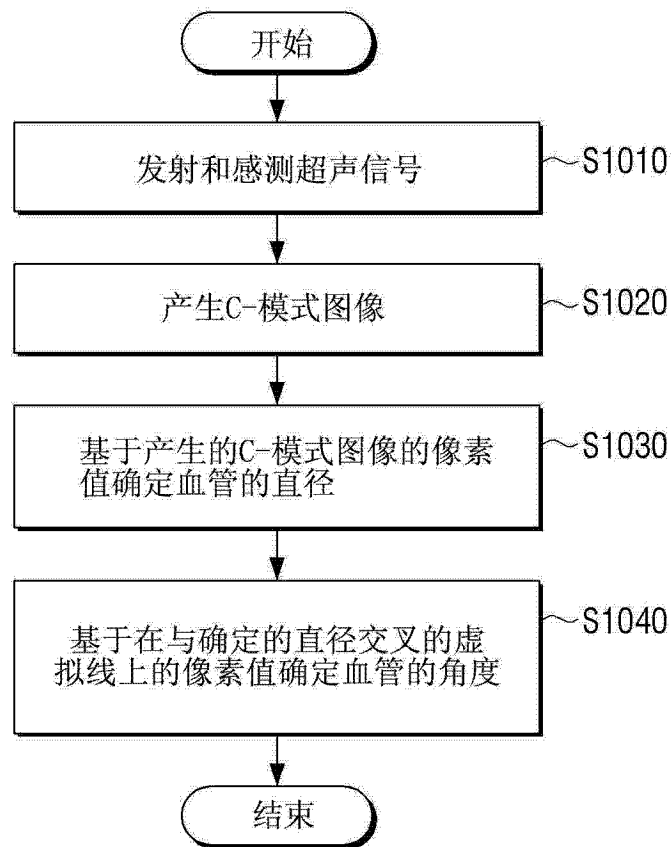


图 10

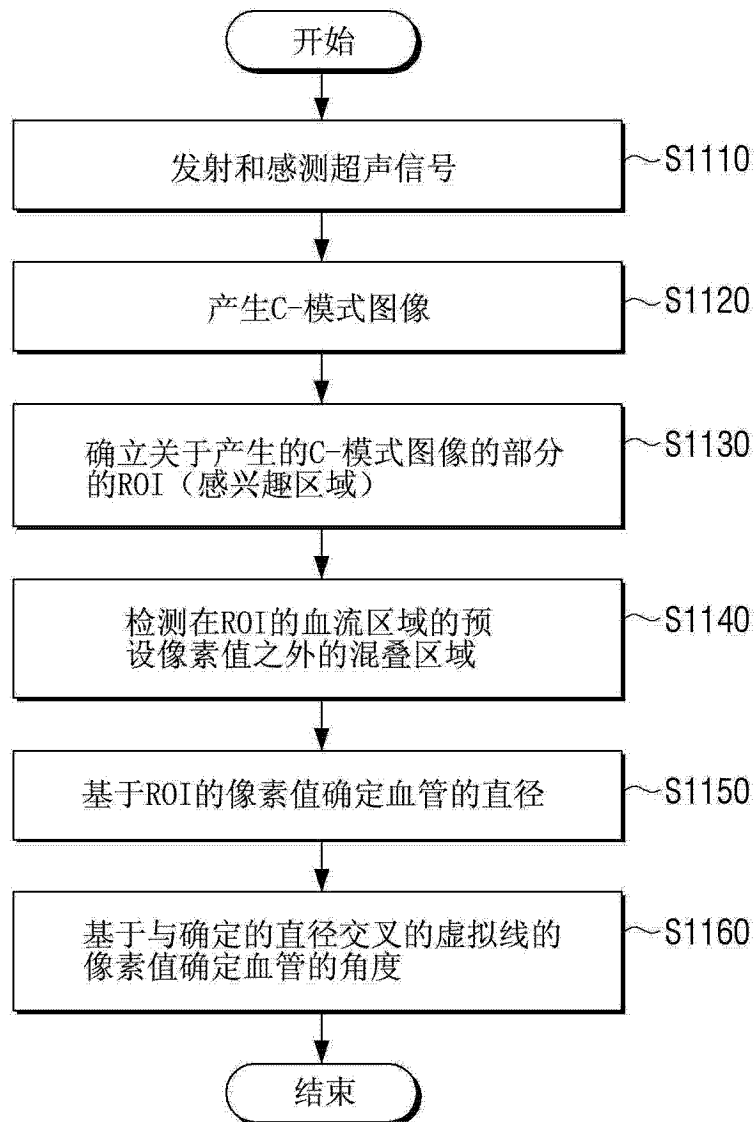


图 11

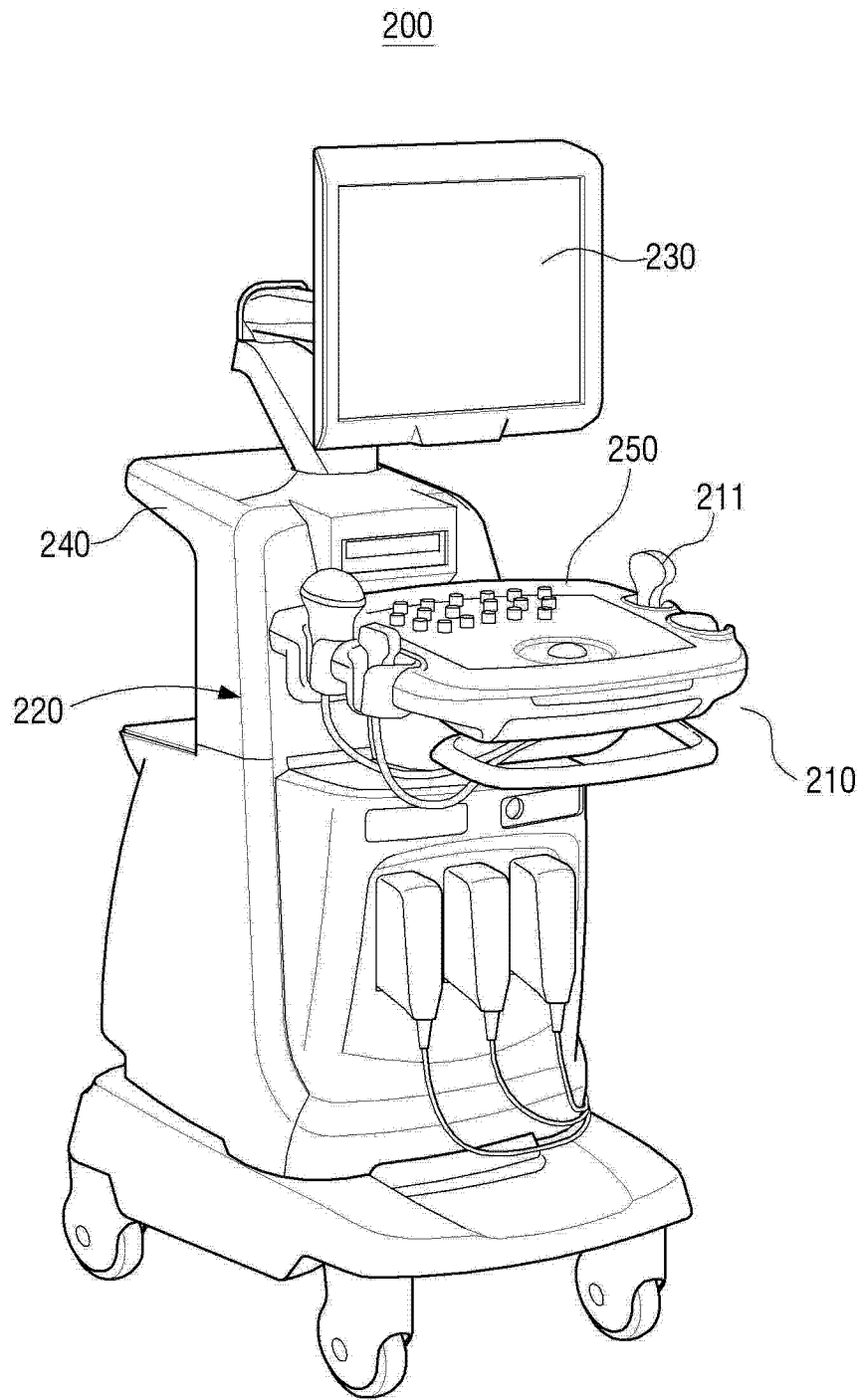


图 12

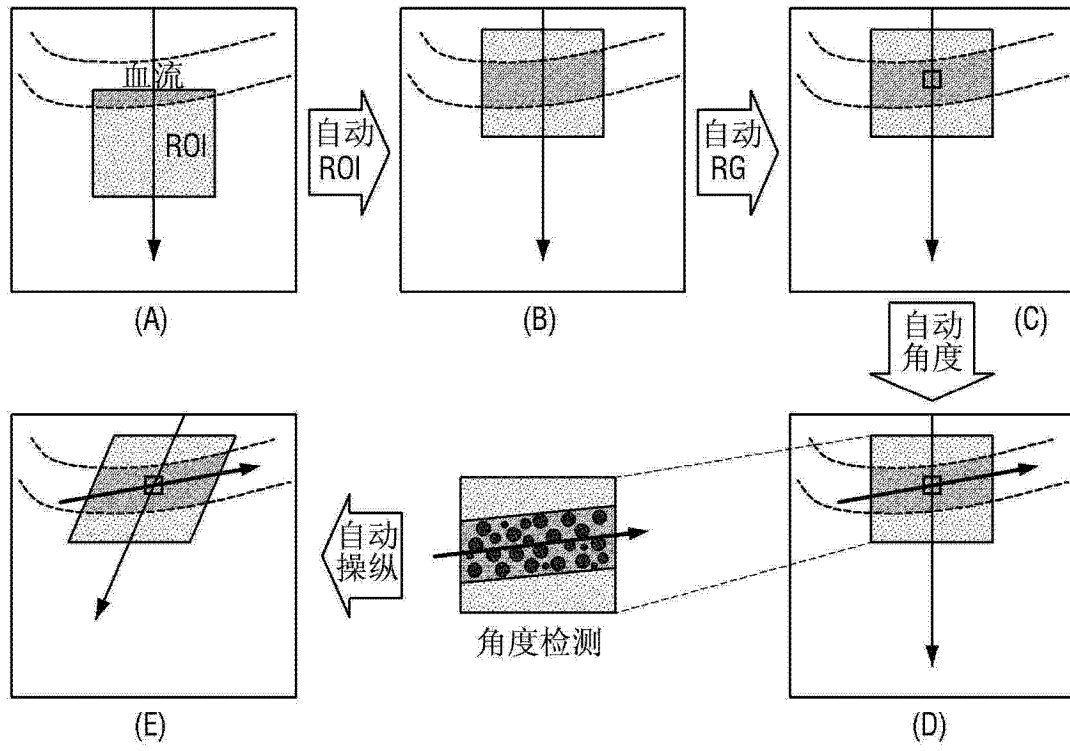


图 13

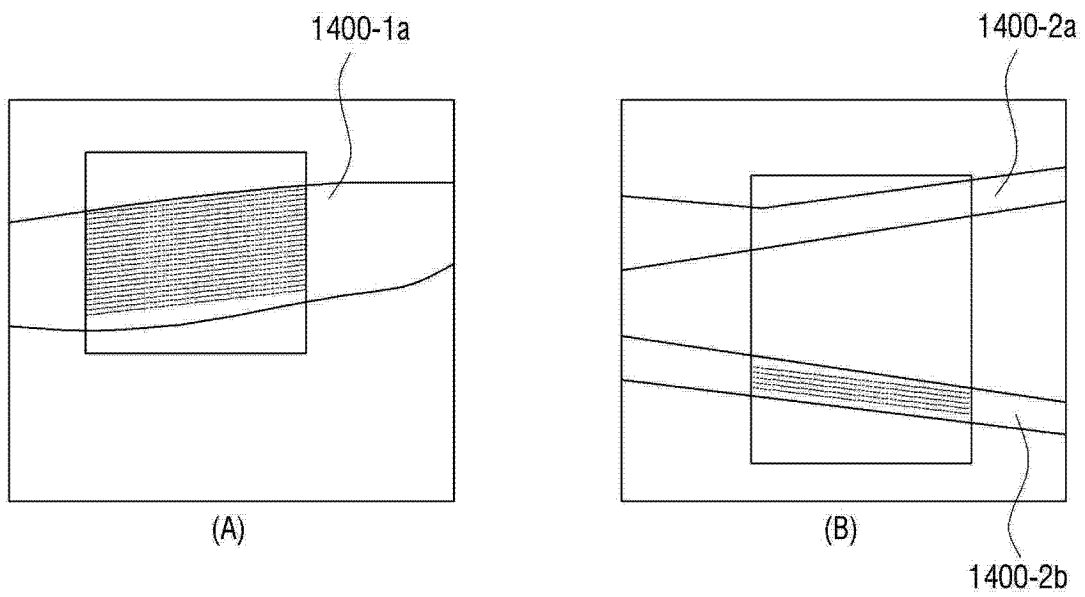


图 14

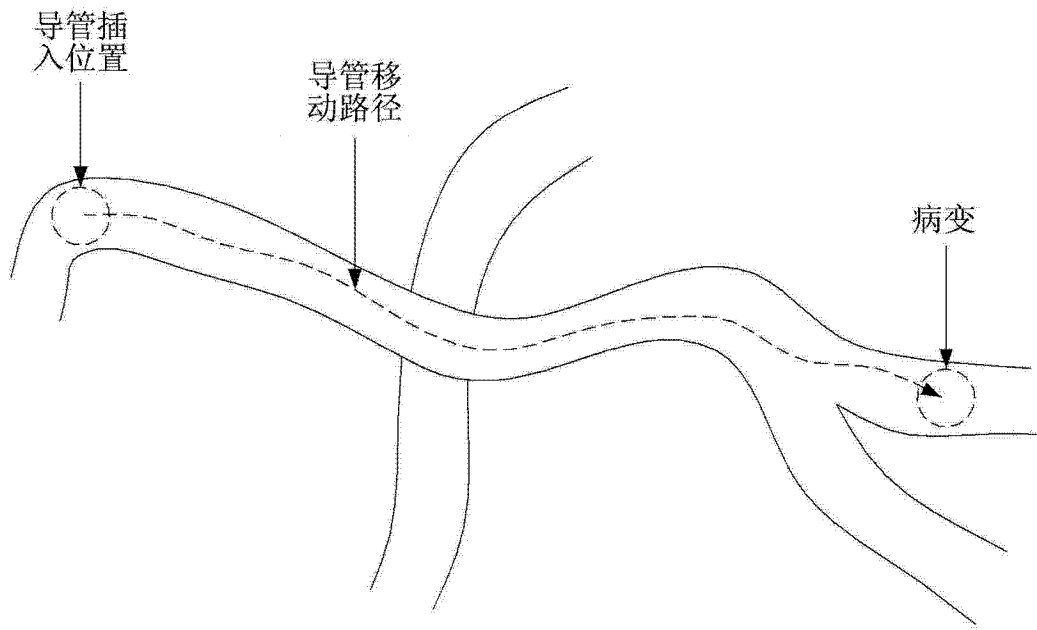


图 15

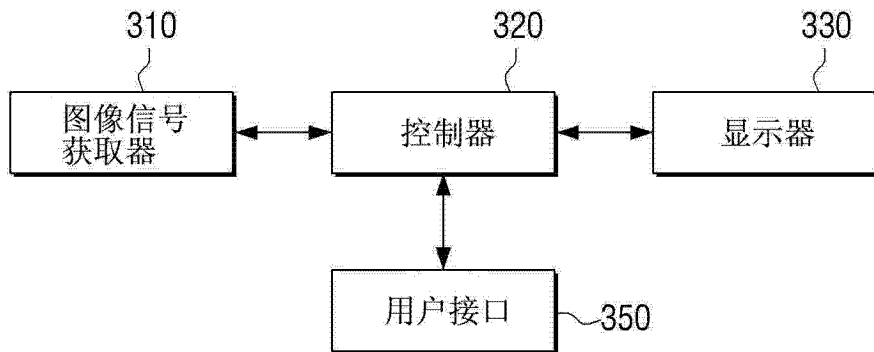
300

图 16

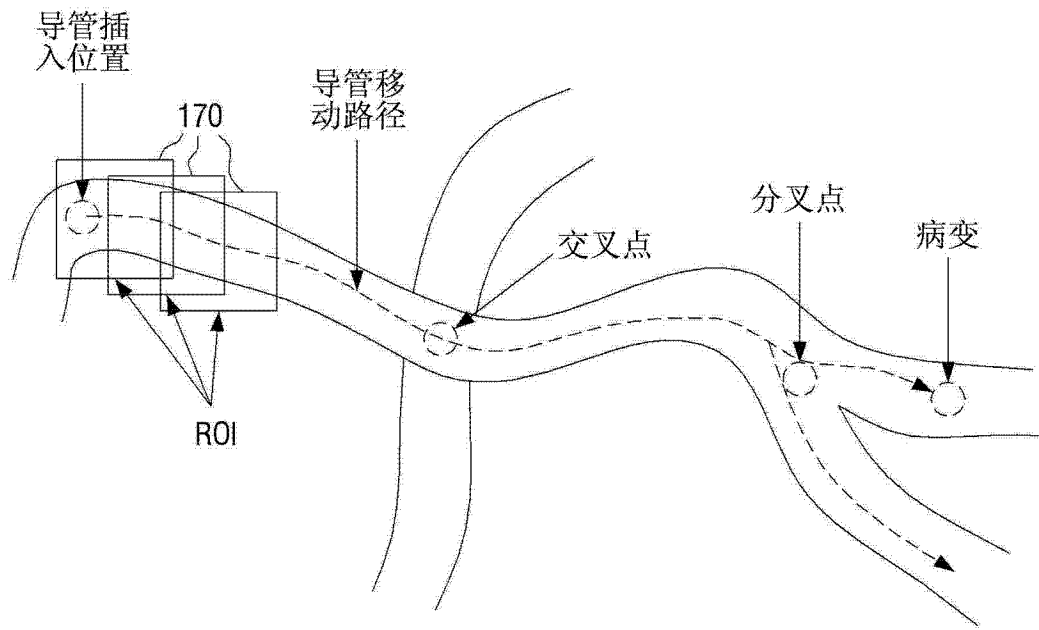


图 17

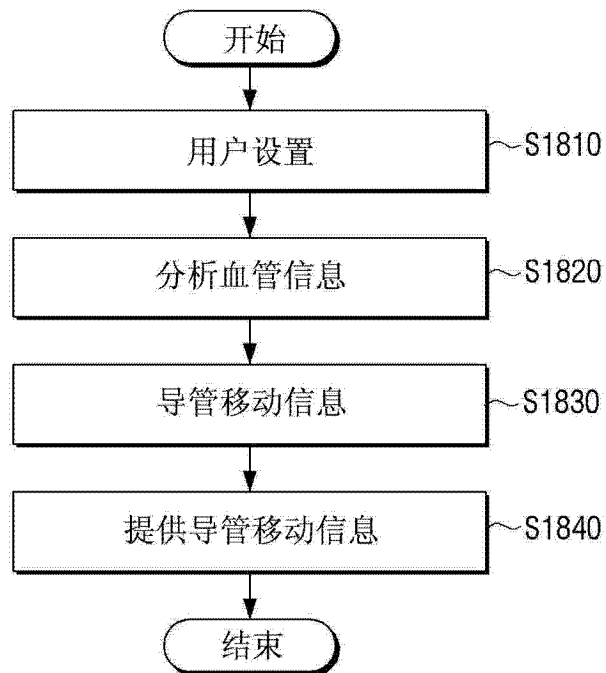


图 18

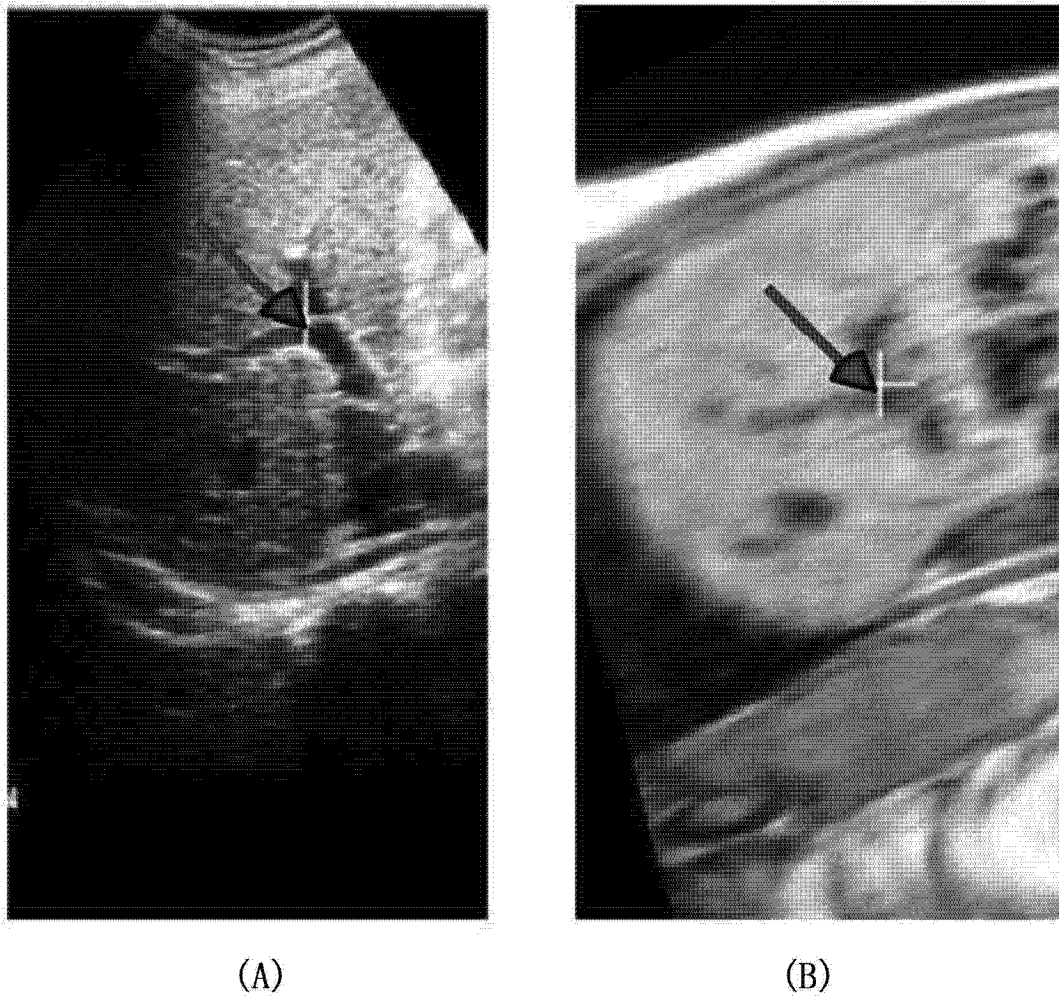


图 19

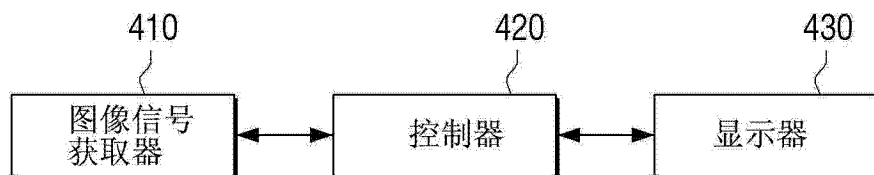
400

图 20

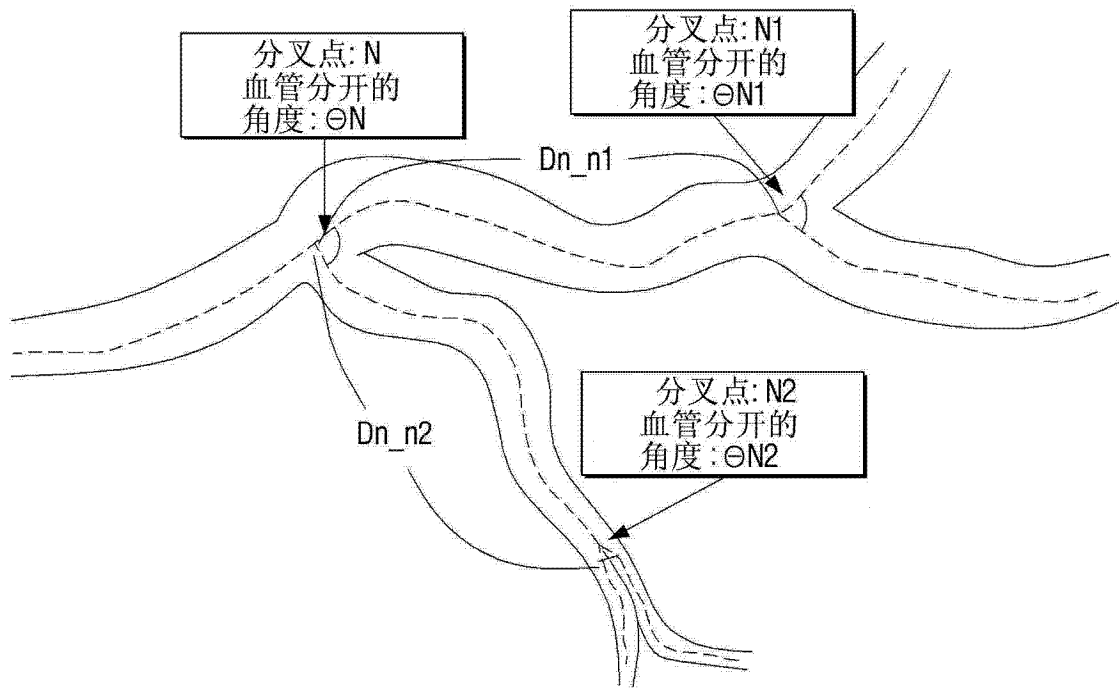


图 21

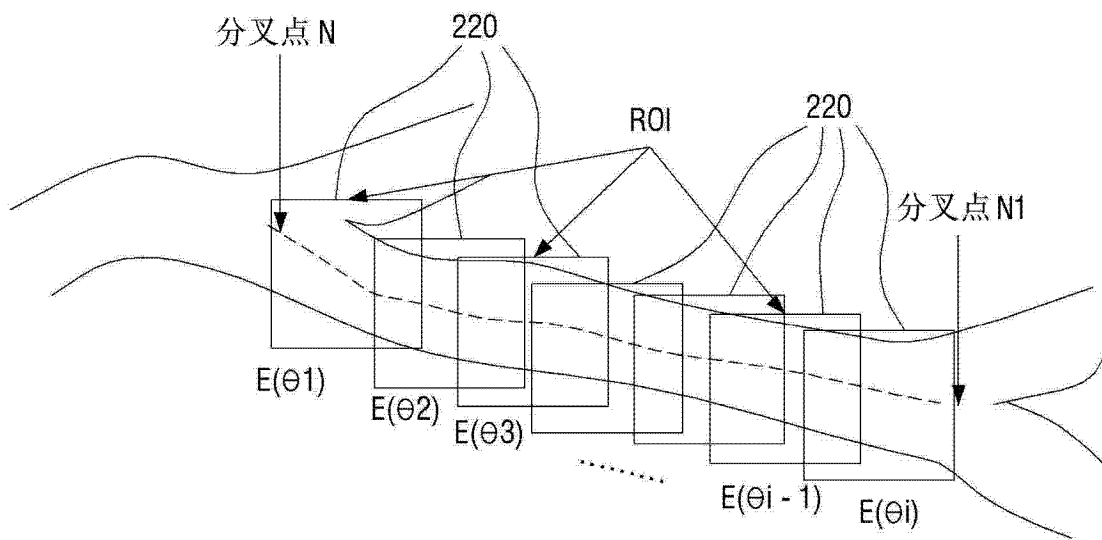


图 22

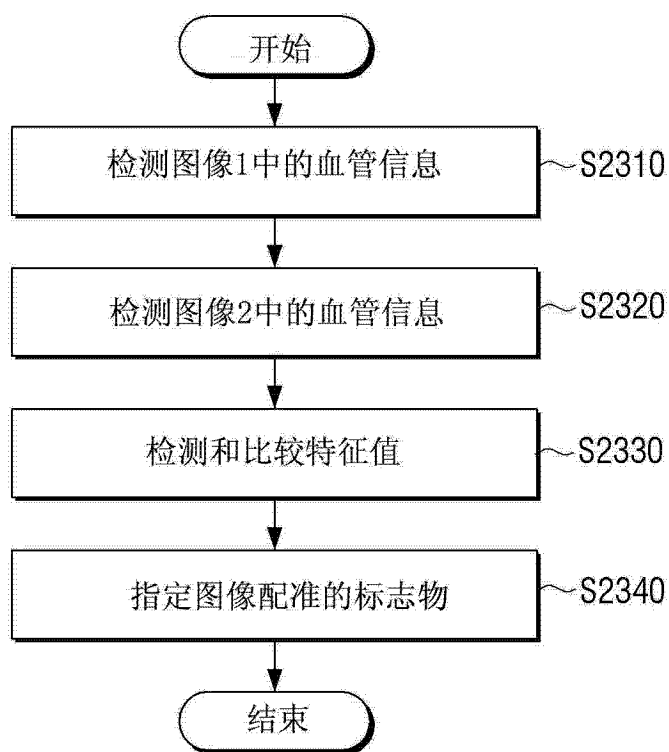


图 23

专利名称(译)	用于使用医学图像提供血管分析信息的方法和设备		
公开(公告)号	CN104706382A	公开(公告)日	2015-06-17
申请号	CN201410784433.0	申请日	2014-12-16
[标]申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	三星电子株式会社		
[标]发明人	郑尹燮 沈焕 金荣泰 林亨俊 千秉根		
发明人	郑尹燮 沈焕 金荣泰 林亨俊 千秉根		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/5269 G01S7/52063 G01S7/52065 G01S15/8984 G01S15/8988 A61B8/523 G16H50/30		
代理人(译)	胡江海		
优先权	1020130156434 2013-12-16 KR		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种用于使用医学图像提供血管分析信息的方法和设备。一种血管分析信息提供方法包括：将超声信号发射到存在血管的身体部位并感测反射的超声信号；通过使用反射的超声信号来产生颜色模式图像；基于产生的颜色模式图像的像素值确定血管的直径。

