



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103458799 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 18

(21) 申请号 201280015680. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2012. 12. 26

A61B 8/06 (2006. 01)

(30) 优先权数据

2012-001764 2012. 01. 10 JP

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 09. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/008331 2012. 12. 26

(87) PCT申请的公布数据

W02013/105197 JA 2013. 07. 18

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 田路文平 大宫淳 远间正真

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 胡建新

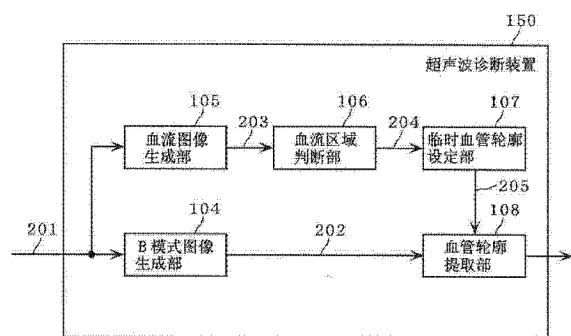
权利要求书3页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及血管检测方法

(57) 摘要

根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波来检测所述被检体的对象血管的超声波诊断装置(150),其具备:B模式图像生成部(104),根据反射超声波生成被检体的断层图像;血流图像生成部(105),根据反射超声波,生成表示断层图像上的被检体的血流区域的血流信息;血流区域判断部(106),通过对由血流图像生成部(105)生成的血流信息进行分析,从而进行血流区域是否就是与对象血管对应的血流区域的判断。



1. 一种超声波诊断装置,根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波,检测所述被检体的对象血管,该超声波诊断装置具备:

断层图像生成部,根据所述反射超声波,生成所述被检体的断层图像;

血流信息生成部,根据所述反射超声波,生成血流信息,该血流信息表示所述断层图像上的所述被检体的血流区域;以及

血流区域判断部,通过对由所述血流信息生成部生成的所述血流信息进行分析,从而进行所述血流区域是否就是与所述对象血管对应的血流区域的判断。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,将所述断层图像中的所述血流区域的位置作为所述血流信息进行分析,从而进行所述判断。

3. 如权利要求 1 或者 2 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,在与所述被检体上的、包含所述血流区域的所述断层图像所被取得的位置对应地配置了所述血流区域的情况下,将配置的所述血流区域之间的距离为阈值以下的多个血流区域合起来作为一个血流区域群来提取,并根据提取到的所述血流区域群的属性,对所述血流区域群所包含的血流区域进行所述判断。

4. 如权利要求 3 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,在提取到的所述血流区域群的属性与预先规定的所述对象血管的属性一致的情况下,判断为提取到的所述血流区域群所包含的血流区域是与所述对象血管对应的血流区域。

5. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,将如下个数、面积以及位置中的至少一个作为所述血流区域群的属性,进行所述判断,所述个数是指提取到的所述血流区域群所包含的血流区域的个数,所述面积是指所述血流区域群所包含的血流区域中面积最大的血流区域的面积,所述位置是指根据被检体上的、包含所述血流区域群的多个断层图像所被取得的范围的始端以及终端而取得的断层图像各自的血流区域的位置。

6. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,在一个所述血流区域群所包含的所述血流区域的个数为规定个数以下的情况下,对该血流区域群以外的血流区域群所包含的血流区域进行所述判断。

7. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,将所述血流区域群中的包含面积最大的血流区域的血流区域群所包含的血流区域,判断为与所述对象血管对应的血流区域。

8. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,进一步,

在与所述被检体上的、包含提取到的各个所述血流区域群的断层图像所被取得的位置对应地配置了各个所述血流区域群的情况下,在通过对第一血流区域群进行插值而形成的图形的端部与通过对第二血流区域群进行插值而形成的图形的一部分的距离为规定值以下时,将所述第一血流区域群和所述第二血流区域群合起来作为一个血流区域群来重新提取,并对重新提取到的血流区域群进行所述判断。

9. 如权利要求 5 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,进一步,

在与所述被检体上的、包含提取到的各个所述血流区域群的所述断层图像所被取得的位置对应地配置了各个所述血流区域群的情况下,在根据所述被检体上的与所述血流区域群对应的范围的始端或者终端而取得的断层图像中包含的第一血流区域在所述断层图像上的第一位置和、根据所述被检体上的所述范围的始端或者终端而取得的断层图像中包含的与所述第一血流区域不同的第二血流区域在所述断层图像上的第二位置的差为规定值以下时,并且,所述被检体上的取得了所述第一血流区域的位置与所述被检体上的取得了所述第二血流区域的位置为规定距离以下时,

将包含所述第一血流区域的所述血流区域群和包含所述第二血流区域的所述血流区域群合起来作为一个血流区域群来重新提取,并对重新提取到的血流区域群进行所述判断。

10. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,将所述断层图像中的所述血流区域的面积作为所述血流信息进行分析,从而进行所述判断。

11. 如权利要求 10 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,对取得的多个断层图像各自中的所述血流区域的面积的变动进行分析,并判断有无拍动性变动,从而进行所述判断。

12. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,将所述血流区域的所述血流的方向作为所述血流信息进行分析,从而进行所述判断。

13. 如权利要求 12 所述的超声波诊断装置,

所述血流区域判断部,

在所述血流区域的所述血流的方向与预先规定的所述对象血管的血流的方向一致的情况下,将所述血流区域判断为与所述对象血管对应的所述血流区域。

14. 如权利要求 1 至 13 的任一项所述的超声波诊断装置,

所述超声波诊断装置还具备:

显示部,显示表示所述血流区域判断部的所述判断的结果的信息;以及

修正部,根据由用户对所述显示部显示的表示所述判断的结果的信息所作出的修正请求,对所述血流区域判断部的所述判断的结果进行修正。

15. 如权利要求 1 至 14 的任一项所述的超声波诊断装置,

所述超声波诊断装置还具备:

临时血管轮廓设定部,根据由所述血流区域判断部判断的血流区域,设定临时血管轮廓;以及

血管轮廓提取部,利用由所述临时血管轮廓设定部设定的所述临时血管轮廓,在所述断层图像生成部生成的所述断层图像内,提取所述对象血管的轮廓。

16. 如权利要求 1 至 15 的任一项所述的超声波诊断装置,

所述超声波诊断装置还具备:

探头位置姿势取得部,取得表示所述超声波探头的位置或者姿势的位置姿势信息;以及

血流三维结构部,根据由所述探头位置姿势取得部取得的所述位置姿势信息和由所述血流信息生成部生成的所述血流信息,生成在三维空间上表示所述血流区域的血流三维信息,

所述血流区域判断部,通过对由所述血流三维结构部生成的所述血流三维信息进行分析,从而进行所述判断。

17. 如权利要求 1 至 16 的任一项所述的超声波诊断装置,
所述对象血管是颈动脉。

18. 一种血管检测方法,根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波,检测所述被检体的对象血管,该血管检测方法包括:

断层图像生成步骤,根据所述反射超声波,生成所述被检体的断层图像;

血流信息生成步骤,根据所述反射超声波,生成血流信息,该血流信息表示所述断层图像上的所述被检体的血流区域;以及

血流区域判断步骤,通过对在所述血流信息生成步骤生成的所述血流信息进行分析,从而进行所述血流区域是否就是与所述对象血管对应的血流区域的判断。

19. 一种程序,用于使计算机执行权利要求 18 所述的血管检测方法。

超声波诊断装置以及血管检测方法

[0001] 技术区域

[0002] 本发明涉及一种超声波诊断装置以及血管确定方法。尤其涉及根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波来确定对象血管的超声波诊断装置以及血管检测方法。

背景技术

[0003] 近年来,超声波诊断装置被用于动脉硬化以及血管疾病等的早期发现。具体是,利用超声波诊断装置测量血管壁的内膜和中膜的合计膜厚即内膜中膜复合体厚(Intima Media Thickness,以下IMT)。在判断IMT的厚度和有无斑块时,检测者手动指定(描绘)超声波图像内的血管外膜以及血管内膜的形状,并根据该描绘来进行诊断。具体而言,检测者针对B模式图像,将外膜的轮廓形状描绘成外膜轮廓线,并将内腔的边缘形状描绘成内腔轮廓线。然后,最终根据该描绘的形状,检测者进行有无斑块等的诊断(参考非专利文献1)。

[0004] 非专利文献1:Ainsworth CD,Blake CC,Tamayo A,Beletsky V,Fenster A,Spence JD,“3D ultrasound measurement of change in carotid plaque volume:a tool for rapid evaluation of new therapies.”,Stroke2005,36(9):1904-1909.

[0005] 但是,检测者必须手动指定超声波图像上的血管,因此存在有时无法正确检测出血管的问题。

发明内容

[0006] 对此,本发明提供一种能够更正确地检测出检测对象的血管的超声波诊断装置。

[0007] 本发明的一形态的超声波诊断装置,根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波,检测所述被检体的对象血管,该超声波诊断装置具备:断层图像生成部,根据所述反射超声波,生成所述被检体的断层图像;血流信息生成部,根据所述反射超声波,生成血流信息,该血流信息表示所述断层图像上的所述被检体的血流区域;血流区域判断部,通过对由所述血流信息生成部生成的所述血流信息进行分析,从而进行所述血流区域是否就是与所述对象血管对应的血流区域的判断。

[0008] 在此,这些总括性或者具体性的形态可由系统、方法、集成电路、计算机程序或者计算机可读的CD-ROM等记录介质实现,也可由系统、方法、集成电路、计算机程序以及记录介质的任意组合实现。

[0009] 本发明的超声波诊断装置能够更正确地确定出检测对象的血管。

附图说明

[0010] 图1是表示实施方式1的超声波诊断装置的概略结构的图。

[0011] 图2是表示实施方式1的超声波诊断装置的详细结构的方框图。

[0012] 图3是实施方式1的超声波诊断装置的血管轮廓的提取处理的流程图的第一个例子。

[0013] 图4中,(a)是表示血流图像的血流区域的图,以及(b)是表示血流点的图。

[0014] 图 5 中, (a) 表示在多个帧提取血流点的结果的图, (b) 是表示对血流点进行分组化的结果的图, (c) 是表示相当于被提取的对象血管的血流区域的血流组的图, 以及 (d) 是表示相当于被提取的对象血管的血流区域的血流点的图。

[0015] 图 6 是实施方式 1 的超声波诊断装置的血管轮廓提取处理的流程图的第二例。

[0016] 图 7 是表示实施方式 2 的超声波诊断装置的概略结构的方框图。

[0017] 图 8 是表示实施方式 3 的超声波诊断装置的概略结构的方框图。

[0018] 图 9 是实施方式 3 的超声波诊断装置的血管轮廓提取处理的流程图。

[0019] 图 10 是各实施方式所涉及的超声波诊断装置的外观图。

[0020] 图 11 是表示可设想出的超声波诊断装置的第一例的图。

[0021] 图 12 是表示可设想出的超声波诊断装置的第二例的图。

具体实施方式

[0022] (本发明的基础知识)

[0023] 本发明的发明者发现, “背景技术” 栏中记载的超声波诊断装置存在如下问题。

[0024] 近年来, 超声波诊断装置被用于动脉硬化以及血管疾病等的早期发现。具体是, 利用超声波诊断装置测量血管壁的内膜和中膜的合计膜厚即内膜中膜复合体厚(Intima Media Thickness, 以下 IMT)。另外, 利用超声波诊断装置判断有无因血管内腔过窄而发生的斑块。这是由于已证明随着动脉硬化的加重 IMT 增厚, 从而形成斑块。另外, 动脉硬化被认为在全身发展, 主要以浅表的颈动脉作为判断动脉硬化的程度的测量对象。在此所说的斑块是指血管内壁局部性地向血管内侧(内腔) 突起的隆起性病变。斑块具有血栓、脂肪性以及纤维性等各种各样的形态, 可造成颈动脉的狭窄以及闭塞、脑梗塞以及脑缺血。

[0025] 由超声波诊断装置进行的 IMT 测量以及斑块形状的检测, 利用血管的超声波图像进行。超声波诊断装置通过探头从被检体的表面向被检体内传送超声波, 并根据在被检体发生的反射波形成超声波图像(例如 B 模式图像)。然后, 检测者根据该超声波图像来判断有无斑块。

[0026] 在此, 当检测者判断 IMT 的厚度和有无斑块时, 检测者以手动方式指定(描绘) 超声波图像内的血管外膜以及血管内膜的形状, 并根据该描绘进行诊断(例如, 图 11 的结构)。具体是, 检测者对 B 模式图像, 作为外膜轮廓线描绘出外膜的边缘形状, 并作为内腔轮廓线描绘出内腔的边缘形状。并且, 最终根据该描绘的形状, 检测者进行有无斑块等的诊断(例如, 参照非专利文献 1)。

[0027] 但是, 根据非专利文献 1 的方法, 在取得图像后的离线状态下, 检测者必须以手动方式在超声波图像上指定出血管壁的外膜轮廓以及内腔轮廓的位置。即, 检测者在通过以往的诊断方法来检测斑块时, 要花功夫手动指定出轮廓。其结果, 检测结果因检测者而发生浮动。因此出现无法正确检测出血管的问题。

[0028] 对此, 本发明提供一种能够更正确地检测出检测对象的血管的超声波诊断装置。

[0029] 为了解决所述问题, 本发明的一形态的超声波诊断装置根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波, 检测所述被检体的对象血管, 该超声波诊断装置具备: 断层图像生成部, 根据所述反射超声波, 生成所述被检体的断层图像; 血流信息生成部, 根据所述反射超声波, 生成血流信息, 该血流信息表示所述断层图像上的所述被检体的血流区域; 血流区域

判断部,通过对由所述血流信息生成部生成的所述血流信息进行分析,从而进行所述血流区域是否就是与所述对象血管对应的血流区域的判断。

[0030] 根据该结构,超声波诊断装置能够根据与血流区域的血流信息,判断超声波图像中与对象血管对应的血流区域。超声波图像上有时存在包含与对象血管对应的血流区域在内的多个血流区域。在此情况下,能够根据血流信息,确定多个血流区域中的与对象血管对应的血流区域。因此,超声波诊断装置能够更正确地检测出检测对象的血管。

[0031] 例如,所述血流区域判断部将所述断层图像中的所述血流区域的位置作为所述血流信息进行分析,从而进行所述判断。

[0032] 根据该结构,超声波诊断装置能够根据在超声波图像中的血流区域的位置,确定出血流区域。检测者一边使超声波探头移动(扫描),一边依次取得超声波图像,因此,通过分析超声波图像中的血流区域的位置,能够在多个超声波图像中检测出与同一血管对应的血流区域。从而,能够更正确地检测出检测对象的血管。

[0033] 例如,所述血流区域判断部,在与所述被检体上的、包含所述血流区域的所述断层图像所被取得的位置对应地配置了所述血流区域的情况下,将配置的所述血流区域之间的距离为阈值以下的多个血流区域合起来作为一个血流区域群来提取,并根据提取到的所述血流区域群的属性,对所述血流区域群所包含的血流区域进行所述判断。

[0034] 根据该结构,超声波诊断装置能够将多个超声波图像各自中的、血流区域的位置为阈值以下的血流区域作为与同一血管对应的血流区域(血流区域群)进行提取。检测者一边使超声波探头移动,一边依次取得超声波图像,因此在比较近的时刻被取得的多个超声波图像中,与同一血管对应的血流区域它们的存在位置页比较近。通过根据超声波图像中的血流区域的位置来确定血流区域,能够更正确地检测出检测对象的血管。

[0035] 例如,所述血流区域判断部,在提取到的所述血流区域群的属性与预先规定的所述对象血管的属性一致的情况下,判断为提取到的所述血流区域群所包含的血流区域是与所述对象血管对应的血流区域。

[0036] 根据该结构,超声波诊断装置,在与同一血管对应的血流区域群的属性与预先规定的对象血管的属性相一致的情况下,能够将该血流区域群确定为与对象血管的血流区域对应的血流区域。

[0037] 例如,所述血流区域判断部将如下个数、面积以及位置中的至少一个作为所述血流区域群的属性,进行所述判断,所述个数是指提取到的所述血流区域群所包含的血流区域的个数,所述面积是指所述血流区域群所包含的血流区域中面积最大的血流区域的面积,所述位置是指根据被检体上的、包含所述血流区域群的多个断层图像所被取得的范围的始端以及终端而取得的断层图像各自的血流区域的位置。

[0038] 根据该结构,通过利用这些属性,能够更正确地确定 Y 字形状的血管。血流区域群所包含的血流区域中的面积最大的血流区域与 Y 字形状的分歧部对应,始端和终端分别与在超声波探头的扫描开始时和结束时取得的超声波图像对应。即,超声波诊断装置通过确定出 Y 字形状的分歧部和端部,能够更正确地确定出 Y 字形状的血管。

[0039] 例如,所述血流区域判断部,在一个所述血流区域群所包含的所述血流区域的个数为规定个数以下的情况下,对该血流区域群以外的血流区域群所包含的血流区域进行所述判断。

[0040] 根据该结构,超声波诊断装置能够将所包含的血流区域的个数少的血流区域群确定为血流噪声,并能够从血流区域的判断对象中除去被确定为血流噪声的血流区域群。从而,即使在有血流噪声等对象血管以外的血流信息的情况下,也能够正确检测出对象血管。

[0041] 例如,所述血流区域判断部,将所述血流区域群中的包含面积最大的血流区域的血流区域群所包含的血流区域,判断为与所述对象血管对应的血流区域。

[0042] 根据该结构,尤其能将具有与Y字形状的分歧部对应的部分的血管确定为对象血管。

[0043] 例如,所述血流区域判断部,进一步,在与所述被检体上的、包含提取到的各个所述血流区域群的断层图像所被取得的位置对应地配置了各个所述血流区域群的情况下,在通过对第一血流区域群进行插值而形成的图形的端部与通过对第二血流区域群进行插值而形成的图形的一部分的距离为规定值以下时,将所述第一血流区域群和所述第二血流区域群合起来作为一个血流区域群来重新提取,并对重新提取到的血流区域群进行所述判断。

[0044] 例如,所述血流区域判断部,进一步,在与所述被检体上的、包含提取到的各个所述血流区域群的所述断层图像所被取得的位置对应地配置了各个所述血流区域群的情况下,在根据所述被检体上的与所述血流区域群对应的范围的始端或者终端而取得的断层图像中包含的第一血流区域在所述断层图像上的第一位置和、根据所述被检体上的所述范围的始端或者终端而取得的断层图像中包含的与所述第一血流区域不同的第二血流区域在所述断层图像上的第二位置的差为规定值以下时,并且,所述被检体上的取得了所述第一血流区域的位置与所述被检体上的取得了所述第二血流区域的位置为规定距离以下时,将包含所述第一血流区域的所述血流区域群和包含所述第二血流区域的所述血流区域群合起来作为一个血流区域群来重新提取,并对重新提取到的血流区域群进行所述判断。

[0045] 根据该结构,超声波诊断装置能够将作为不同的血流区域群被提取的多个血流区域群合起来作为一个血流区域群,进行是否是对象血管的判断。

[0046] 例如,所述血流区域判断部,将所述断层图像中的所述血流区域的面积作为所述血流信息进行分析,从而进行所述判断。

[0047] 根据该结构,超声波诊断装置能够根据超声波图像在血流区域的面积,确定血流区域。检测者一边使超声波探头移动(扫描)一边依次取得超声波图像,因此,通过对超声波图像中的血流区域的面积进行分析,能够在多个超声波图像检测出与同一血管对应的血流区域。从而,能够更正确地检测出检测对象的血管。

[0048] 例如,所述血流区域判断部,对取得的多个断层图像各自中的所述血流区域的面积的变动进行分析,并判断有无拍动性变动,从而进行所述判断。

[0049] 根据该结构,超声波诊断装置能够将面积发生拍动性变动的动脉确定为对象血管。

[0050] 例如,所述血流区域判断部,将所述血流区域的所述血流的方向作为所述血流信息进行分析,从而进行所述判断。

[0051] 例如,所述血流区域判断部,在所述血流区域的所述血流的方向与预先规定的所述对象血管的血流的方向一致的情况下,将所述血流区域判断为与所述对象血管对应的所述血流区域。

[0052] 根据该结构,超声波诊断装置能够根据血流的方向来确定对象血管。对象血管的血流的方向或者朝向、对象血管的大体位置是历来已知的,因此,超声波诊断装置能够根据分析出的血流的方向,来确定对象血管。

[0053] 例如,所述超声波诊断装置还具备:显示部,显示表示所述血流区域判断部的所述判断的结果的信息;修正部,根据由用户对所述显示部显示的表示所述判断的结果的信息所作出的修正请求,对所述血流区域判断部的所述判断的结果进行修正。

[0054] 根据该结构,超声波诊断装置,在血流区域判断部的判断结果有误时,根据来自检测者(用户)的修正请求来修正判断结果,从而能够更正确地检测出对象血管。

[0055] 例如,所述超声波诊断装置还具备:临时血管轮廓设定部,根据由所述血流区域判断部判断的血流区域,设定临时血管轮廓;血管轮廓提取部,利用由所述临时血管轮廓设定部设定的所述临时血管轮廓,在所述断层图像生成部生成的所述断层图像内,提取所述对象血管的轮廓。

[0056] 根据该结构,超声波诊断装置能够将由血流区域判断部检测出的对象血管的血管壁的轮廓摹写到超声波图像上。

[0057] 例如,所述超声波诊断装置还具备:探头位置姿势取得部,取得表示所述超声波探头的位置或者姿势的位置姿势信息;血流三维结构部,根据由所述探头位置姿势取得部取得的所述位置姿势信息和由所述血流信息生成部生成的所述血流信息,生成在三维空间上表示所述血流区域的血流三维信息,所述血流区域判断部,通过对由所述血流三维结构部生成的所述血流三维信息进行分析,从而进行所述判断。

[0058] 根据该结构,超声波诊断装置能够根据在三维空间中的血流区域的形状,来检测出对象血管。

[0059] 例如,所述对象血管是颈动脉。

[0060] 根据该结构,超声波诊断装置能够检测出颈动脉。

[0061] 本发明的一形态的血管提取方法,根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波,检测所述被检体的对象血管,该超声波诊断方法包括:断层图像生成步骤,根据所述反射超声波,生成所述被检体的断层图像;血流信息生成步骤,根据所述反射超声波,生成血流信息,该血流信息表示所述断层图像上的所述被检体的血流区域;血流区域判断步骤,通过对在所述血流信息生成步骤生成的所述血流信息进行分析,来进行所述血流区域是否就是与所述对象血管对应的血流区域的判断。

[0062] 根据该结构,能够获得与所述超声波诊断装置相同的效果。

[0063] 在此,这些总括性或者具体性的形态可由系统、方法、集成电路、计算机程序或者计算机可读的 CD-ROM 等的记录介质实现,也可由系统、方法、集成电路、计算机程序或者记录介质的任意组合来实现。

[0064] 以下,关于实施方式,参照附图进行说明。

[0065] 另外,以下将说明的实施方式均表示总括性换言之具体性的例子。以下的实施方式中表示的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置以及连接形态、步骤、步骤的顺序等也是一个例子,并非是对本发明的限定。另外,关于在以下的实施方式的结构要素中的未被记载于表示最上位概念的独立请求项中结构要素,将其作为任意结构要素进行说明。

[0066] (实施方式 1)

[0067] 历来,出于节省手动操作的工夫和减轻检测者的负荷,以及缩短检测时间的目的,已开发出根据血流信息所存在的位置来设定临时血管壁轮廓,并将设定的临时血管壁轮廓作为初期轮廓,自动提取血管壁轮廓的方法(图 12)。但是,当存在多种多样的血流信息时,出现难以只提取作为检测对象的血管(以下,称之为对象血管)(例如颈动脉)的问题。

[0068] 例如,在测量范围内存在颈动脉以外的血管(颈静脉或者椎动脉等)的情况下,由于在该血管的位置存在血流,因此有时会误提取该血管。另外,有时还会将组织的运动等误认为血流信息(血流噪声)。如上所述,存在难以只确实提取对象血管的问题。

[0069] 以下说明本实施方式的超声波诊断装置的概略结构。图 1 是表示本实施方式的超声波诊断装置 150 的概略结构的方框图。

[0070] 图 1 所示的超声波诊断装置 150 根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波 201 来检测对象血管。在此,以检测者一边使超声波探头在被检体上直线性地移动,一边顺次取得反射超声波的情况为例进行说明。但是,超声波探头的移动并不限于直线性的移动。即,也能够适用于操作者使超声波探头曲线性地移动的情况。

[0071] 超声波诊断装置 150 具备 B 模式图像生成部 104、血流图像生成部 105、血流区域判断部 106、临时血管轮廓设定部 107 和血管轮廓提取部 108。

[0072] B 模式图像生成部 104 根据反射超声波 201 生成 B 模式图像 202。

[0073] 血流图像生成部 105 相当于血流信息生成部。血流图像生成部 105 根据反射超声波 201,生成表示有血流的区域的血流图像 203。血流图像 203 相当于血流信息。以下,作为血流信息的具体例,利用血流图像 203 进行说明,但血流信息并不限于血流图像 203。只要是表示被检体中有血流的区域的信息,血流信息可以是任何信息。

[0074] 血流区域判断部 106 根据血流图像 203,提取对象血管的血流区域 204。

[0075] 临时血管轮廓设定部 107 根据血流区域 204,设定临时血管轮廓 205。

[0076] 血管轮廓提取部 108,将临时血管轮廓 205 作为初期轮廓,利用 B 模式图像 202 来提取血管轮廓(血管的外膜轮廓) 206。具体是,例如,血管轮廓提取部 108 将临时血管轮廓 205 作为初期轮廓,在 B 模式图像 202 上进行探索处理,从而提取血管轮廓 206。

[0077] 以下,详细说明本实施方式的超声波诊断装置 150 的结构。

[0078] 图 2 是表示本实施方式的超声波诊断装置 150 的详细结构的方框图。

[0079] 图 2 所示的超声波诊断装置 150 具备控制部 102、收发部 103、B 模式图像生成部 104、血流图像生成部 105、血流区域判断部 106、临时血管轮廓设定部 107、血管轮廓提取部 108、血管轮廓图像生成部 109 和数据存放部 110。另外,探头 101 和显示部 111 在超声波诊断装置 150 的外部,并分别与超声波诊断装置 150 连接。在此,探头 101 和显示部 111 也可以在超声波诊断装置 150 的内部。另外,也可以没有探头 101 和显示部 111。

[0080] 探头 101 是具备用于收发超声波的超声波振荡器的超声波探头。探头 101 按照收发部 103 指示收发超声波。另外,探头 101 将来自被检体的反射超声波 201(超声波反射信号)作为回音信号而接收。并且,探头 101 既可以是超声波振荡器呈一维方向排列的探头,也可以是超声波振荡器被配置成矩阵状的二维阵列探头。

[0081] 控制部 102 对超声波诊断装置 150 中包含的各处理部进行控制。以下不加以特别注明,但控制部 102 对各处理部的动作进行控制。例如,控制部 102 一边控制动作定时等,

一边使各处理部执行处理。

[0082] 收发部 103 使探头 101 的超声波振荡器驱动,从而生成超声波。另外,收发部 103 接收由探头 101 从被检体接收到的反射超声波 201。

[0083] B 模式图像生成部 104 根据收发部 103 接收到的反射超声波 201,生成 B 模式图像 202。具体是,B 模式图像生成部 104 在对反射超声波 201 进行滤波处理之后,进行包络检波。并且,B 模式图像生成部 104 对通过包络检波所取得的信号进行对数变换以及增益调整,从而生成 B 模式图像 202。

[0084] 血流图像生成部 105 根据收发部 103 接收到的反射超声波 201,生成血流图像 203。在此,血流图像 203 是表示有血流的区域的图像。具体是,血流图像生成部 105 利用超声波被血流反射而产生的频率变化,检测血管内的血流的速度(血流速度)。并且,血流图像生成部 105 通过将检测出的血流速度作为颜色数据进行图形化,从而生成血流图像 203。另外,作为血流速度图形化的方法,例如有彩色多普勒法或者能量多普勒法。

[0085] 血流区域判断部 106 根据由血流图像生成部 105 生成的血流图像,提取被作为对象的血管的血流区域 204。

[0086] 另外,在此例举了血流图像生成部 105 生成血流图像 203 的情况,但并非定要生成图像。即,也可以是,血流图像生成部 105 生成表示有血流的区域的信息(血流信息),血流区域判断部 106 利用该个血流信息来提取被作为对象的血管的血流区域 204。关于该血流区域的判断方法,详情后述。

[0087] 临时血管轮廓设定部 107 根据由血流区域判断部 106 提取的血流区域 204,设定临时血管轮廓 205。并且,临时血管轮廓设定部 107 将表示设定的临时血管轮廓 205 的临时血管轮廓信息发送到血管轮廓提取部 108。

[0088] 血管轮廓提取部 108 在将临时血管轮廓信息所表示的临时血管轮廓 205 设定在 B 模式图像 202 的基础上,将该临时血管轮廓 205 用作初期轮廓,从 B 模式图像 202 中提取表示更详细的血管轮廓 206 的信息。在此,血管轮廓提取部 108 提取相当于血管的外膜的轮廓(外膜轮廓)的轮廓。

[0089] 另外,在本实施方式中例举了血管轮廓提取部 108 通过提取外膜轮廓,而从 B 模式图像进行提取的方式。但也可以是,在将临时血管轮廓信息设定在血流图像 203 的基础上,从血流图像 203 提取内腔轮廓。另外,还可以通过进行这两者来提取外膜轮廓和内腔轮廓。

[0090] 血管轮廓图像生成部 109 以将表示由血管轮廓提取部 108 提取的血管轮廓的信息重叠在 B 模式图像 202 的形式进行合成,从而生成血管轮廓图像。

[0091] 数据存放部 110 存放由 B 模式图像生成部 104 生成的 B 模式图像 202、由血流图像生成部 105 生成的血流图像 203 和由血管轮廓提取部 108 生成的血管轮廓 206。

[0092] 显示部 111 显示 B 模式图像 202、血流图像 203 或者血管轮廓 206,或者这些的数据等。显示部 111 是 LCD (Liquid crystal display,液晶显示器)等的显示装置。另外,本实施方式以能够更正确地求出作为对象的血管的轮廓的轮廓提取方法作为特征。因此,超声波诊断装置 150 是否具备血管轮廓图像生成部 109 以及数据存放部 110 是任意的。

[0093] 图 3 是本实施方式的超声波诊断装置 150 的血管轮廓 206 提取处理的流程图的第一例。

[0094] 首先,在步骤 S201,在 B 模式图像生成部 104 生成 B 模式图像 202 的同时,血流图

像生成部 105 生成血流图像 203。具体是,收发部 103 通过探头 101 向被检体发出超声波,并通过探头 101 接收反射超声波 201。B 模式图像生成部 104 以及血流图像生成部 105 通过对收发部 103 接收到的数据进行处理,生成 B 模式图像 202 以及血流图像 203,并将生成的 B 模式图像 202 以及血流图像 203 存放在数据存放部 110。另外,可以按时序连续进行 B 模式图像的生成和血流图像的生成(以下,方便起见将 B 模式图像以及血流图像的一个生成单位成为帧)。

[0095] 其次,在步骤 S202,血流区域判断部 106 对血流图像 203 进行分析,提取对象血管的血流区域 204。以下,就该程序进行说明。

[0096] 在本实施方式中,血流区域判断部 106 首先提取面积比预先规定的值大的血流区域。血流图像 203 中有时会有在生成血流图像 203 的过程中可能被误判断为血流区域的小区域(小面积的区域)。因而,通过进行以上的处理,能够从血流图像 203 中有效率地剔除颈动脉以外的血流区域。并且,血流区域判断部 106 算出表示血流区域的重心位置的坐标,并以此作为表示该血流区域的代表点(以下,称之为血流点)。至此为提取某帧的血流点的处理。另外,有时会连一个血流点都提取不到,或者有时会提取到多个。另外,在此以血流区域的重心位置作为代表点,也可以以表示血流区域范围的最大坐标值和最小坐标值的中央值的点作为代表点。并且,作为各血流点的信息,也可以算出表示血流区域的面积的值,以此取代表点的坐标。另外,可以并用这些值。

[0097] 以下根据用图 4 来说明从血流图像提取血流点的处理。图 4 (a)是表示血流图像的血流区域 401 以及 402 的图。图 4 (b)是表示分别与血流区域 401 以及 402 对应的血流点 411 以及 412 的图。在此,以各血流区域的重心的位置作为血流点。

[0098] 然后,血流区域判断部 106 对血流点进行分组。血流点的分组意在将具有相同特征的血流点作为具有相同标签的组。在此,标签是用于识别组的指标,只要能够单义识别出组,可以是名称、数字、颜色等任何形式的指标。在本实施方式中,血流区域判断部 106 对某帧的血流点,通过在该帧前后的多个帧中,对帧内的血流位置相近的血流点赋予相同数字(以下,称之为血流组号码),来实现分组。在此,被分组的血流点的集合,也称之为血流组。

[0099] 具体是,血流区域判断部 106,在以某帧中的某血流点作为注目血流点的情况下,着眼于该帧之前的且是在从取得该帧的时刻开始 1 秒以内取得的帧。如果在着眼的帧内存在与注目血流点的坐标值距离为 10mm 以内的血流点的话,血流区域判断部 106 就将与该之前的血流点的血流组号码相同的号码赋予注目血流点。另外,如果所述范围内不存在血流点的话,血流区域判断部 106 就对关注血流点就赋予尚未使用过的新的血流组号码。血流区域判断部 106 通过对取得的所有帧重复进行该处理,能够对提取到的所有血流点赋予血流组号码。通过这样,血流区域判断部 106 能够对所有的血流点进行分组。另外,以上虽给出了“1 秒”或者“10mm”等的具体数值,但这仅为例示,还可分别采用其他时间、其他长度。

[0100] 然后,血流区域判断部 106 对血流点进行分析,提取相当于对象血管血流区域的血流点。在本实施方式中,以血流组为单位进行分析以及提取。在此所说的分析例如是图形匹配。例如,已知从颈总动脉到颈内动脉以及颈外动脉的颈动脉的形状特征是具有分歧部的 Y 字型。血流区域判断部 106 提取符合该形状特征的血流组。属于由血流区域判断部 106 提取的血流组的血流点,相当于对象血管的血流区域 204。

[0101] 图 5 是以纵轴和横轴分别作为各帧的纵轴以及横轴,并以进深方向的轴作为帧的

前后方向(以下,称之为帧方向)的轴的示意性立体说明图。

[0102] 图 5 (a) 表示血流区域判断部 106 在各帧提取血流点的结果。在图 5 (a) 中,在被配置在最前面的帧中,提取了 3 个血流点 501、502 以及 503。在这一时点,尚不知哪个血流点是相当于对象血管的血流点。

[0103] 图 5 (b) 是在帧方向上对由流区域判断部 106 以图 5 (a) 的方式提取到的血流点进行分组的例子。图 5(b) 所示的各圆柱表示具有相同血流组号码的血流点的集合,相当于血流组。图 5 (b) 中存在 4 个血流组 511、512、513 以及 514。血流区域判断部 106,在以颈动脉作为对象血管的情况下,例如以具有 Y 字型特征的图形作为参考图形,执行图形匹配。通过该图形匹配处理,从图 5 (a) 所示的 4 个血流组中,能够选出与参考图形具有相同特征的血流组 511、512 以及 514 (图 5 (c))。其结果,血流区域判断部 106 能够属于血流组 511、512 以及 514 的血流点,以作为对象血管血流区域提取。

[0104] 图 5 (d) 表示作为对象血流区域提取了血流点 501 以及 502 的情况。在图 5 (a) 中由血流区域判断部 106 提取的血流点 503 因属于血流组 513,因此不是对象血管,已被恰当剔除。

[0105] 另外,在此举出了血流区域判断部 106 采用图形匹配技术的例子,此外还可以采用以学习对象血管的特征的机械学习为基础的提取方式。另外,血流区域判断部 106 不仅是利用根据各组的位置关系而形成的形状特征,还可以利用血流面积等的信息。例如,在颈动脉的分歧部有血流区域面积会变得非常大的倾向。因此,血流区域判断部 106 在多个组分别求出血流区域的面积成为最大的血流点之后,可以将多个组中的具有最大血流面积的组视为包含分歧部的区域来提取。并且,血流区域判断部 106 在提取包含分歧部的血流组之后,可以根据与该血流组的位置关系,进一步提取多个血流组。由此,先决定出成为基准的血流组,从而能够更有效率地提取对象血流组。

[0106] 作为其他的例子,血流区域判断部 106 可以利用血流面积,以拍动式的面积变化作为特征,提取对象血管的血流组。一般而言,动脉的血管径变化较大,因此具有血流面积的变化大的特征。血流区域判断部 106,在意图区别动脉和静脉的情况下,通过利用该特征,能够更适当地提取对象血管。

[0107] 另外,血流区域判断部 106,在进行图形匹配等的处理之前,可以对血流组本身进行分析。例如,血流噪声在帧方向上被间歇性地描绘出的情况居多,因此有时会分出血流点数少的个别组。因此,在血流组中,如果属于该组的血流点比阈值少的话,将该血流组视为有血流噪声,接下来可将其排除在分析对象之外。由此,无需进行多余的信息处理,从而能够更有效率地提取对象血流组。

[0108] 返回图 3,接下来在步骤 S203 中,临时血管轮廓设定部 107 根据在步骤 S202 提取到的对象血管的血流区域 204,设定临时血管轮廓 205。血管轮廓被设想为存在于所提取到的对象血流区域周边,因此在对象血管的血流区域 204 的位置设定临时的血管轮廓。在本实施方式中,设想用探头以描绘出血管被切成圆形的像的方式进行扫描而取得了圆形的血管像,并将临时血管轮廓设定为圆形。

[0109] 首先,临时血管轮廓设定部 107,在各帧判断是否有相当于对象血流区域的血流点。如果有相当于对象血流区域的血流点,临时血管轮廓设定部 107 就将以该血流点为中心的圆作为临时血管轮廓。此时,优选是,临时血管轮廓设定部 107 以使作为临时血管轮廓

的圆包含对象血流区域的方式,决定圆的半径。另外,临时血管轮廓设定部 107 也可以根据被作为对象的血管的半径的统计平均值来决定圆的半径。

[0110] 在步骤 S204 中,血管轮廓提取部 108 根据在步骤 S203 设定的临时血管轮廓 205,从 B 模式图像 202 提取血管轮廓 206。在本实施方式中,血管轮廓提取部 108 将临时血管轮廓用作初期轮廓,并将通过对 B 模式图像 202 进行动态轮廓探索处理(Snakes 等)的结果所获得的轮廓,决定为血管轮廓 206。在此,动态轮廓探索处理是指通过进行能量最小化处理来使初期轮廓的轮廓点移动,从而提取轮廓的处理。Snakes 运算法中,例如使由下述(式 1)、(式 2)以及(式 3)定义的能源 E_{snakes} 最小化,从而决定轮廓。

$$[0111] \quad E_{snakes} = \alpha E_{int} + \beta E_{image} \quad (\text{式 1})$$

$$[0112] \quad E_{int} = (w_1 |v_s|^2 + w_2 |v_{ss}|^2) / 2 \quad (\text{式 2})$$

$$[0113] \quad E_{image} = -(G_\sigma * \nabla^2 I)^2 \quad (\text{式 3})$$

[0114] 在此, E_{int} 是轮廓线的内部变形能量, E_{image} 是表示轮廓线和图像的适合度的图像能量。 v 是轮廓线的参数表现, v_s 是 v 的 1 级微分层, v_{ss} 表示 v 的 2 级微分。 α 、 β 、 w_1 、 w_2 是表示权重的定数。 G_σ 是高斯滤波器, Δ^2 是拉普拉斯滤波器、“*”是卷积(Convolution)的运算符, I 是图像的亮度值。更具体是,Snakes 运算法将轮廓表现为使该轮廓线离散化的轮廓点,并按每个轮廓点决定使能源 E_{snakes} 最小化的点。例如,通过设定成 $\alpha = 0.8$ 、 $\beta = 0.2$,能够在保持原来的圆形的同时探索轮廓。

[0115] 步骤 S205 中,血管轮廓图像生成部 109 通过将表示血管轮廓的信息重叠在 B 模式图像上,从而生成血管轮廓图像。

[0116] 在步骤 S206 中,显示部 111 下述生成的图像。

[0117] 另外,是否采用如上所述的步骤 S205 (血管轮廓图像生成步骤)以及步骤 S206 (下述步骤)是任意的。

[0118] 图 6 是本实施方式的超声波诊断装置 150 的血管轮廓 206 提取处理的流程图的第二例。超声波诊断装置 150 如图 6 所示,可以只进行步骤 S201 至 S204 的处理。

[0119] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置 150 从血流区域的分布求出对象血管的血流区域,并根据该血流区域提取对象血管的轮廓。由此,超声波诊断装置 150 能够更稳定、更正确地获得轮廓位置信息。其结果,超声波诊断装置 150 能够正确地摹写出提取对象的血管壁的轮廓。

[0120] (实施方式 2)

[0121] 在本实施方式中,将说明通过利用表示探头的位置或者姿势的信息,能够更正确地提取对象血管的形状的超声波诊断装置的例子。

[0122] 图 7 是表示本实施方式的超声波诊断装置 151 的概略结构的方框图。在此,对于图 7 中的与图 2 相同的结构要素采用相同的符号,并省略说明。

[0123] 图 7 所示的超声波诊断装置 151 除了图 2 所示的超声波诊断装置 150 的结构之外,还具备探头位置姿势取得部 112 和血流三维结构部 113。

[0124] 探头位置姿势取得部 112 取得表示探头 101 的位置或者姿势的位置姿势信息。

[0125] 血流三维结构部 113 根据探头 101 的位置姿势信息和血流图像 203,生成在三维空间上表现血流信息的血流三维信息。

[0126] 在实施方式 1 的超声波诊断装置 150 中,通过对血流点的形状特征进行分析,确定了相当于对象血管的血流区域。在使探头不规则地移动扫描血管的情况下,探头的不规则的运动有时会与愿相违地被反映在血流点的形状特征中。尤其是在血管的延伸方向上,探头的不规则运动所造成的影响大。例如,在以描绘出颈总动脉至颈内动脉以及颈外动脉的方式使探头沿着血管的延伸方向移动之后使探头反转,并使探头从颈内动脉以及颈外动脉朝向颈总动脉移动的情况下,成为连接 2 个 Y 字的形状。即,提取到的血流点的形状并不是正确表示颈动脉形状的 Y 字型。如上所述,从反映了探头运动的形状,难以捕捉作为颈动脉的形状特征,从而无法正确提取对象血管。

[0127] 在此,本实施方式的超声波诊断装置 151 为了除去探头运动的影响,而取得探头的位置姿势信息。然后,根据所取得的位置姿势信息生成血流三维信息。并且,根据生成的血流信息,进行与实施方式 1 相同的血流分析。

[0128] 根据所述结构,接收在探头运动不规则的情况下,也能够使对象血管的血流不易受到血流信息以外的影响。从而,能够更正确地获得提取对象的血管的位置。

[0129] (实施方式 3)

[0130] 在本实施方式中,对所述实施方式 1 的变形例进行说明。

[0131] 图 8 是表示本实施方式的超声波诊断装置 152 的结构方框图。另外,在图 8 中,对与图 2 相同的结构要素赋予相同的符号,并省略说明。

[0132] 图 8 所示的超声波诊断装置 152 除了图 2 所示的超声波诊断装置 150 的结构之外,还具备用户指定输入部 121 和修正部 122。

[0133] 用户指定输入部 121 受理用户作出的修正请求。

[0134] 修正部 122 根据由用户指定输入部 121 接受的修正请求,对血流区域判断部 106 的血流区域判断结果进行修正。

[0135] 图 9 是本实施方式的超声波诊断装置 152 的血管轮廓提取处理的流程图。

[0136] 超声波诊断装置 152 与实施方式 1 同样,执行从步骤 S201 到步骤 S206 的处理。

[0137] 然后,在步骤 S211 中,用户指定输入部 121 接受用户作出的修正请求。

[0138] 然后,在步骤 S222 中,修正部 122 根据由用户指定输入部 121 接受的修正请求,度血流区域判断部 106 的血流区域判断结果进行修正。

[0139] 在实施方式 1 中,通过对血流点的形状特征进行分析,确定了相当于对象血管的血流区域,但是存在着,如果分析结果有误就无法正确提取对象血管的问题。例如,在颈静脉的血流被误确定为对象血流的情况下,将会提取颈静脉的血管壁。因此,在分析有误的情况下无法正确提取对象血管。

[0140] 因此,为了在分析有误的情况下也正确提取对象血管,通过设置用于输入用户作出的修正指示的手段,并根据被输入的修正指示来修正血流区域判断结果。并且,根据被修正的血流区域判断结果,与实施方式 1 同样设定临时血管轮廓、提取血管轮廓,以及生成血管轮廓图像。

[0141] 用户作出的修正指示,例如以所述血流组为单位,通过血流组的选择指示或者选择解除指示来进行。即,在错误的血流组被选为对象血流区域的情况下,通过进行选择解除

指示,在对象血流区域修正部修正所述对象血流区域,以从对象血流区域中除去该血流组。另外,通过对未被选为对象血流区域的血流组进行选择指示,在对象血流区域修正部修正所述对象血流区,以作为对象血流区域提取该血流组。

[0142] 另外,在所述对象血流区域修正部的对象血流区域修正,亦可由不按血流组单位进行。

[0143] 根据所述结构,接收在血流图像分析困难而对对象血流区域的提取有误的下,也能够修正错误。因此,能够反映用户的判断,更正确地提取出提取对象的血管。

[0144] 以上,关于各实施方式的超声波诊断装置进行了说明。各实施方式超声波诊断装置的外观例如如图 10 所示。

[0145] 另外,本发明并不限于各实施方式。例如,各实施方式的超声波诊断装置中包含的处理部的一部分或者全部也可以被包含在探头 101 中。

[0146] 另外,在各实施方式中,以作为 B 模式图像以及血流图像使用与延伸方向垂直的血管断面即短轴像的情况为例进行了说明,但本发明也能够应用于使用与延伸方向平行的血管断面即长轴像的情况。在此情况下,临时血管轮廓设定部 107 决定四角形状的临时血管轮廓。在此所说的四角形状是指长方形、平行四边形以及略四角形状。

[0147] 另外,典型的是,各实施方式的超声波诊断装置中包含的各处理部由作为集成电路的 LSI 实现。可对这些处理部分别进行单片化,也可以以包含其一部或者全部的方式进行片化做。

[0148] 另外,集成电路化并不限于 LSI,也可以通过专用电路或者通用处理器实现。还可以利用在制造 LSI 之后能够编程的 FPGA (Field Programmable Gate Array) 或者能够对 LSI 内部的电路单元的连接已经设定进行重建的可重建处理器。

[0149] 另外,也可以通过由 CPU 等的处理器执行程序来实现各实施方式的超声波诊断装置的功能的一部分或者全部。

[0150] 并且,本发明即可以是所述程序,还可以是记录有所述程序的、计算机可读取的非临时性记录介质。另外,所述程序当然能够通过互联网或传输介质流通。

[0151] 另外,可以对各实施方式的超声波诊断装置及其变形例的功能的至少一部分进行组合。

[0152] 另外,以上所采用的数字全都是为了具体说明本发明的例子,并不表示本发明限定于这些数字。

[0153] 另外,方框图的功能块分割也是一例,也可以将多个功能块作为一个功能块来实现,或者将一个功能块分割成多个功能块,以及将一部分功能转移到其他功能块。另外,可通过硬件或者软件以并列或者分时方式来处理具有类似功能的多个功能块的功能。

[0154] 另外,执行所述步骤的顺序是为了具体说明本发明的例子,也可以是其他顺序。另外,所述步骤的一部分可以与其他步骤同时(并列)进行。

[0155] 并且,只要不脱离本发明的主旨,本领域技术人员将其想到的范围内对本实施方式变更而成的各种变形例也属于本发明。

[0156] 本发明的超声波诊断装置具有正确获得血管壁形状的手段,因此能用于动脉硬化的诊断。

[0157] 符号说明

- [0158] 101 探头
- [0159] 102 控制部
- [0160] 103 收发部
- [0161] 104B 模式图像生成部
- [0162] 105 血流图像生成部
- [0163] 106 血流区域判断部
- [0164] 107 临时血管轮廓设定部
- [0165] 108 血管轮廓提取部
- [0166] 109 血管轮廓图像生成部
- [0167] 110 数据存放部
- [0168] 111 显示部
- [0169] 112 探头位置姿势取得部
- [0170] 113 血流三维结构部
- [0171] 150、151、152 超声波诊断装置
- [0172] 201 反射超声波
- [0173] 202B 模式图像
- [0174] 203 血流图像
- [0175] 204 血流区域
- [0176] 205 临时血管轮廓
- [0177] 206 血管轮廓
- [0178] 401、402 血流区域
- [0179] 411、412、501、502、503 血流点
- [0180] 511、512、513、514 血流小组

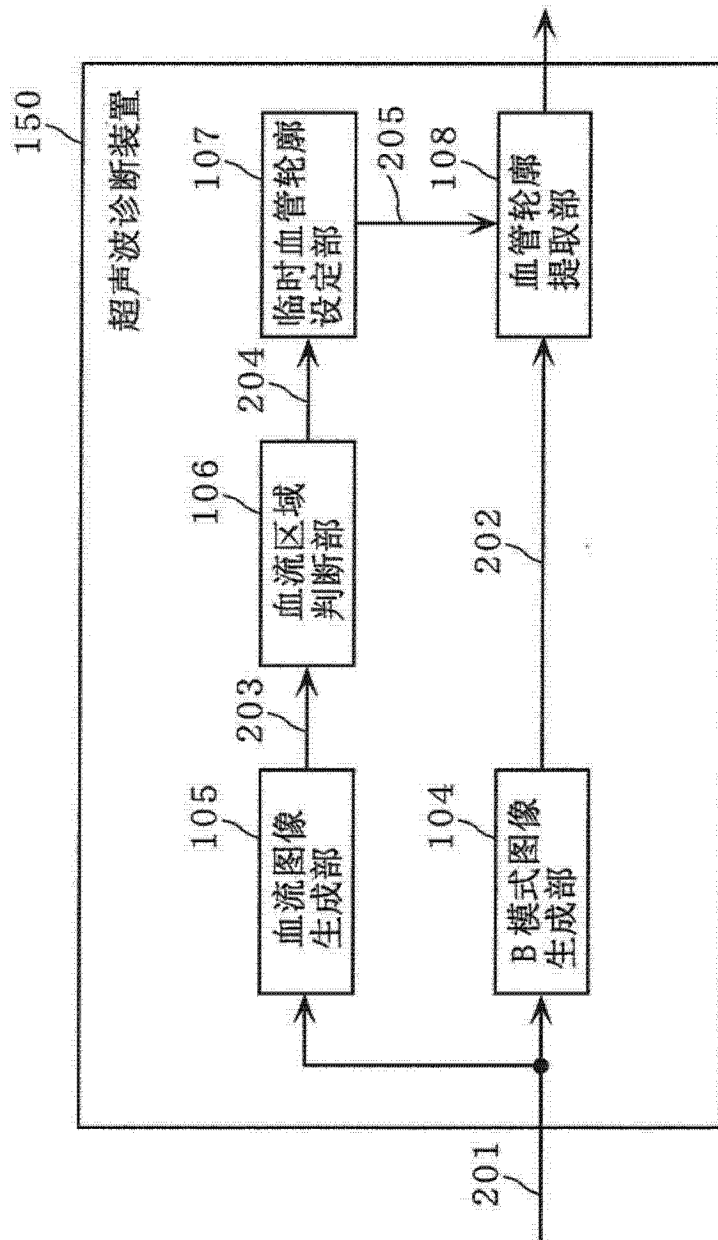


图 1

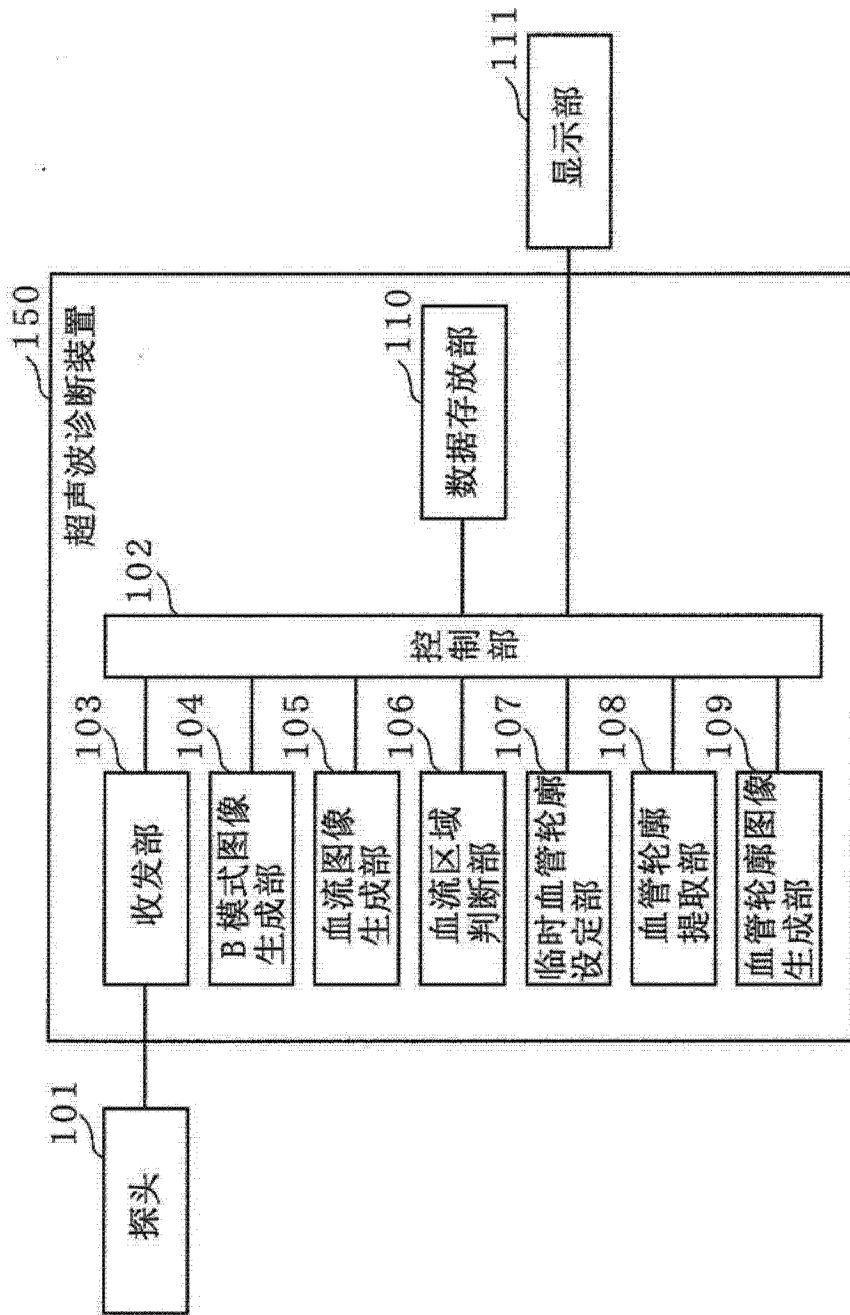


图 2

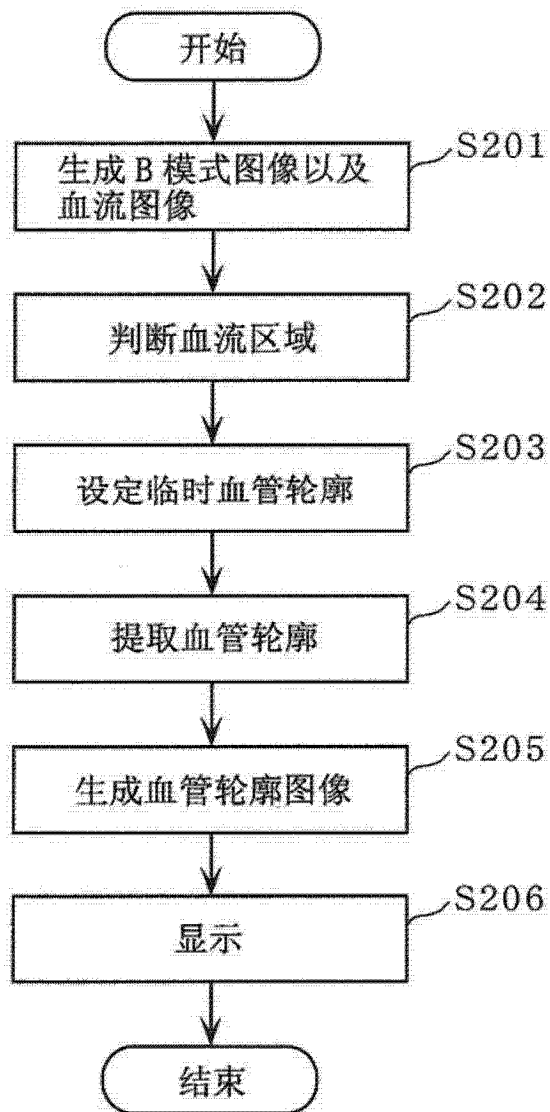
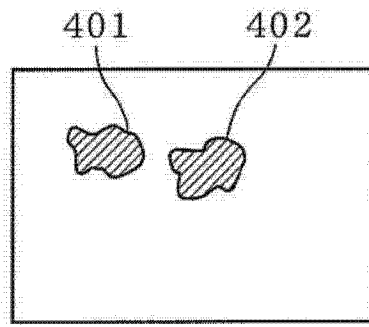
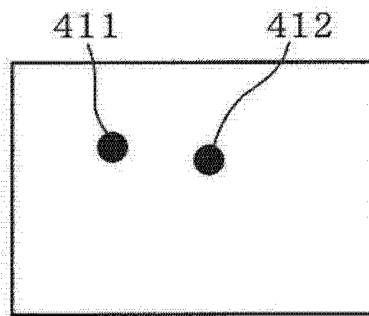


图 3

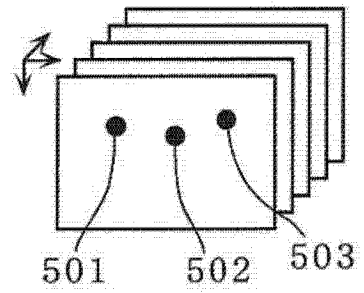


(a)

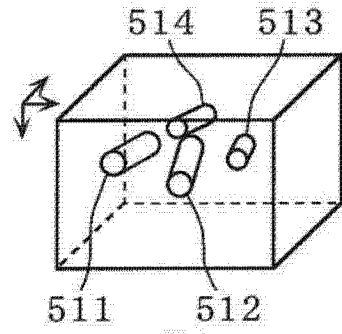


(b)

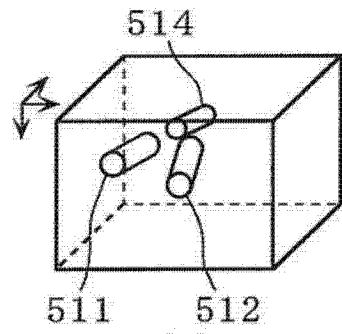
图 4



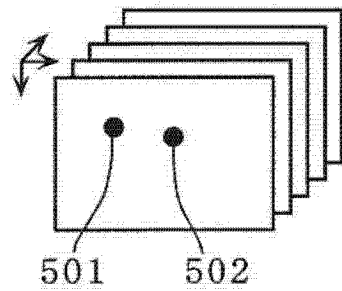
(a)



(b)



(c)



(d)

图 5

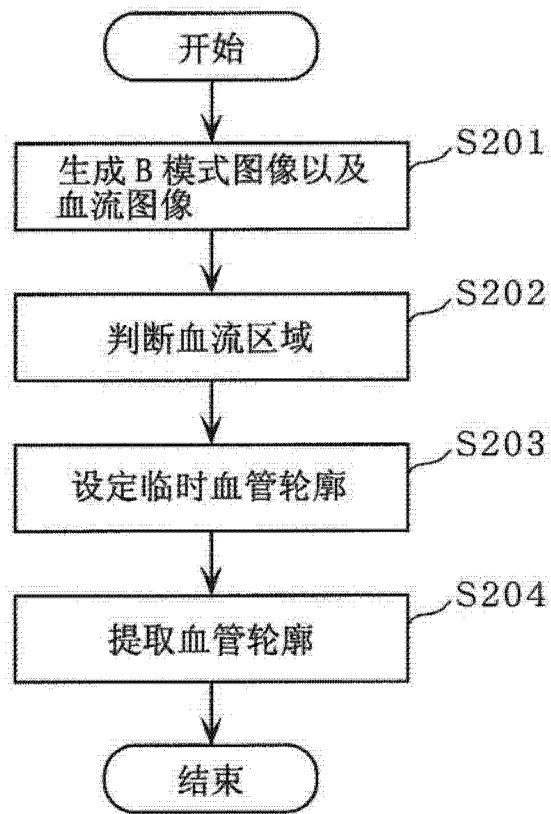


图 6

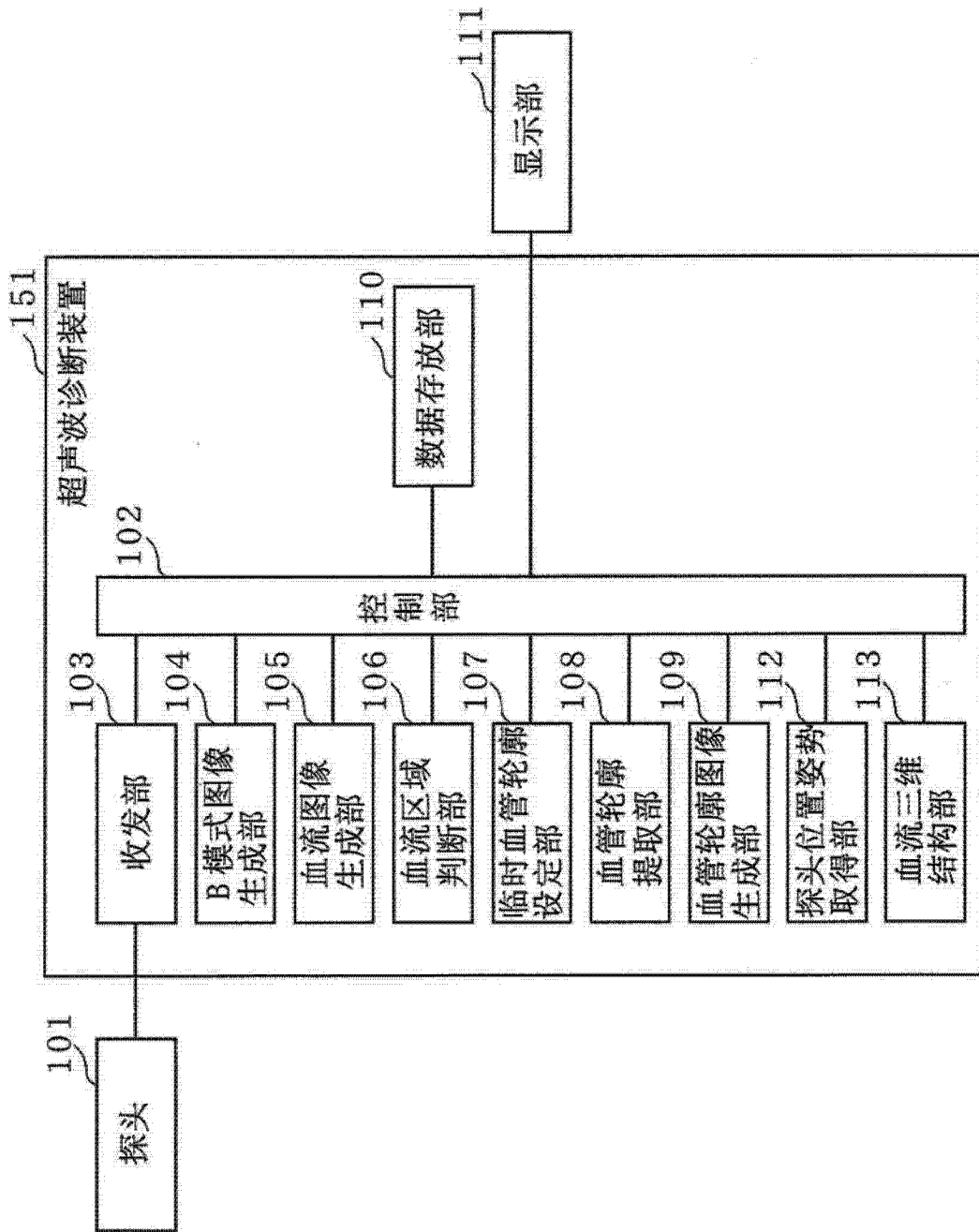


图 7

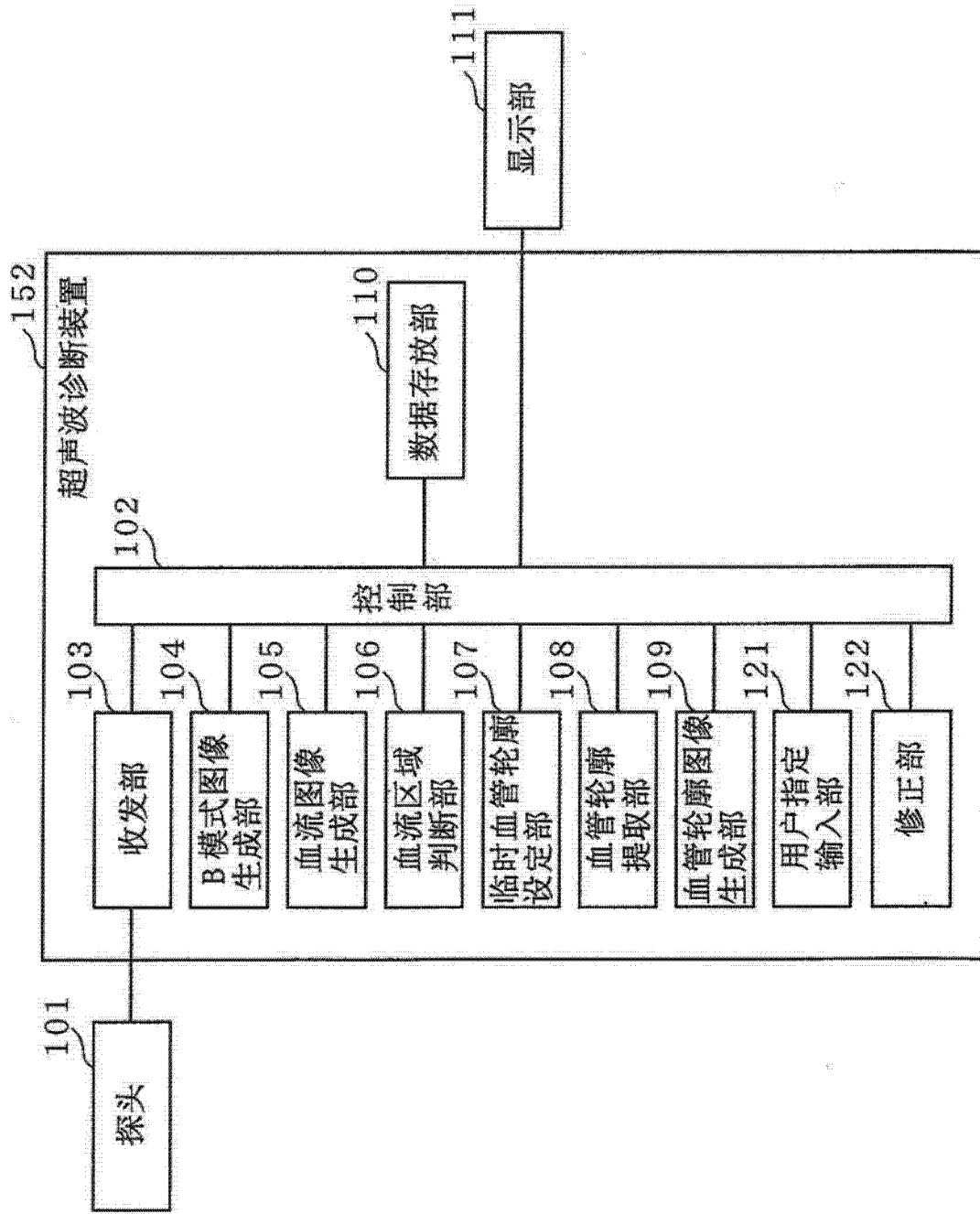


图 8

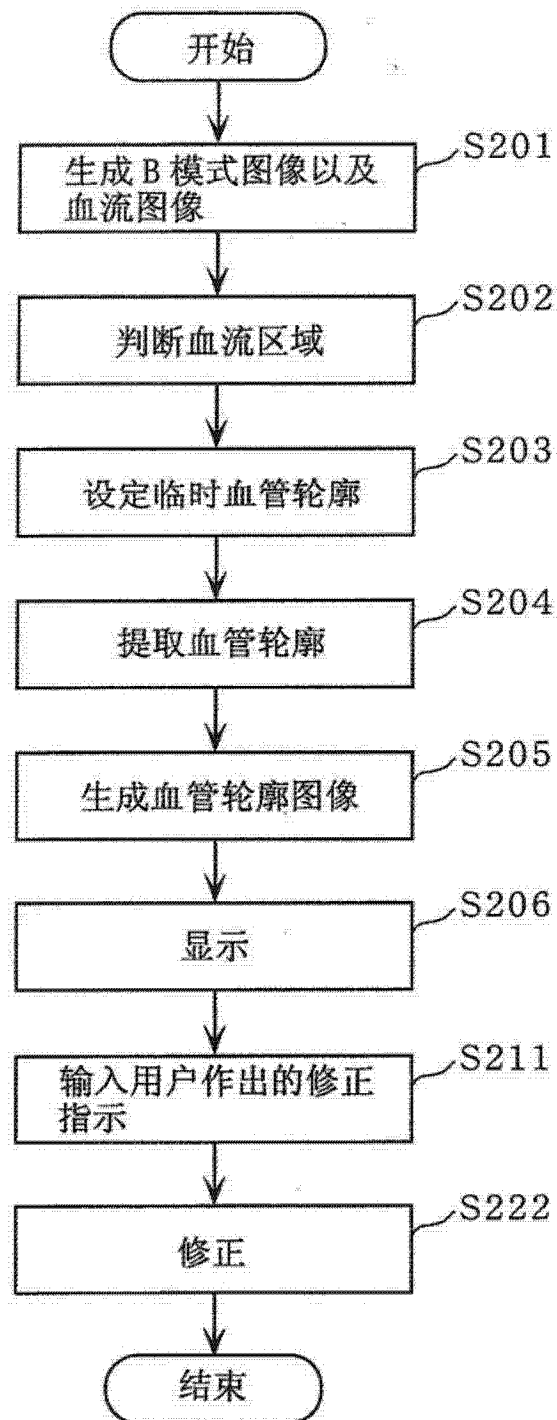


图 9

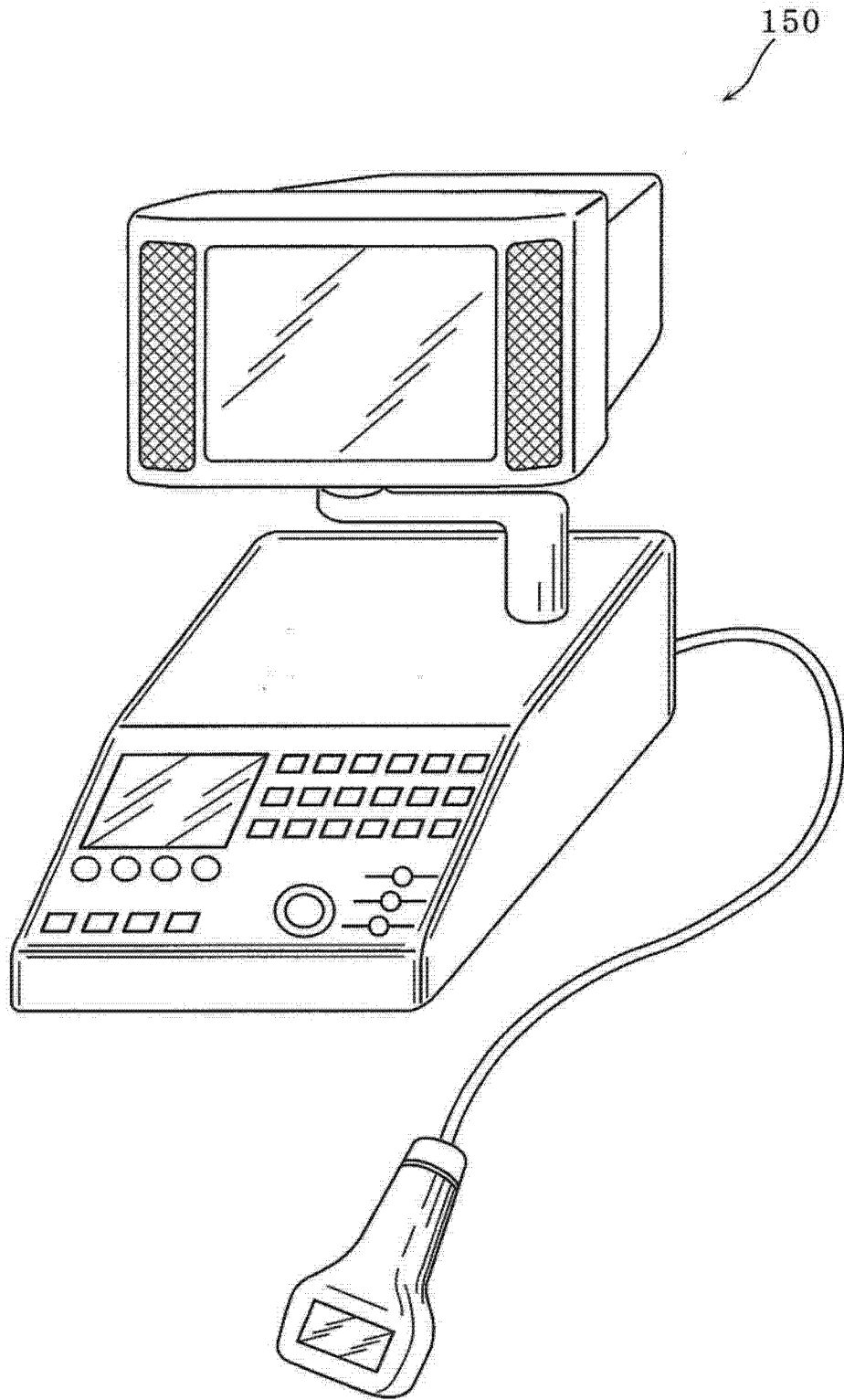


图 10

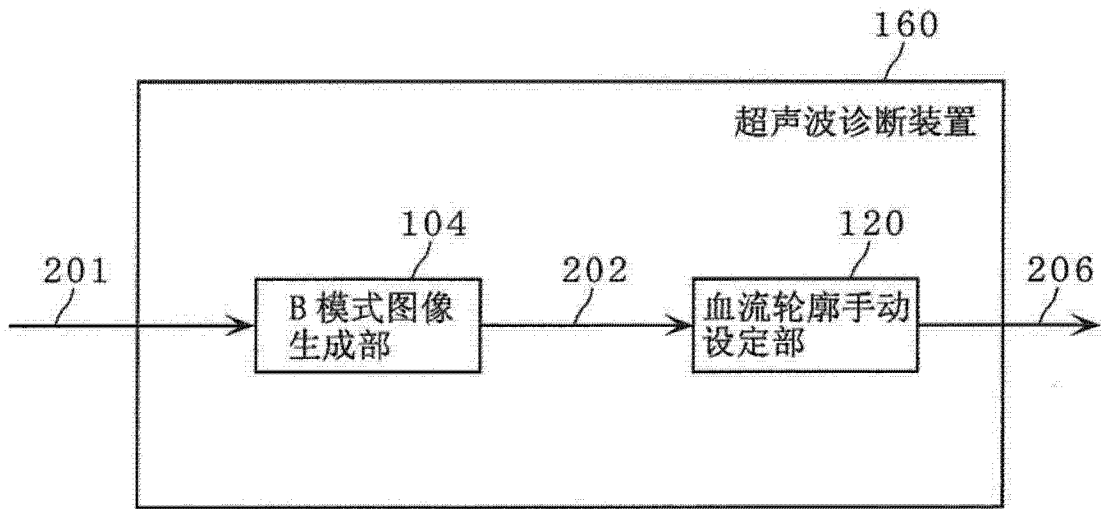


图 11

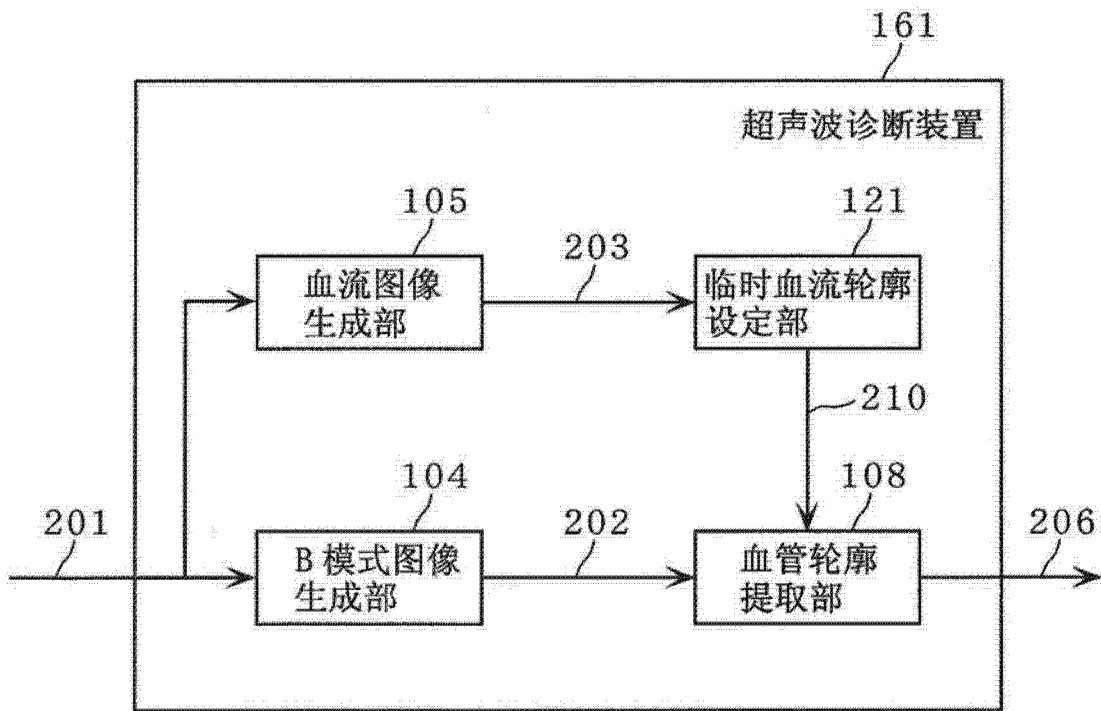


图 12

专利名称(译)	超声波诊断装置以及血管检测方法		
公开(公告)号	CN103458799A	公开(公告)日	2013-12-18
申请号	CN201280015680.3	申请日	2012-12-26
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	田路文平 大宫淳 远间正真		
发明人	田路文平 大宫淳 远间正真		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/06 A61B8/085 A61B8/0891 A61B8/13 A61B8/14 A61B8/145 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/461 A61B8/466 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207		
代理人(译)	胡建新		
优先权	2012001764 2012-01-10 JP		
其他公开文献	CN103458799B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

根据由超声波探头从被检体取得的反射超声波来检测所述被检体的对象血管的超声波诊断装置 (150) , 其具备 : B模式图像生成部 (104) , 根据反射超声波生成被检体的断层图像 ; 血流图像生成部 (105) , 根据反射超声波 , 生成表示断层图像上的被检体的血流区域的血流信息 ; 血流区域判断部 (106) , 通过对由血流图像生成部 (105) 生成的血流信息进行分析 , 从而进行血流区域是否就是与对象血管对应的血流区域的判断。

