



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103874464 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 18

(21) 申请号 201280048558. 6

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

(22) 申请日 2012. 10. 04

11105

代理人 胡金珑

(30) 优先权数据

2011-219749 2011. 10. 04 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2014. 04. 02

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/006396 2012. 10. 04

(87) PCT国际申请的公布数据

W02013/051275 JA 2013. 04. 11

(71) 申请人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 大河内惇也 铃木隆夫

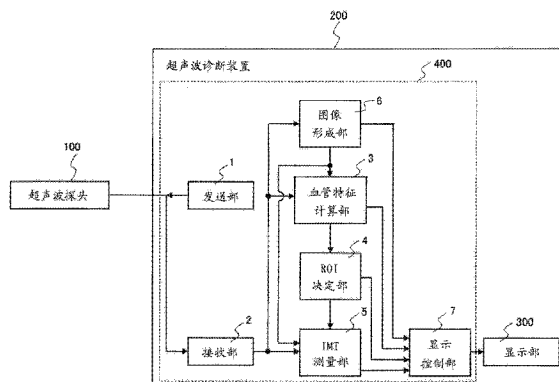
权利要求书2页 说明书16页 附图13页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

(57) 摘要

一种超声波诊断装置,以能够连接超声波探头的方式构成,测量颈动脉的血管壁的 IMT,其特征在于,所述超声波诊断装置具备:发送部,将用于使超声波探头沿着颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给超声波探头;接收部,对基于超声波探头接收到的来自颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;血管特征计算部,基于接收信号,提取包含构成颈动脉的血管壁的各部的的位置、或位置的相对的关系中的至少一个的位置信息,基于位置信息在颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;ROI 决定部,以边界位置为基准,决定规定用于测量 IMT 的测量范围的 ROI;以及 IMT 测量部,测量 ROI 所包含的血管壁的 IMT。



1. 一种超声波诊断装置,以能够连接超声波探头的方式构成,测量颈动脉的血管壁的 IMT,所述超声波诊断装置具备:

发送部,将用于使所述超声波探头沿着所述颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给所述超声波探头;

接收部,对基于该超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;

血管特征计算部,基于所述接收信号,提取包含构成所述颈动脉的血管壁的各部的位
置、或该位置的相对的关系中的至少一个的位置信息,基于所述位置信息在所述颈动脉的
长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;

ROI 决定部,以所述边界位置为基准,决定规定用于测量所述 IMT 的测量范围的 ROI ;以
及

IMT 测量部,测量所述 ROI 所包含的血管壁的 IMT。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述血管特征计算部还具备:中枢/末梢决定部,基于所述位置信息决定所述颈动脉
的末梢方向和中枢方向,

所述 ROI 决定部基于所述颈动脉的末梢方向和中枢方向而决定 ROI。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

所述位置信息是由近端壁的内腔内膜边界的位置和远端壁的内腔内膜边界的位置的
间隔、近端壁的中膜外膜边界的位置和远端壁的中膜外膜边界的位置的间隔、或近端壁
的外膜的外周位置和远端壁的外膜的外周位置的间隔的其中一个所表示的血管径。

4. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

所述位置信息是与内腔内膜边界的位置、中膜外膜边界的位置或血管的外周的位置中
的至少一个以上的位置相关的信息。

5. 如权利要求 4 所述的超声波诊断装置,

所述血管特征计算部根据从在一定期间内取得的多个帧的接收信号得到的所述颈动
脉的长轴方向的相同位置上的所述内腔内膜边界的位置、所述中膜外膜边界的位置、或所
述血管的外周的位置的变化,检测所述边界位置。

6. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,

所述位置信息是血管壁的膜厚。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,

所述血管壁的膜厚是以内腔内膜边界的位置和中膜外膜边界的位置的间隔所表示的
IMT。

8. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,还具备:

显示部;以及

图像形成部,基于所述接收信号,生成用于使所述显示部显示 B 模式图像的 B 模式图像
信号,

所述血管特征计算部基于所述 B 模式图像信号提取所述位置信息。

9. 如权利要求 8 所述的超声波诊断装置,

所述位置信息以在所述显示部中显示 B 模式图像时的坐标位置为基准而表示。

10. 一种超声波诊断装置的控制方法,所述超声波诊断装置是以能够连接超声波探头的方式构成并且测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置,所述超声波诊断装置的控制方法具有:

发送步骤,将用于使所述超声波探头沿着所述颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给所述超声波探头;

接收步骤,对基于该超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;

血管特征计算步骤,基于所述接收信号,提取包含构成所述颈动脉的血管壁的各部的位 置、或该位置的相对的关系中的至少一个的位置信息,基于该位置信息在所述颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;

ROI 决定步骤,以所述边界位置为基准,决定规定用于测量所述 IMT 的测量范围的 ROI ; 以及

IMT 测量步骤,测量所述 ROI 所包含的血管壁的 IMT。

超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法,特别是涉及用于早期发现动脉硬化的颈动脉的诊断技术。

背景技术

[0002] 近年,患有如脑梗塞或心肌梗塞等缺血性疾病那样的循环系统疾病的患者正在增加。为了预防这些疾病,早期发现动脉硬化的征兆并进行治疗是重要的。

[0003] 作为判定动脉硬化的指标,关注了颈动脉的内膜中膜复合体的厚度(Intima — Media Thickness :以下,省略为 IMT。) 的测量。作为该测量方法,以能够非侵入且简便地实施为理由,超声波检查不断普及。在该 IMT 的测量中,将颈动脉作为测量对象的理由是因为颈动脉为动脉硬化的好发部位,除此之外是因为颈动脉离皮肤表面 2 ~ 3cm 这样比较浅从而能够容易进行超声波的测量。并且,通常,基于沿着血管的长轴方向(血管伸长的方向)的截面(以后,称为长轴截面)的超声波诊断图像即 B 模式图像而进行 IMT 的测量。

[0004] 图 16 是表示示出了颈动脉中的血管的长轴截面的 B 模式图像的概略图。如图 16 所示,在 B 模式图像 10 所显示的血管 11 之中,与超声波探头 100 较近侧的血管壁为近端壁 12a,较远侧的血管壁为远端壁 12b。并且,在近端壁 12a 和远端壁 12b 之间为血液流过的区域即内腔 12c。作为颈动脉的血管 11,由位于中枢侧的颈总动脉(Common Carotid Artery :以下,略称为 CCA。)、位于末梢侧的颈内动脉(Internal Carotid Artery :以下,略称为 ICA。)以及颈外动脉(External Carotid Artery :以下,略称为 ECA。)而构成。并且,在 CCA、ICA 以及 ECA 之间有颈总动脉球部(Bulb of the Common Carotid Artery :以下,略称为 Bulb。)。此外,在从 Bulb 分支为 ICA 和 ECA 的部分中,有颈总动脉分支部(Bifurcation of the Common Carotid Artery :以下,略称为 Bif。)。

[0005] IMT 的测量以以下的顺序进行。首先,在取得了如图 16 所示那样的 B 模式图像后,以跨越血管壁的方式决定关心区域(Region of Interest :以后,设为 ROI13。)13。接着,检测 ROI13 内的血管壁的内腔—内膜(Lumen — Intima :以下,略称为 LI。) 边界和中膜—外膜(Media — Adventitia :以下,略称为 MA。) 边界,将 ROI13 内的血管壁规定为 IMT 测量范围。并且,根据 LI 边界与 MA 边界的距离计算 IMT。关于 IMT 的测量范围,例如,在非专利文献 1 中,推荐了将 CCA 和 Bulb 的边界 14 (以下,设为 CCA — Bulb 边界 14。) 作为起点而向 CCA 侧将 1cm 的范围的远端壁作为测量范围而测量 IMT。

[0006] 决定用于规定该 IMT 测量范围的 ROI13 的操作必须以手动进行,从而操作烦杂。因此,为了减轻烦杂的操作而更简便地进行 IMT 测量,例如,在专利文献 1 以及 2 中,提出了用于自动决定 ROI13 的技术。例如,在专利文献 1 中,对超声波波束进行发送接收从而将所取得的血管的长轴截面的 B 模式图像的每个像素的强度值相加并平均。并且,公开了使用超声波波束的发送方向上的强度值的拐点提取血管壁的位置,在 B 模式图像上决定 ROI13 的超声波诊断装置。此外,专利文献 2 公开了通过对心脏壁 B 模式图像中的亮度信号进行二值化,二维地检测心脏壁,从而决定 ROI13 的超声波诊断装置。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献 1 :特开 2010 - 119842 号公报

[0010] 专利文献 2 :特开 2002 - 125971 号公报

[0011] 非专利文献

[0012] 非 专 利 文 献 1:Stein JH、et al.ASE CONSENSUS STATEMENT Use of Carotid Ultrasound to Identify Subclinical Vascular Disease and Evaluate Cardiovascular Disease Risk :A Consensus Statement from the American Society of Echocardiography Carotid Intima - Media Thickness Task Force Endorsed by the Society for Vascular Medicine. J Am Soc Echocardiogr. 2008 ;21 :93 - 111.

[0013] 非专利文献 2 :早期动脉硬化研究会,“maxIMT 的测量”,[online],平成 22 年 9 月 9 日,[平成 23 年 9 月 30 日检索],互联网< URL :<http://www.imt-ca.com/contents/e08.html> >

发明内容

[0014] 发明要解决的课题

[0015] 但是,专利文献 1 以及 2 的结构是以跨越血管壁的方式决定 ROI 的技术,不是能够自动决定用于血管壁的长轴方向上的 IMT 测量的 ROI 的结构。从而,在这样的方法中,操作者必须关于颈动脉的长轴方向而决定 ROI。其结果,若不是熟练者则难以测定,此外为了提高测定精度,检查中需要时间。

[0016] 本发明鉴于上述问题,其目的在于,提供一种超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法,在测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置中,通过自动决定规定用于测量 IMT 的测量范围的 ROI,即使不是熟练者也能够以简便的操作迅速地测定 IMT。

[0017] 用于解决课题的手段

[0018] 为了达成上述目的,本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置是以能够连接超声波探头的方式构成并且测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置,其特征在于,具备:发送部,将用于使所述超声波探头沿着所述颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给所述超声波探头;接收部,对基于该超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;血管特征计算部,基于所述接收信号,提取包含构成所述颈动脉的血管壁的各部的位置、或该位置的相对的关系中的至少一个的位置信息,基于该位置信息在所述颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;ROI 决定部,以所述边界位置为基准,决定规定用于测量所述 IMT 的测量范围的 ROI;以及 IMT 测量部,测量所述 ROI 所包含的血管壁的 IMT。

[0019] 此外,本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置的控制方法是,以能够连接超声波探头的方式并且测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置的控制方法,其特征在于,所述控制方法具有:发送步骤,将用于使所述超声波探头沿着所述颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给所述超声波探头;接收步骤,对基于该超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;血管特征计算步骤,基于所述接收信号,提取包含构成所述颈动脉的血管壁的各部的位置、或该位置的相对的关系中

的至少一个的位置信息,基于该位置信息在所述颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;ROI 决定步骤,以所述边界位置为基准,决定规定用于测量所述 IMT 的测量范围的 ROI;以及 IMT 测量步骤,测量所述 ROI 所包含的血管壁的 IMT。

[0020] 发明效果

[0021] 本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置能够自动决定规定用于测量颈动脉的血管壁的 IMT 的测量范围的 ROI,即使不是熟练者也能够以简便的操作迅速地测定 IMT。

附图说明

[0022] 图 1 是表示实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 的功能结构的框图。

[0023] 图 2 是表示实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 中的血管特征计算部 3 的功能结构的框图。

[0024] 图 3 是表示实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 中的 IMT 测量部 5 的结构的框图。

[0025] 图 4 是表示与实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 的 IMT 测定相关的动作的流程图。

[0026] 图 5 (a) 是表示实施方式一中的血管径计算部 31 中计算出的颈动脉的长轴方向上的血管径的概略图。(b) 是表示从图(a)中的中枢向末梢的方向(图(a)的箭头方向)上的血管径的变化概略图。

[0027] 图 6 是表示实施方式二的一个方式所涉及的超声波诊断装置 201 中的血管特征计算部 15 的功能结构的框图。

[0028] 图 7 是表示与实施方式二的一个方式所涉及的超声波诊断装置 201 的 IMT 测定相关的动作的流程图。

[0029] 图 8 (a)是表示实施方式二中的血管壁血管特征计算部 15 计算部 15 中计算出的颈动脉的长轴方向上的血管壁的位置的概略图。(b) 是表示从图(a)中的中枢向末梢的方向(图(a)的箭头方向)上的血管壁的位置变化的概略图。

[0030] 图 9 是表示实施方式三的一个方式所涉及的超声波诊断装置 202 中的血管特征计算部 16 的结构的框图。

[0031] 图 10 (a)是将实施方式三中的血管壁搏动计算部 34 中计算出的颈动脉的长轴方向上的血管径的变化量的大小表示为搏动的大小的概略图。(b) 是表示从图(a)中的中枢向末梢的方向(图(a)的箭头方向)上的血管壁的搏动的大小的变化的概略图。

[0032] 图 11 是表示与实施方式三的一个方式所涉及的超声波诊断装置 202 的 IMT 测定相关的动作的流程图。

[0033] 图 12 是表示实施方式四的一个方式所涉及的超声波诊断装置 203 的功能结构的框图。

[0034] 图 13 是表示实施方式四的一个方式所涉及的超声波诊断装置 203 中的血管特征计算部 18 的结构的框图。

[0035] 图 14 是表示与实施方式四的一个方式所涉及的超声波诊断装置 203 的 IMT 测定相关的动作的流程图。

[0036] 图 15 (a)是表示实施方式四中的 IMT 测量部 17 中计算出的颈动脉的长轴方向上的 IMT 的概略图。(b) 是表示从图(a) 中的中枢向末梢的方向(图(a)的箭头方向)上的 IMT 的变化的概略图。

[0037] 图 16 是表示示出了颈动脉中的血管的长轴截面的 B 模式图像的概略图。

具体实施方式

[0038] 《关于完成用于实施本发明的方式的过程》

[0039] 在超声波诊断装置中,为了决定用于规定 IMT 的测量范围的 ROI13,进行了各种研究。例如,在非专利文献 2 中,示出了 CCA — Bulb 边界 14 的检测方法。在该文献中,CCA — Bulb 边界 14 被表示为在 CCA 的末梢端上形成 Bulb 时的血管壁的拐点,求得拐点作为在从 CCA 至 Bulb 的转移部附近分别将外膜和中膜的边界线从 CCA 侧和 Bulb 侧延长的交点,将该交点规定为 CCA — Bulb 边界 14。

[0040] 发明人们关于以使用在该非专利文献 2 中记载的 CCA — Bulb 边界 14 的检测方法检测到的 CCA — Bulb 边界 14 作为基准,决定用于规定 IMT 的测量范围的 ROI13 的实用性,进行了努力研究。例如,研究了是否能够决定为非专利文献 1 推荐的规定指定的测量范围的 ROI13。

[0041] 但是,在非专利文献 2 的方法中,根据被检体的不同,有时无法检测到 CCA — Bulb 边界 14,此时不能自动决定 IMT 的测量范围而需要操作者自身决定 IMT 的测量范围。从而,认为在非专利文献 2 中记载的 CCA — Bulb 边界 14 的检测方法,即使假设实现了自动化,作为决定 IMT 的测量范围的方法的实用性也较低。

[0042] 并且,研究了其主要原因。明确了在非专利文献 2 的方法中,在得到了与理想的形状接近的颈动脉的 B 模式图像的情况下能够检测 CCA — Bulb 边界 14。另一方面,在得到了特异形状的颈动脉的 B 模式图像的情况下,不能检测 CCA — Bulb 边界 14,从而不能决定 IMT 测量范围。例如,在被检体的颈动脉中 CCA — Bulb 边界 14 的血管壁上没有弯曲的情况下难以检测拐点。此外,即使在被检体的颈动脉中存在 CCA — Bulb 边界 14 的情况下,在使用超声波诊断装置难以观察的形状的情况或由于在观察时的头的弯曲方式等而没有观察到 CCA — Bulb 边界 14 的拐点的情况等下,不能检测出拐点,其结果,不能检测 CCA — Bulb 边界 14。例如,Bulb 中的血管的前壁、后壁的至少一方为平坦,血管的前壁、后壁的至少一方的 CCA — Bulb 边界 14 的血管壁上弯曲难以识别的情况与上述对应。并且,还存在以下诊断上的课题:还存在在得到了难以观察拐点的 B 模式图像时,必须多次进行用于进一步取得易于观察拐点的 B 模式图像的操作,最终也有不能测定的情况。

[0043] 在测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置中,为了自动决定规定用于测量 IMT 的测量范围的 ROI13,需要与被检体的颈动脉的形状无关地检测 CCA — Bulb 边界 14,并期望将这样的检测方法确立为找出检查方法。进而,由于 IMT 的测量通常在每一定期间进行测量而诊断其经过,所以为了进行准确的测定,还需要每次在相同的测量范围内进行测量。

[0044] 因此,发明人们关于与被检体的颈动脉的形状或取得 B 模式图像时的状况无关地检测 CCA — Bulb 边界 14 的方法进行努力研究,直至想到本发明的实施方式的一个方式所涉及的超声波诊断装置。

[0045] 以下,参照附图说明实施方式的一个方式所涉及的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法。

[0046] 《用于实施本发明的方式的概要》

[0047] 作为用于实施本发明的方式的一个方式的超声波诊断装置是以与超声波探头可连接的方式构成并且测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置,其特征在于,具备:发送部,将用于使所述超声波探头沿着所述颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给所述超声波探头;接收部,对基于该超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;血管特征计算部,基于所述接收信号,提取包含构成所述颈动脉的血管壁的各部的的位置、或该位置的相对的关系中的至少一个的位置信息,基于该位置信息在所述颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;ROI 决定部,以所述边界位置为基准,决定规定用于测量所述 IMT 的测量范围的 ROI13;以及 IMT 测量部,测量所述 ROI 所包含的血管壁的 IMT。

[0048] 在此,“位置信息”包含表示构成颈动脉的血管壁的各部的的位置的信息、以及表示构成血管壁的各部的的位置的相对的关系的信息中的至少一方。“构成血管壁的各部的的位置”是在血管壁的剖面图中显现的各部的的位置,例如是指内腔内膜边界的位置、中膜外膜边界的位置、外膜的外周的位置等。“构成血管壁的各部的的位置的相对的关系”是在血管壁的剖面图中显现的各部的的位置之间的相对的关系,例如是指以内腔内膜边界的位置间的间隔所表示的血管内径、以外膜的外周的位置间的间隔所表示的血管外径、以内腔内膜边界的位置和中膜外膜边界的位置的间隔所表示的 IMT、以内腔内膜边界的位置和外膜的外周的位置的间隔所表示的血管壁的厚度等。

[0049] 此外,在其他方式中,也可以构成为所述血管特征计算部还具备:中枢/末梢决定部,基于所述位置信息决定所述颈动脉的末梢方向和中枢方向,

[0050] 所述 ROI 决定部基于所述颈动脉的末梢方向和中枢方向而决定 ROI。

[0051] 此外,在其他方式中,也可以构成为所述位置信息是近端壁的内腔内膜边界的位置和远端壁的内腔内膜边界的位置的间隔、近端壁的中膜外膜边界的位置和远端壁的中膜外膜边界的位置的间隔、或近端壁的外膜的外周位置和远端壁的外膜的外周位置的间隔的其中一个所表示的血管径。

[0052] 此外,在其他方式中,也可以构成为所述位置信息是由与内腔内膜边界的位置、中膜外膜边界的位置或血管的外周的位置中的至少一个以上的位置相关的信息。

[0053] 此外,在其他方式中,也可以构成为所述血管特征计算部根据从在一定期间内取得的多个帧的接收信号得到的所述颈动脉的长轴方向的相同位置上的所述内腔内膜边界的位置、所述中膜外膜边界的位置、或所述血管的外周的位置的变化,检测所述边界位置。

[0054] 此外,在其他方式中,也可以构成为所述血管壁的膜厚是以内腔内膜边界的位置和中膜外膜边界的位置的间隔所表示的 IMT。

[0055] 此外,在其他方式中,也可以构成为还具备:显示部;以及图像形成部,基于所述接收信号,生成用于使所述显示部显示 B 模式图像的 B 模式图像信号,所述血管特征计算部基于所述 B 模式图像信号提取所述位置信息。

[0056] 此外,在其他方式中,也可以构成为所述位置信息以在所述显示部中显示 B 模式图像时的坐标位置为基准而表示。

[0057] 此外,在其他方式中,也可以构成一种以能够连接超声波探头的方式构成并且测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置的控制方法,具有:发送步骤,将用于使所述超声波探头沿着所述颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给所述超声波探头;接收步骤,对基于该超声波探头接收到的来自所述颈动脉的反射超声波的信号进行接收,并生成接收信号;血管特征计算步骤,基于所述接收信号,提取包含构成所述颈动脉的血管壁的各部的的位置、或该位置的相对的关系中的至少一个的位置信息,基于该位置信息在所述颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置;ROI 决定步骤,以所述边界位置为基准,决定规定用于测量所述 IMT 的测量范围的 ROI;以及 IMT 测量步骤,测量所述 ROI 所包含的血管壁的 IMT。

[0058] 《实施方式一》

[0059] 以下,参照附图说明实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置。

[0060] <关于结构>

[0061] (整体结构)

[0062] 图 1 是表示实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 的结构的框图。超声波诊断装置 200 以能够与向被验体发送接收超声波的超声波探头 100 电连接的方式构成。图 1 表示超声波探头 100 被连接至超声波诊断装置 200 的状态。超声波诊断装置 200 具备控制器 400 以及显示部 300。控制器 400 具备发送部 1、接收部 2、血管特征计算部 3、ROI 决定部 4、IMT 测量部 5、图像形成部 6 以及显示控制部 7。

[0063] (发送部 1)

[0064] 发送部 1 进行生成用于使超声波探头 100 发送超声波的脉冲状或者连续波的电信号,并作为发送信号供应给超声波探头 100 的发送处理。

[0065] (超声波探头 100)

[0066] 超声波探头 100 具有未图示的多个压电元件排列为多个列状的振子列。超声波探头 100 将从发送部 1 供应的脉冲状或者连续波的电信号即发送信号变换为脉冲状或者连续波的超声波,以将振子列接触被检体的皮肤表面的状态从被检体的皮肤表面向颈动脉照射超声波波束。此时,为了取得颈动脉的长轴截面的 B 模式图像,以振子列成为沿着颈动脉而与颈动脉的长轴方向平行的方式配置超声波探头 100,并发射超声波波束。并且,超声波探头 100 接收来自被检体的反射超声波即超声波回波信号,通过振子列将回波信号变换为电信号,将该电信号供应给接收部 2。在该电信号中,回波信号的振幅被变换为电压值。

[0067] (接收部 2)

[0068] 接收部 2 进行对从超声波探头 100 接收到的电信号进行放大并进行 A/D 变换从而生成接收信号的接收处理。该接收信号被供应至血管特征计算部 3、IMT 测量部 5 以及图像形成部 6。该接收信号由例如沿着振子列的方向和从振子列离开的深度方向构成的多个信号构成,各信号是对从回波信号的振幅变换的电信号进行了 A/D 变换的数字信号。

[0069] (图像形成部 6)

[0070] 图像形成部 6 基于接收信号生成包含颈动脉的 B 模式图像数据,并供应至血管特征计算部 3、IMT 测量部 5 以及显示控制部 7。该 B 模式图像数据是,为了在显示部 300 的画面上显示而主要针对接收信号以与正交坐标系对应的方式施加了坐标变换的图像信号。

[0071] (血管特征计算部 3)

[0072] 血管特征计算部 3 从接收信号或者 B 模式图像数据分析血管形状的特征,检测 CCA — Bulb 边界 14。并且,将与所检测到的 CCA — Bulb 边界 14 相关的信息供应给 ROI 决定部 4 以及显示控制部 7。

[0073] 图 2 是表示本发明的实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 中的血管特征计算部 3 的结构框图。血管特征计算部 3 如图 2 所示那样具备血管壁检测部 30、血管径计算部 31、中枢 / 末梢决定部 32 以及 CCA — Bulb 边界检测部 33。

[0074] 血管壁检测部 30 从来自接收部 2 的接收信号或者来自图像形成部 6 的 B 模式图像数据提取血管壁,检测 B 模式图像上的血管壁的坐标位置。具体而言,从接收部 2 生成的接收信号提取表示构成颈动脉的血管壁的各部的的位置的位置信息,检测在显示部 300 上显示 B 模式图像时的坐标位置。或者,也可以构成为从图像形成部 6 生成的 B 模式图像数据直接提取表示构成颈动脉的血管壁的各部的的位置的位置信息,检测在显示部 300 上显示 B 模式图像时的坐标位置。遍历颈动脉的长轴方向而提取该血管壁的位置信息,还计算该长轴方向的变化。该血管壁的位置信息在长轴方向的变化表示颈动脉的血管的特征。

[0075] 血管径计算部 31 以血管壁检测部 30 所检测的血管壁的坐标位置为基础,根据近端壁的坐标位置和远端壁的坐标位置间的距离计算血管径。遍历颈动脉的长轴方向而提取该血管径的信息,还计算该长轴方向的变化。与该血管径相关的位置信息在长轴方向的变化表示颈动脉的血管的特征。

[0076] 中枢 / 末梢决定部 32 基于血管壁检测部 30 所检测的血管壁的坐标位置而决定中枢方向、末梢方向。基于接收信号或 B 模式图像数据中的血管壁的位置信息在长轴方向的变化,计算长轴方向的两端之中哪一方为中枢方向,哪一方为末梢方向。具体而言,在近端壁的坐标位置和远端壁的坐标位置之间的距离沿着长轴方向扩大的情况下,由于血管径从 CCA 向 Bulb 渐渐变大,所以表示该方向为末梢方向。

[0077] CCA — Bulb 边界检测部 33 基于血管径计算部 31 所计算出的血管径的长轴方向的变化,检测 CCA — Bulb 边界 14。关于检测方法如后述。

[0078] 另外,在图 2 中未表示,但成为以下结构:中枢 / 末梢决定部 32、CCA — Bulb 边界检测部 33 所得到的信息还被供应给显示控制部 7。

[0079] (ROI 决定部 4)

[0080] ROI 决定部 4 基于从血管特征计算部 3 接收到的 CCA — Bulb 边界 14 和中枢方向、末梢方向的信息,对决定规定用于测量 IMT 的规定的测量范围的 ROI13 的适当的位置进行决定。并且,ROI 决定部 4 将决定 ROI13 的位置信息供应给 IMT 测量部 5 以及显示控制部 7。例如,优选基于 CCA — Bulb 边界 14 的位置信息、和与中枢方向、末梢方向相关的信息,在将 CCA — Bulb 边界 14 的位置作为起点而向 CCA 侧 1cm 的范围的远端壁上决定 ROI13。能够将上述的非专利文献 1 中所示的范围规定为 ROI13。

[0081] (IMT 测量部 5)

[0082] 图 3 是表示实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 中的 IMT 测量部 5 的结构框图。如图 3 所示,IMT 测量部 5 具备 LI — MA 检测部 50 和运算部 51。具体而言,基于接收信号或者 B 模式图像数据之中的 ROI13 所包含的信号,在 LI — MA 检测部 50 中,检测颈动脉的血管壁上的 LI 边界的位置和 MA 边界的位置。并且,在运算部 51 中,测量 LI 边界的位置和 MA 边界的位置之间的间隔作为 IMT。在此,关于为了测量作为 IMT 而检测

LI 边界的位置和 MA 边界的位置的方法,基于公知方法等。例如,LI — MA 检测部 50 基于接收信号的信号强度波形,例如使用 W02007/108359 号公报中记载的方法,从而能够检测 LI 边界和 MA 边界。

[0083] 此外,运算部 51 基于 LI — MA 检测部 50 所检测出的 LI 边界以及 MA 边界,计算 ROI13 内的 IMT 的最大厚度(maxIMT)或平均厚度(meanIMT)作为 IMT 值。

[0084] (显示控制部 7)

[0085] 显示控制部 7 使显示部 300 显示从血管特征计算部 3 供应的与 CCA — Bulb 边界 14 相关的信息、从 ROI 决定部 4 供应的 ROI13 的位置信息、从 IMT 测量部 5 供应的 IMT 的测量结果、以及从图像形成部 6 供应的 B 模式图像数据。

[0086] <关于动作>

[0087] 使用图 4 的流程图说明由以上的结构构成的超声波诊断装置 200 的动作。图 4 是表示与实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 的 IMT 测定相关的动作的流程图。关于对包含颈动脉的被检体的超声波波束的发送以及接收,由于由一般的方法取得,所以在此省略说明。即,说明自动决定 ROI13,直至进行所决定的 ROI13 内的 IMT 的测量的动作。

[0088] (步骤 1 (S1))

[0089] 在步骤 1 (S1) 中,在血管特征计算部 3 中,基于从接收部 2 供应的接收信号或者从图像形成部 6 供应的 B 模式图像数据而提取血管壁,检测在 B 模式图像上显示的血管壁的各位置的坐标位置。血管壁的各位置是指在颈动脉的近端壁和远端壁中的、各个的 LI 边界的位置和 MA 边界的坐标位置。

[0090] 具体而言,例如血管壁检测部 30 作为预处理而对从接收部 2 供应的接收信号或者从图像形成部 6 供应的 B 模式图像数据施加低通滤波器从而进行平滑化。之后,将接收信号或者 B 模式图像数据对于发送了超声波波束的被检体的深度方向进行微分,将微分值表示最小值以及最大值的位置分别提取为近端壁以及远端壁。并且,检测所提取的近端壁以及远端壁的坐标位置。基于接收信号或 B 模式图像数据,提取内腔内膜边界、中膜外膜边界、血管的最外侧的部分即血管壁的外周的位置信息,基于该位置信息的颈动脉在长轴方向的变化而检测颈总动脉 CCA 和颈总动脉球部 Bulb 的边界位置。在此,由于血管壁的内膜以及中膜易于受到心跳的影响而变形、或在血管内腔中形成了斑块(Plaque)的情况下变得不能检测适当的血管位置,所以优选提取其影响少的中膜外膜边界或者血管壁的外周位置作为血管壁。

[0091] (步骤 2 (S2))

[0092] 在步骤 2 (S2) 中,在血管径计算部 31 中,根据血管壁检测部 30 所检测到的近端壁的坐标位置和远端壁的坐标位置取得其差分,从而计算血管的长轴方向上的各位置的血管径。

[0093] 具体而言,计算对于将近端壁的某个坐标位置设为基准的远端壁的多个位置的距离。从计算出的距离之中将最短的距离作为血管径而计算。将其对长轴方向上的各位置的近端壁进行,计算血管的长轴方向上的各位置上的血管径。使用该方法,从而即使在 B 模式图像中显示的血管弯曲的情况等下也能够计算正确的血管径。另外,也可以是基于远端壁的某个坐标位置而计算近端壁和远端壁的距离的结构。图 5 (a) 是表示血管径计算部 31 中

计算出的颈动脉的长轴方向上的血管径的概略图。图 5 (b) 是表示图 5 (a) 中的从中枢向末梢的方向 (图 5 (a) 的箭头方向) 中的血管径的变化的概略图。在图 5 (a) 中, 纵轴表示血管径, 横轴表示长轴方向。

[0094] (步骤 3 (S3))

[0095] 在步骤 3 (S3) 中, 在中枢 / 末梢决定部 32 中, 根据血管径计算部 31 所计算出的血管的长轴方向上的各位置上的血管径决定 B 模式图像中显示的颈动脉的中枢方向、末梢方向。即, 由于 Bulb 的血管径比 CCA 大, 所以血管径大的方向成为末梢方向。从而, 基于步骤 2 所得到的图 5 (a) 的血管径的变化波形, 检测血管径变大的方向, 从而能够决定中枢方向、末梢方向。

[0096] (步骤 4 (S4))

[0097] 在步骤 4 (S4) 中, 在 CCA - Bulb 边界检测部 33 中, 基于步骤 2 (S2) 所得到的长轴方向上的血管径的变化波形 (图 5 (a)), 检测 CCA - Bulb 边界 14。CCA 中的血管径在长轴方向上以大致一定的值而伸长。另一方面, 由于 Bulb 为大致球状所以从 CCA 到 Bulb 其血管径急剧变大。从而, 如图 5 (a) 所示, 血管径急剧变大的上升部分成为 CCA - Bulb 边界 14。由此, 能够检测 CCA - Bulb 边界 14。

[0098] 进而, 还能够通过对图 5 (a) 所示的变化波形进行二次微分, 从而取得图 5 (b) 所示的变化波形, 检测其最大值作为 CCA - Bulb 边界 14。由此, 上升部分变得更明确, 能够容易地确定上升部分。

[0099] 以上, 说明的步骤 1 (S1)、步骤 2 (S2)、步骤 3 (S3) 以及步骤 4 (S4) 构成血管特征计算步骤 7 (S7)。

[0100] (步骤 5 (S5))

[0101] 在步骤 5 (S5) 中, 在 ROI 决定部 4 中, 基于步骤 3 (S3) 所决定的中枢方向以及末梢方向、和步骤 4 (S4) 所检测到的 CCA - Bulb 边界 14 而决定 ROI13。例如, 优选在将所检测到的 CCA - Bulb 边界 14 作为起点向中枢侧 1cm 为止的范围的远端壁上决定 ROI13。由此, 能够将上述非专利文献 1 中推荐的测量范围对应为 ROI13。

[0102] (步骤 6 (S6))

[0103] 在步骤 6 (S6) 中, 在 IMT 测量部 5 中, 测量步骤 4 所决定的 ROI13 内的 IMT。基于步骤 1 (S1) 所检测到的颈动脉的血管壁上的 LI 边界的位置和 MA 边界的位置, 在运算部 51 中, 测量 LI 边界的位置和 MA 边界的位置之间的间隔作为 IMT。之后, 进行将测量结果在显示部 300 中显示等, 结束超声波诊断装置 200 中的 IMT 测量的一系列的动作。

[0104] <效果>

[0105] 根据以上的结构, 实施方式一的一个方式所涉及的超声波诊断装置 200 着眼于例如即使在得到了从 CCA 向 Bulb 长轴方向的弯曲大的形状的 B 模式图像的情况下, 血管径本身也不依赖于其长轴方向的弯曲而检测 CCA - Bulb 边界 14。根据该结构, 能够与被检体的颈动脉的形状无关地检测 CCA - Bulb 边界 14, 能够自动检测精度更高的 CCA - Bulb 边界 14。由此, 在测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置中, 能够自动决定规定用于测量 IMT 的测量范围的 ROI13。其结果, 在 IMT 的测量中, 能够更准确地自动决定测量位置或测量范围, 即使不是熟练者也能够准确且迅速地测定 IMT。

[0106] 《实施方式二》

[0107] <关于结构>

[0108] (整体结构)

[0109] 实施方式二所涉及的超声波诊断装置 201 的特征在于,将实施方式一所涉及的超声波诊断装置 200 中的血管特征计算部 3 变更为基于血管壁的长轴方向的变化而检测颈总动脉 CCA 和颈总动脉球部 Bulb 的边界位置的血管特征计算部 15。在实施方式一所涉及的超声波诊断装置 200 中,基于 CCA — Bulb 边界 14 附近的血管径的变化而检测 CCA — Bulb 边界 14。实施方式二根据血管壁的坐标位置的变化而检测 CCA — Bulb 边界 14。实施方式二所涉及的超声波诊断装置 201 中的血管特征计算部 3 以外的结构要素与图 1 所示的超声波诊断装置 200 的框图所示的各结构要素相同,省略说明。

[0110] (血管特征计算部 15)

[0111] 图 6 是表示实施方式二的一个方式所涉及的超声波诊断装置 201 中的血管特征计算部 15 的功能结构的框图。血管特征计算部 15 如图 6 所示那样具备血管壁检测部 30、血管径计算部 31、中枢 / 末梢决定部 32 以及 CCA — Bulb 边界检测部 33。其中的血管壁检测部 30、血管径计算部 31 以及中枢 / 末梢决定部 32 与实施方式一相同。因此,省略说明。

[0112] CCA — Bulb 边界检测部 33B 基于血管壁检测部 30 所检测到的 B 模式图像上的血管壁的坐标位置而检测 CCA — Bulb 边界 14。即,血管特征计算部 15 基于接收信号或 B 模式图像数据,提取内腔内膜边界、中膜外膜边界、血管的最外侧的部分即血管壁的外周的位置信息,基于该位置信息在颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉 CCA 和颈总动脉球部 Bulb 的边界位置。在此,由于血管壁的内膜以及中膜易于受到心跳的影响而变形、或在血管内腔中形成了斑块的情况下变得不能检测适当的血管位置,所以优选提取其影响少的中膜外膜边界或者血管壁的外周位置作为血管壁。

[0113] <关于动作>

[0114] 使用图 7 说明由以上的结构构成的实施方式二的一个方式所涉及的超声波诊断装置 201 的动作。图 7 是表示与实施方式二的一个方式所涉及的超声波诊断装置 201 的 IMT 测定相关的动作的流程图。另外,与实施方式一同样,说明自动决定 ROI13,进行所决定的 ROI13 内的 IMT 的测量为止的动作。

[0115] (步骤 11 (S11))

[0116] 在步骤 11 (S11) 中,在血管特征计算部 15 中,基于从接收部 2 供应的接收信号或者从图像形成部 6 供应的 B 模式图像数据而提取血管壁,检测在 B 模式图像上显示的血管壁的各位置的坐标位置。与实施方式一的步骤 1 (S1) 相同的部分省略说明。与步骤 1 (S1) 不同的点是根据所提取的近端壁以及远端壁的至少其中一方的坐标位置,取得长轴方向上的坐标位置的变化波形。图 8 (a) 是表示实施方式二中的血管特征计算部 15 中计算出的颈动脉的长轴方向上的血管壁的位置的概略图。(b) 是表示从图 (a) 中的中枢向末梢的方向 (图 (a) 的箭头方向) 上的血管壁的位置变化的概略图。在此,作为血管壁的位置,优选使用与内腔内膜边界、中膜外膜边界、血管的最外侧的部分即血管壁的外周的位置相关的位置信息之中的至少一个以上的位置信息。

[0117] 另外,与实施方式一同样,由于血管壁的内膜以及中膜易于受到心跳的影响而变形,或在血管内腔中形成了斑块的情况下难以检测适当的血管位置,所以优选提取其影响少的中膜外膜边界的位置或者血管壁的外周位置作为血管壁。

[0118] (步骤 12 (S12) 以及步骤 13 (S13))

[0119] 步骤 12 (S12) 以及步骤 13 (S13) 分别与实施方式一的步骤 2 (S2) 以及步骤 3 (S3) 相同。因此,省略说明。

[0120] 另外,步骤 12 (S12) 以及步骤 13 (S13) 是用于决定在后述的 ROI13 的决定(步骤 15 (S15))中将步骤 14 (S14) 所检测到的 CCA — Bulb 边界 14 作为基准而用于决定测量范围或测量位置的方向的步骤。从而,在将 CCA — Bulb 边界 14 设为 IMT 的测量位置的情况下,由于不需要决定中枢方向、末梢方向,所以不需要步骤 12 (S12) 和步骤 13 (S13),不需要与此对应的模块即血管径计算部 31 以及中枢 / 末梢决定部 32 的结构。

[0121] (步骤 14 (S14))

[0122] 在步骤 14 (S14) 中,在 CCA — Bulb 边界检测部 33 中,基于步骤 11 (S11) 所得到的长轴方向上的坐标位置的变化波形(图 8 (a)),检测 CCA — Bulb 边界 14。着眼于血管径从 CCA 到 Bulb 急剧变大而检测 CCA — Bulb 边界 14。该点与实施方式一相同。与实施方式一不同的点是使用在 B 模式图像上显现的血管壁而不是血管径。特征在于根据血管壁的坐标位置检测该变化波形急剧变大的上升部分作为 CCA — Bulb 边界 14。从而,如图 8 (a) 所示,血管壁急剧变大的上升部分成为 CCA — Bulb 边界 14。由此,能够检测 CCA — Bulb 边界 14。

[0123] 进而,还能够通过对图 8 (a) 所示的变化波形进行二次微分,取得图 8 (b) 所示的变化波形,检测其最大值作为 CCA — Bulb 边界 14。由此,进而,上升部分变得明确,能够容易地确定上升部分。

[0124] 以上,说明的步骤 11 (S11)、步骤 12 (S12)、步骤 13 (S13) 以及步骤 14 (S14) 构成血管特征计算步骤 17 (S17)。

[0125] (步骤 15 (S15) 以及步骤 16 (S16))

[0126] 由于步骤 15 (S15) 以及步骤 16 (S16) 与实施方式一中的步骤 5 (S5) 以及步骤 6 (S6) 相同,所以省略说明。

[0127] 以上,如以上说明,在实施方式二所涉及的超声波诊断装置 201 中,由于 CCA — Bulb 边界 14 附近的血管径的变化小而 CCA 的血管径中有变化等,关于 CCA — Bulb 边界 14,能够根据血管壁的坐标位置的变化而检测 CCA — Bulb 边界 14。

[0128] 《实施方式三》

[0129] <关于结构>

[0130] (整体结构)

[0131] 实施方式三所涉及的超声波诊断装置 202 的特征在于,将实施方式一所涉及的超声波诊断装置 200 中的血管特征计算部 3 变更为基于血管的搏动引起的血管径的变化量而检测颈总动脉 CCA 和颈总动脉球部 Bulb 的边界位置的血管特征计算部 16。血管的搏动引起的血管径的变化量从中枢向末梢变化,以 CCA — Bulb 边界 14 附近为界线而变大。从而,实施方式三所涉及的超声波诊断装置 202 沿着长轴方向检测该搏动引起的血管径的变化量,通过检测变化量开始变大的该上升部分而检测 CCA — Bulb 边界 14。实施方式三所涉及的超声波诊断装置 202 中的血管特征计算部 16 以外的结构要素与图 1 所示的超声波诊断装置 200 的框图所示的各结构要素相同,省略说明。

[0132] (血管特征计算部 16)

[0133] 以下,使用附图说明血管特征计算部 16 的结构。图 9 是表示实施方式三的一个方式所涉及的超声波诊断装置 202 中的血管特征计算部 16 的结构的框图。与实施方式一不同的点是血管径计算部 31 被替换为血管壁搏动计算部 34。关于其他结构,与实施方式一相同。

[0134] 血管壁搏动计算部 34 基于一定期间内多个帧的接收信号或 B 模式图像数据,检测血管壁的移动量。例如,优选从作为一定期间的一个心跳周期中的多个帧的接收信号或 B 模式图像数据中检测血管壁的移动量。

[0135] 具体而言,首先,检测一个帧的接收信号或 B 模式图像数据的血管壁的多个位置的坐标位置。在一个心跳周期内的多个帧的接收信号或 B 模式图像数据中进行该处理。然后,检测血管壁的多个位置上的各自的坐标位置的变化。检测该帧间的坐标位置的变化量成为最大的点作为血管壁的移动量。进而,根据血管壁的移动量在长轴方向的变化波形,取得血管径的变化量在长轴方向的变化。即,根据血管壁检测部 30 所检测到的近端壁的坐标位置和远端壁的坐标位置的变化量取得其差分,从而计算血管的长轴方向上的各位置的血管径的变化量。

[0136] 并且,根据多个位置中的血管径的变化量,取得图 10 (a) 所示那样的波形。图 10 (a) 是将实施方式三中的血管壁搏动计算部 34 中计算出的颈动脉的长轴方向上的血管径的变化量的大小表示为搏动的大小的概略图。(b) 是表示图(a)中的从中枢向末梢的方向(图(a)的箭头方向)上的血管的搏动的大小的变化的概略图。

[0137] <关于动作>

[0138] 使用附图说明由以上的结构构成的超声波诊断装置 202 的动作。图 11 是表示与实施方式三的一个方式所涉及的超声波诊断装置 202 的 IMT 测定相关的动作的流程图。另外,与实施方式一同样,说明自动决定 ROI13,进行所决定的 ROI13 内的 IMT 的测量为止的动作。

[0139] (步骤 21 (S21))

[0140] 在步骤 21 (S11)中,在血管特征计算部 16 中,基于从接收部 2 供应的接收信号或者从图像形成部 6 供应的 B 模式图像数据而提取血管壁,检测在 B 模式图像上显示时的血管壁的各位置。与实施方式一的步骤 1 (S1)相同的部分省略说明。与步骤 1 (S1)不同的点是对多个帧的接收信号或 B 模式图像数据,检测血管壁的位置。

[0141] (步骤 22 (S22))

[0142] 在步骤 22 (S22)中,在血管壁搏动计算部 34 中,基于多个帧的接收信号或 B 模式图像数据,着眼于血管壁的多个位置,按照多个帧检测其坐标位置。并且,在血管壁的多个位置中,计算多个帧中的坐标位置的变化成为最大时的坐标位置间的距离,作为长轴方向上的血管壁的移动量的变化波形而检测。进而,根据血管壁的移动量在长轴方向的变化波形,取得血管径的变化量在长轴方向的变化。即,根据血管壁检测部 30 所检测到的近端壁的坐标位置和远端壁的坐标位置的变化量取得其差分,从而计算如图 10 (a)所示那样的血管的长轴方向上的血管径的变化量。

[0143] (步骤 23 (S23))

[0144] 在步骤 23 (S23) 中,进行中枢 / 末梢方向的检测。在此,与在实施方式一的步骤 3 (S3)的另一例中说明的方法相同。即,基于多个帧的接收信号或 B 模式图像数据,追踪血

管壁的某个坐标位置的变化从而决定中枢方向以及末梢方向。

[0145] (步骤 24 (S24))

[0146] 步骤 24 (S24) 在 CCA — Bulb 边界检测部 33 中, 基于步骤 22 (S22) 所得到的变化波形(图 10 (a)), 检测该变化波形急剧变大的上升部分作为 CCA — Bulb 边界 14。进而, 还能够通过对图 10 (a) 所示的变化波形进行二次微分, 从而取得图 10 (b) 所示的变化波形, 检测其最大值作为 CCA — Bulb 边界 14。由此, 上升部分变得更明确, 能够容易地确定上升部分。

[0147] 以上, 说明的步骤 21 (S21)、步骤 22 (S22)、步骤 23 (S23) 以及步骤 24 (S24) 构成血管特征计算步骤 27 (S27)。

[0148] (步骤 25 (S25)、步骤 26 (S26))

[0149] 之后, 转移至步骤 25 (S25)、步骤 26 (S26), 由于与实施方式一相同所以省略说明。

[0150] 以上, 如以上说明, 在实施方式三所涉及的超声波诊断装置 202 中, 能够利用血管的搏动引起的血管径的变化以 CCA — Bulb 边界 14 附近为界线而变大, 根据搏动引起的血管径的变化量的大小检测 CCA — Bulb 边界 14。

[0151] 《实施方式四》

[0152] <关于结构>

[0153] (整体结构)

[0154] 实施方式四所涉及的超声波诊断装置 203 的特征在于, 将实施方式一所涉及的超声波诊断装置 200 中的血管特征计算部 3 变更为设为基于血管壁的 IMT 值而检测 CCA — Bulb 边界 14 的结构的血管特征计算部 18。血管壁的厚度从 CCA — Bulb 边界 14 到 Bulb 侧急剧地变大。从而, 实施方式三所涉及的超声波诊断装置 203 沿着长轴方向检测该血管壁的厚度, 检测血管壁的厚度开始变大的该上升部分从而检测 CCA — Bulb 边界 14。作为血管壁的厚度, 也可以使用从内膜和内腔的边界以及外膜和血管外组织的边界导出的血管壁的厚度, 但在实施方式四中, 表示基于与血管壁的厚度有相关的 IMT 值的结构。

[0155] 图 12 是表示实施方式四的一个方式所涉及的超声波诊断装置 203 的功能结构的框图。实施方式四所涉及的超声波诊断装置 203 中的 IMT 测量部 17、血管特征计算部 18 以外的结构要素与图 1 所示的超声波诊断装置 200 的框图所示的各结构要素相同, 省略说明。

[0156] (IMT 测量部 17)

[0157] IMT 测量部 17 分析接收信号或者 B 模式图像数据, 提取颈动脉的 LI 边界和 MA 边界, 基于其坐标位置进行 IMT 的测定。并且, 取得血管的长轴方向上的 IMT 值的变化波形。

[0158] (血管特征计算部 18)

[0159] 图 13 是表示实施方式四的一个方式所涉及的超声波诊断装置 203 中的血管特征计算部 18 的结构的框图。血管特征计算部 18 如图 13 所示那样由中枢 / 末梢决定部 32、CCA — Bulb 边界检测部 33 构成, 基于 IMT 测量部 5 所计算出的 IMT 值而检测中枢方向以及末梢方向、CCA — Bulb 边界 14。

[0160] <关于动作>

[0161] 使用附图说明由以上的结构构成的超声波诊断装置 203 的动作。图 14 是表示与实施方式四的一个方式所涉及的超声波诊断装置 203 的 IMT 测定相关的动作的流程图。另外, 与实施方式一同样, 说明自动决定 ROI13, 进行所决定的 ROI13 内的 IMT 的测量为止的动

作。

[0162] (步骤 31 (S31))

[0163] 在步骤 31 (S31)中,基于一定期间的多个帧的接收信号或 B 模式图像数据而计算颈动脉中的多个位置上的 IMT 值。例如,优选从作为一定期间的一个心跳周期中的多个帧的接收信号或 B 模式图像数据中计算 IMT 值。并且,取得颈动脉的长轴方向上的 IMT 值的变化波形。图 15 (a)是表示实施方式四中的 IMT 测量部 17 中计算出的颈动脉的长轴方向上的 IMT 的概略图。(b)是表示图(a)中的从中枢向末梢的方向(图(a)的箭头方向)上的 IMT 的变化的概略图。

[0164] 另外,为了检测 CCA — Bulb 边界 14,仅计算基于一个帧的接收信号或 B 模式图像数据的 IMT 值就充分。在后述的步骤 32 (S32)中,为了在决定中枢 / 末梢方向时使用,在步骤 31 (S31)中使用多个帧的接收信号或 B 模式图像数据计算 IMT 值。

[0165] (步骤 32 (S32))

[0166] 步骤 32 (S32)检测中枢 / 末梢方向。在此根据 IMT 值进行检测。关于每一个心跳的 IMT 值,若血管收缩则 IMT 值变大,若扩张则 IMT 值变小。根据该点,检测多个帧的接收信号或 B 模式图像数据之中的在某规定的血管壁的位置上的 IMT 值,能够根据帧间的 IMT 值的变化检测中枢 / 末梢方向。

[0167] (步骤 33 (S33))

[0168] 步骤 33 (S33)在 CCA — Bulb 边界检测部 33 中,基于步骤 31 (S31)所得到的变化波形(图 15 (a)),检测该变化波形急剧地变大的上升部分作为 CCA — Bulb 边界 14。进而,还能够通过对图 15 (a)所示的变化波形进行二次微分,取得图 15 (b)所示的变化波形,检测该最大值作为 CCA — Bulb 边界 14。由此,上升部分变得更明确,能够容易地确定上升部分。

[0169] 以上,说明的步骤 31 (S31)、步骤 32 (S32)、以及步骤 33 (S33)构成血管特征计算步骤 36 (S36)。

[0170] (步骤 34 (S34)、步骤 34 (S35))

[0171] 之后,转移至步骤 34 (S34)、步骤 35 (S35)。由于与实施方式一中的步骤 5 (S5)、步骤 6 (S6)相同所以省略说明。

[0172] 以上,如以上说明,在实施方式四所涉及的超声波诊断装置 203 中,能够利用血管壁的厚度以 CCA — Bulb 边界 14 附近为界线而变大,根据血管壁的厚度在长轴方向上的变化量的大小而检测 CCA — Bulb 边界 14。

[0173] 《变形例》

[0174] 以上,说明了实施方式所涉及的超声波诊断装置,但还能够将例示的超声波诊断装置如以下那样变形,当然本发明不限于上述的实施方式所示那样的超声波诊断装置。

[0175] (1) 在步骤 1 (S1)、步骤 11 (S11)以及步骤 21 (S21)中,在血管特征计算部 3、15 以及 16 中,血管壁检测部 30 作为预处理而对从接收部 2 供应的接收信号或者从图像形成部 6 供应的 B 模式图像数据施加低通滤波器从而进行平滑化。之后,设为将接收信号或者 B 模式图像数据对于发送超声波波束的被检体的深度方向进行微分,分别作为近端壁以及远端壁而提取表示微分值为最小值以及最大值的位置的结构。但是,上述的血管壁的检测为一例,还能够采用其他方法。例如,作为预处理,还能够使用改变了周边像素的加权的

平均化滤波器、中值滤波器等。只要是以平滑化为目的的滤波器则哪种结构都可以。此外，也可以通过进行二值化从而强调边缘。此外，也可以使用相关从而进行血管的检测。进而，也可以根据组织的弹性率的差异或血流区域而检测血管。这是因为通过使用多个帧而检测血管位置，能够使噪声或误差的影响变小。

[0176] (2) 在步骤 3 (S3)、步骤 13 (S13)、步骤 23 (S23) 以及步骤 33 (S33) 中，在中枢 / 末梢决定部 32 中，由于血管的搏动产生的脉搏从中枢方向向末梢方向传播，所以还能够检测脉搏的传播方向从而决定血管壁的中枢方向以及末梢方向。即，为了取得血管的搏动引起的血管壁的经时变化，能够基于多个帧的接收信号或 B 模式图像数据，追踪血管壁的某坐标位置的变化从而决定中枢方向以及末梢方向。

[0177] 进而，在中枢 / 末梢决定部 32 中，由于血液从中枢方向向末梢方向流过，所以还能够根据血流的方向决定中枢方向以及末梢方向。此时，具备使用多普勒功能等的检测血流的结构成为可能。

[0178] (3) 在步骤 5 (S5)、步骤 15 (S15)、步骤 25 (S25) 以及步骤 34 (S34) 中，设为将步骤 4 (S4)、步骤 14 (S14)、步骤 24 (S24) 以及步骤 33 (S33) 所检测到的 CCA - Bulb 边界 14 作为基准，在中枢方向或末梢方向的某一个上的规定的位置上决定测量范围或测量位置即 ROI13 的结构。但是，也可以将 CCA - Bulb 边界 14 的某位置作为 IMT 的测量位置。此时，由于不需要决定中枢方向、末梢方向，所以步骤 3 (S3)、步骤 13 (S13)、步骤 23 (S23) 以及步骤 32 (S32) 以及其模块即中枢 / 末梢决定部 32 的结构成为不需要。

[0179] 《总结》

[0180] 以上那样，表示了在实施方式一中基于根据颈动脉的长轴方向上的血管壁的坐标位置的长轴方向上的血管径的变化而进行 CCA - Bulb 边界 14 的检测，在实施方式二中基于颈动脉的长轴方向上的血管壁的坐标位置的变化而进行 CCA - Bulb 边界 14 的检测，在实施方式三中基于颈动脉的长轴方向上的搏动引起的血管径的变化量而进行 CCA - Bulb 边界 14 的检测，在实施方式四中基于颈动脉的长轴方向上的血管壁的厚度而进行 CCA - Bulb 边界 14 的检测的结构。

[0181] 根据这样的结构，在测量颈动脉的血管壁的 IMT 的超声波诊断装置中，能够自动决定规定用于测量 IMT 的测量范围的 ROI13。特别是，即使是没有 CCA - Bulb 边界 14 的拐点，或难以观察的形状的颈动脉，也能够自动且准确地决定 IMT 的测量中的测量位置或测量范围。其结果，在 IMT 的测量中，能够更准确地自动决定测量位置或测量范围，即使不是熟练者也能够以简便的操作迅速地测定 IMT。

[0182] 《补充》

[0183] 以上说明的实施方式都是表示本发明的优选的一具体例的实施方式。实施方式所示的数值、形状、材料、结构要素、结构要素的配置位置以及连接方式、工序、工序的顺序等是一例，不意味着限定本发明。此外，关于实施方式中的结构要素之中的、表示本发明的最上位概念的独立权利要求所未记载的工序，作为构成更优选的方式的任意的结构要素而被说明。

[0184] 此外，为了容易理解发明，存在上述各实施方式所列举的各图的结构要素的比例尺与实际的比例尺不同的情况。此外本发明不限于上述各实施方式的记载，能够在不脱离本发明的主旨的范围内进行适当变更。

[0185] 进而,在超声波诊断装置中在基板上还存在电路部件、引线等部件,但由于关于电布线、电线路,基于照明装置等技术领域中的通常的知识而能够实施各种方式,作为本发明的说明而没有直接关系,所以省略说明。另外,上述所示的各图是示意图,未必是严格地图示的图。

[0186] 工业上的可利用性

[0187] 本发明能够广泛活用于能够自动决定规定用于测量颈动脉的血管壁的 IMT 的测量范围的 ROI,即使不是熟练者也能够以简便的操作迅速地进行 IMT 的测量的超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法等。

[0188] 标号的说明

[0189] 1 发送部

[0190] 2 接收部

[0191] 3、15、16、18 血管特征计算部

[0192] 4 ROI 决定部

[0193] 5、17 IMT 测量部

[0194] 6 图像形成部

[0195] 7 显示控制部

[0196] 10 B 模式图像

[0197] 11 血管

[0198] 12a 近端壁

[0199] 12b 远端壁

[0200] 13 ROI (关心区域)

[0201] 14 CCA — Bulb 边界

[0202] 30 血管壁检测部

[0203] 31 中枢 / 末梢决定部

[0204] 32 CCA — Bulb 边界检测部

[0205] 33 血管径计算部

[0206] 34 血管壁搏动计算部

[0207] 50 LI — MA 检测部

[0208] 51 运算部

[0209] 100 超声波探头

[0210] 200、201、202、203 超声波诊断装置

[0211] 400 控制器

[0212] 300 显示部

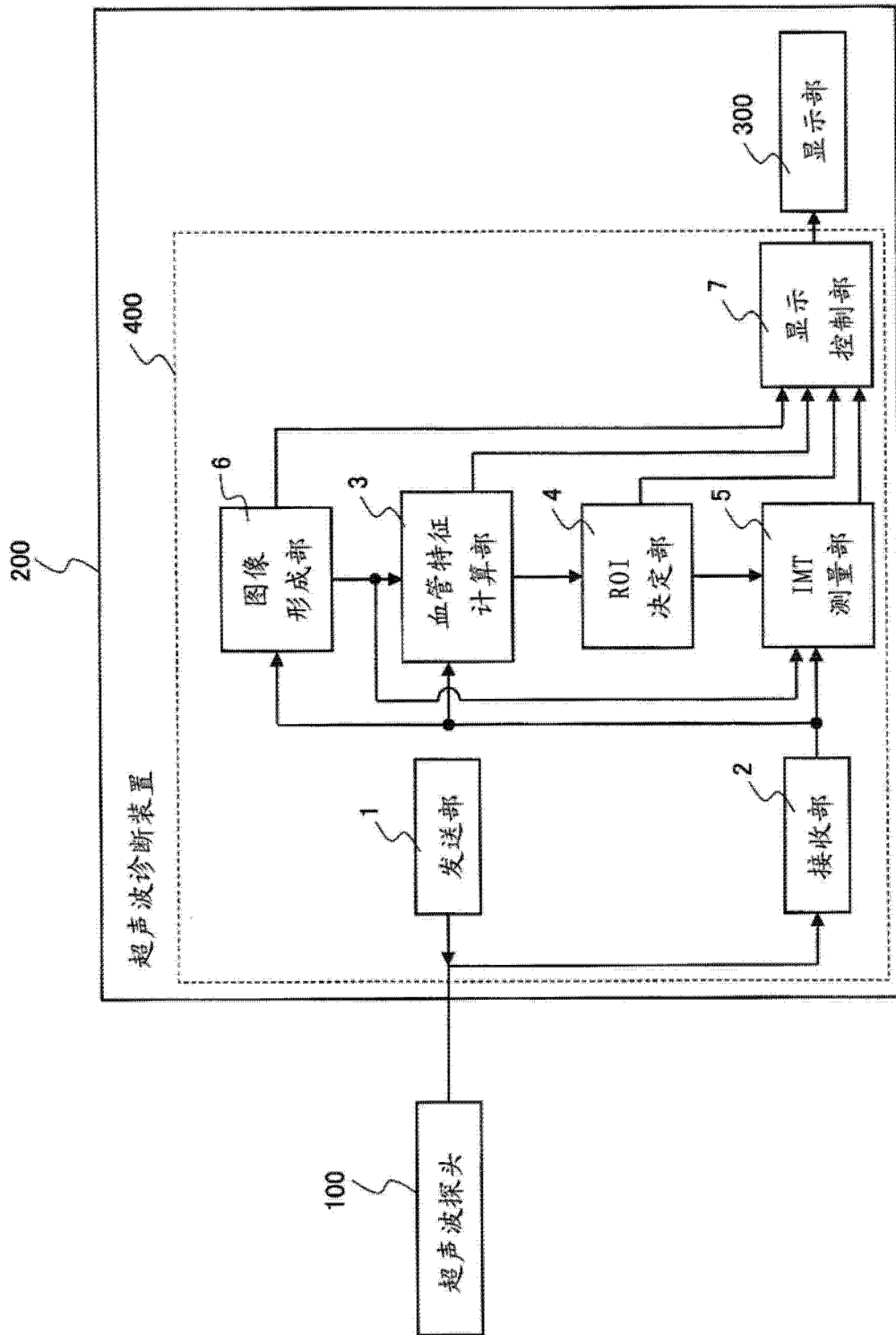


图 1

200

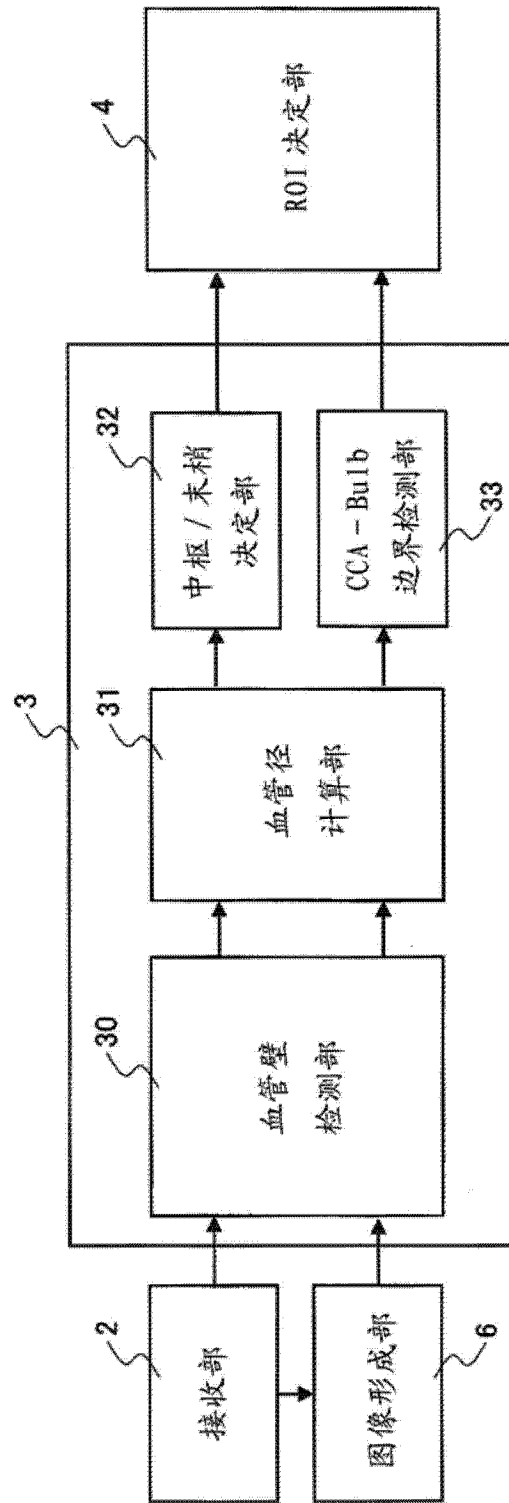


图 2

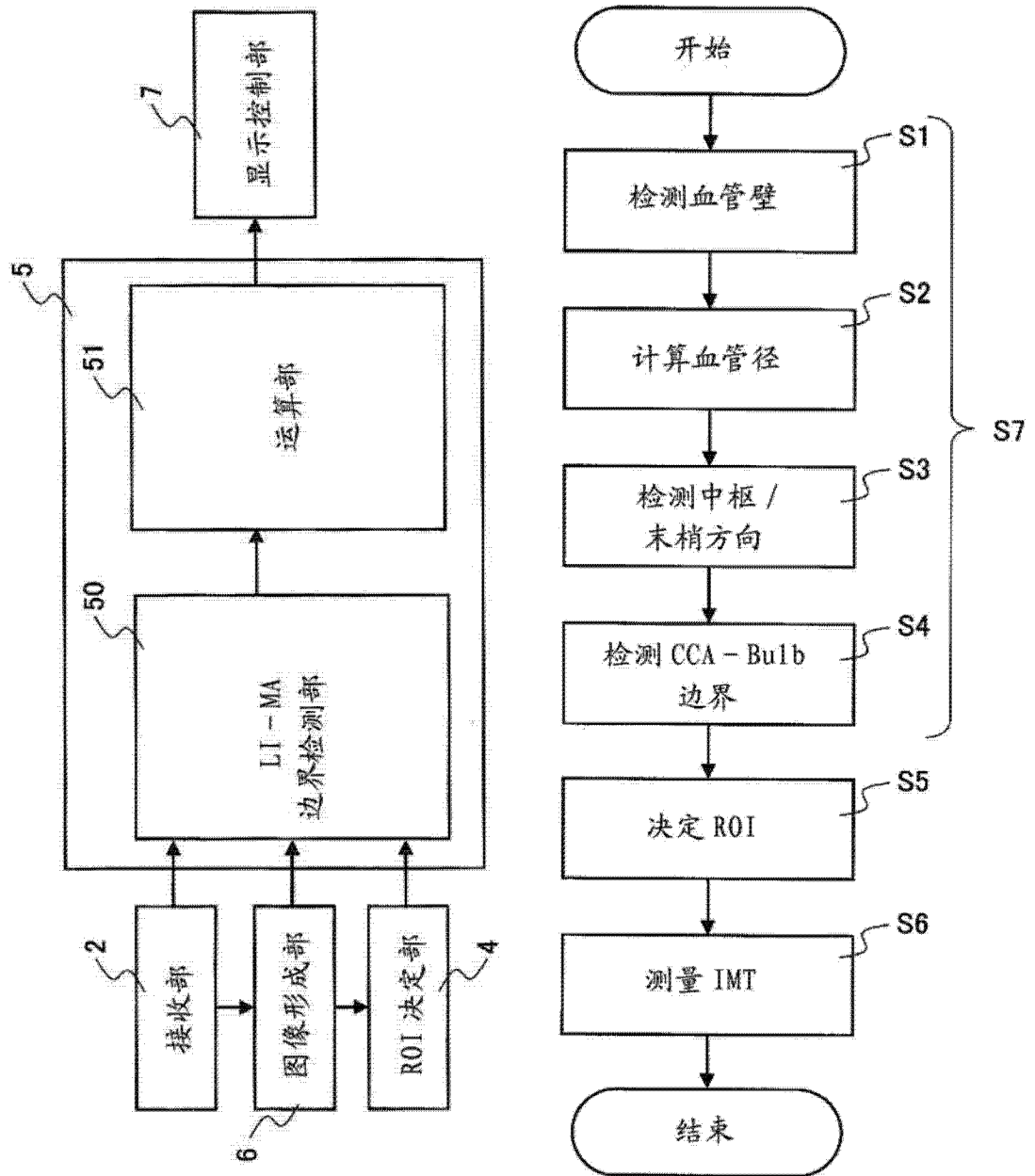


图 3

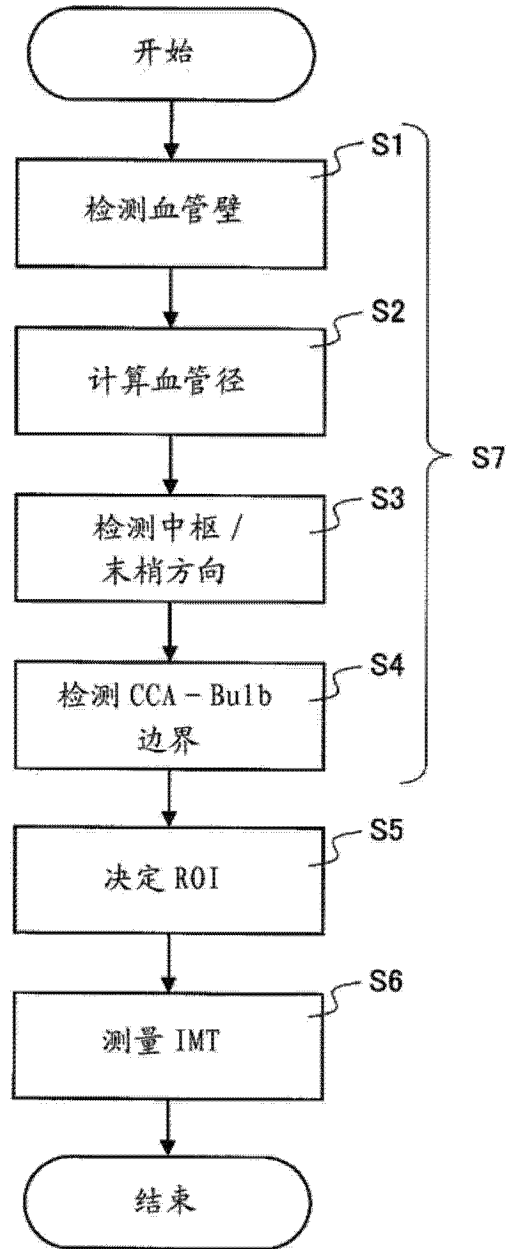


图 4

200

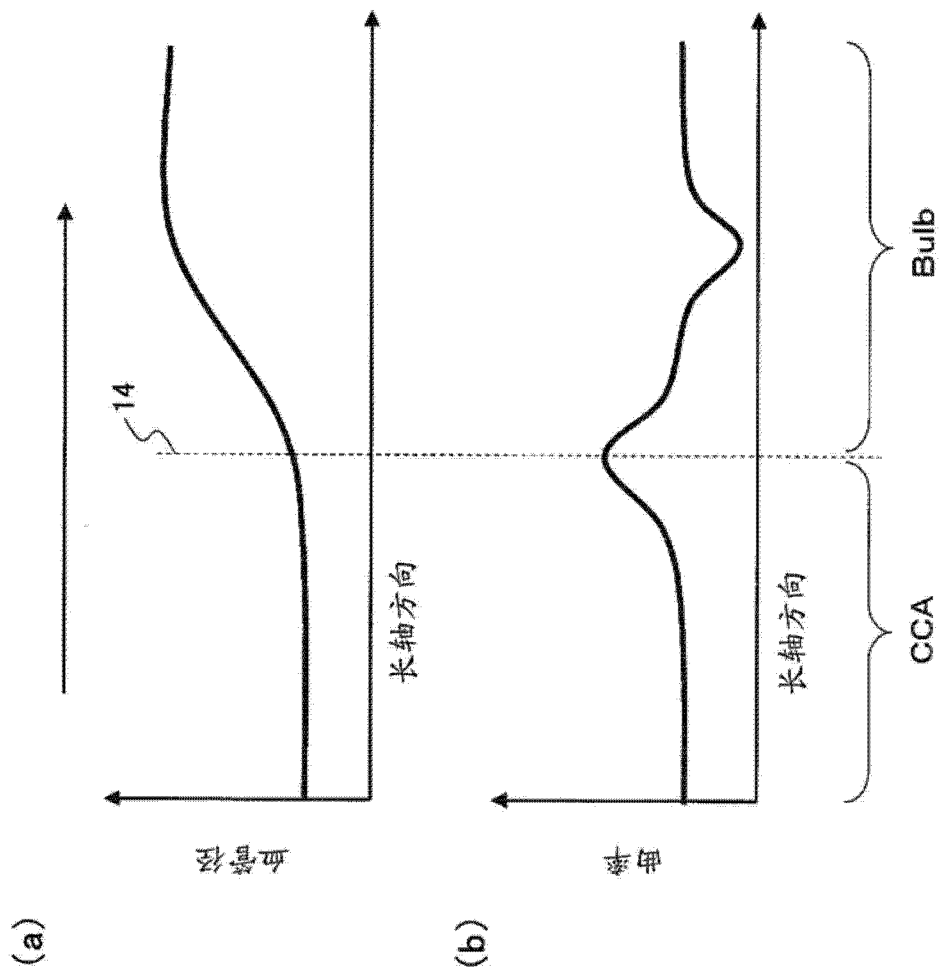


图 5

201

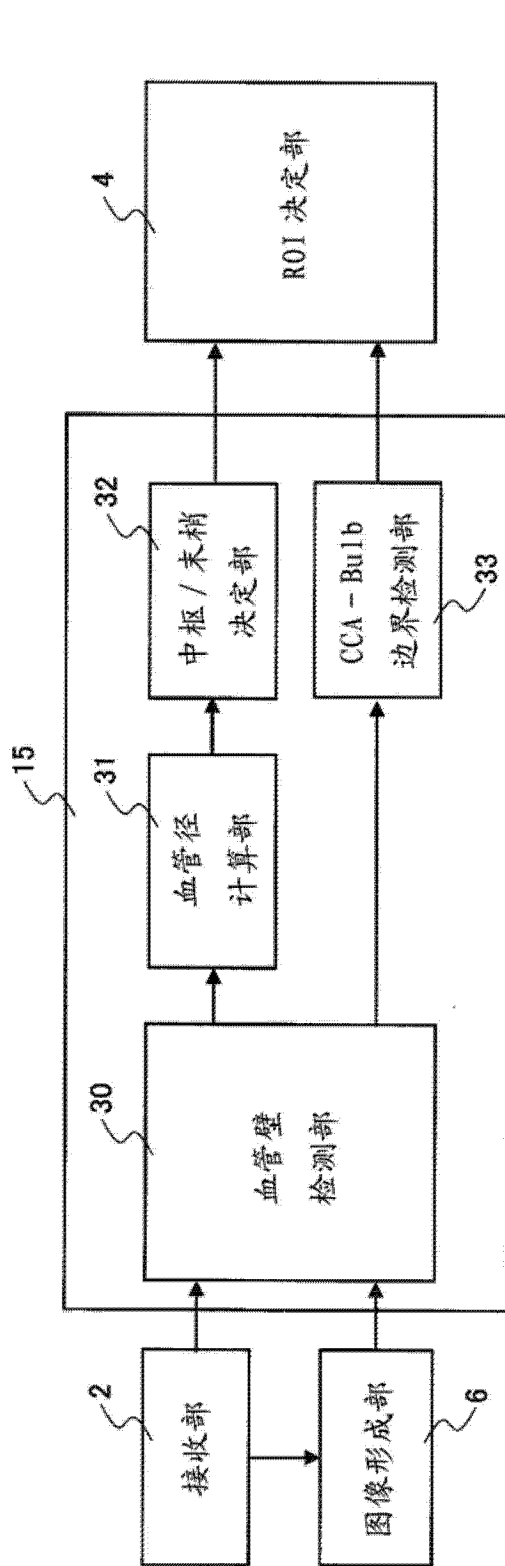


图 6

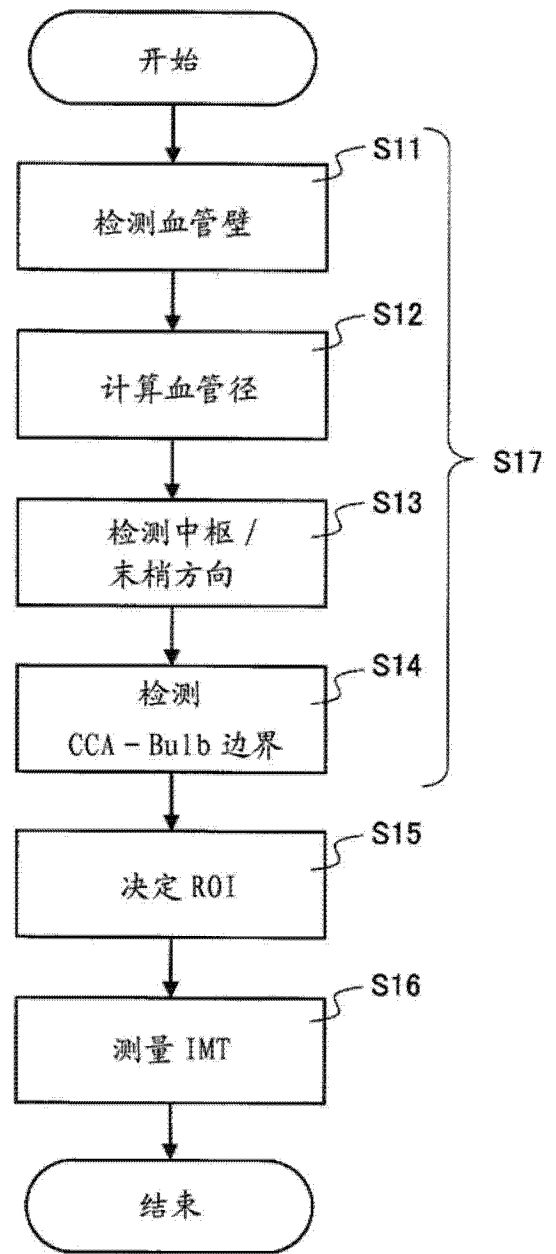


图 7

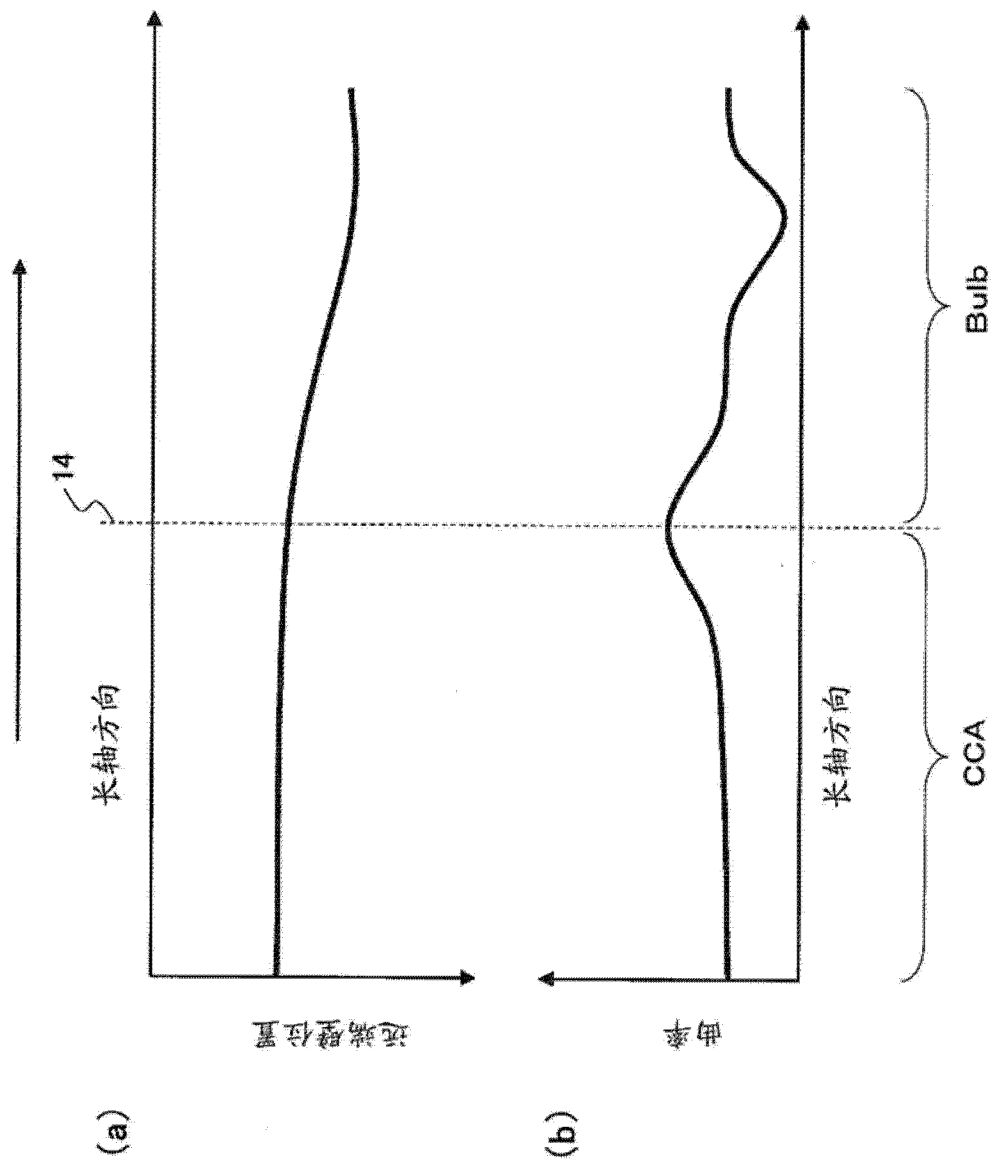


图 8

202

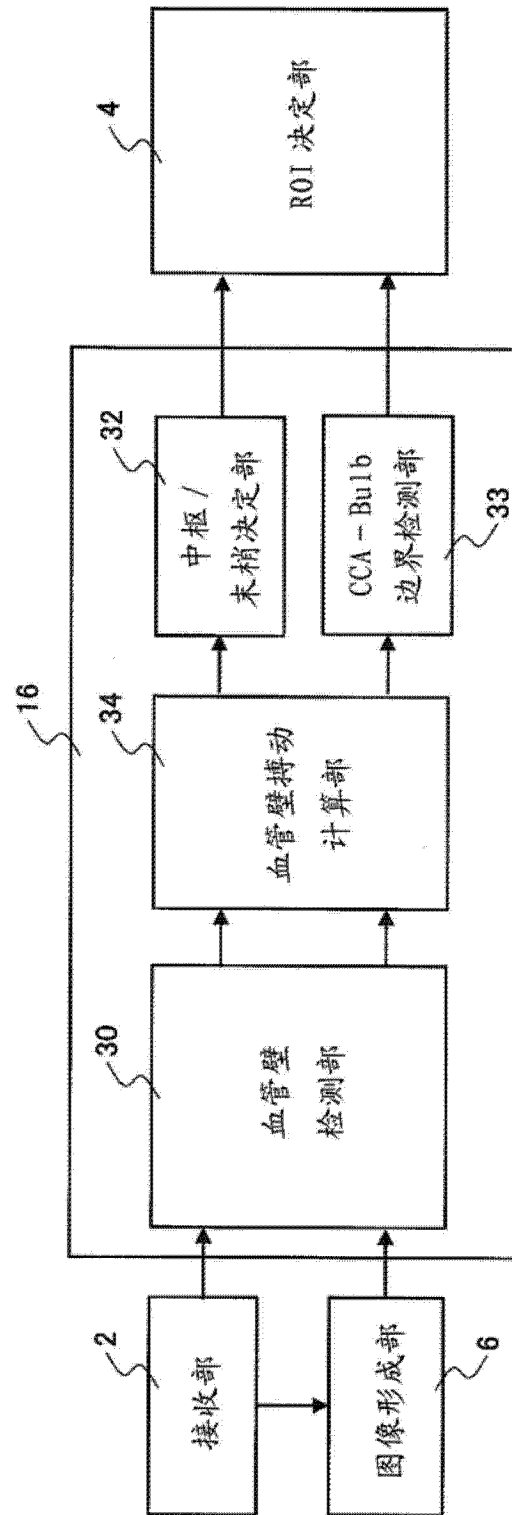


图 9

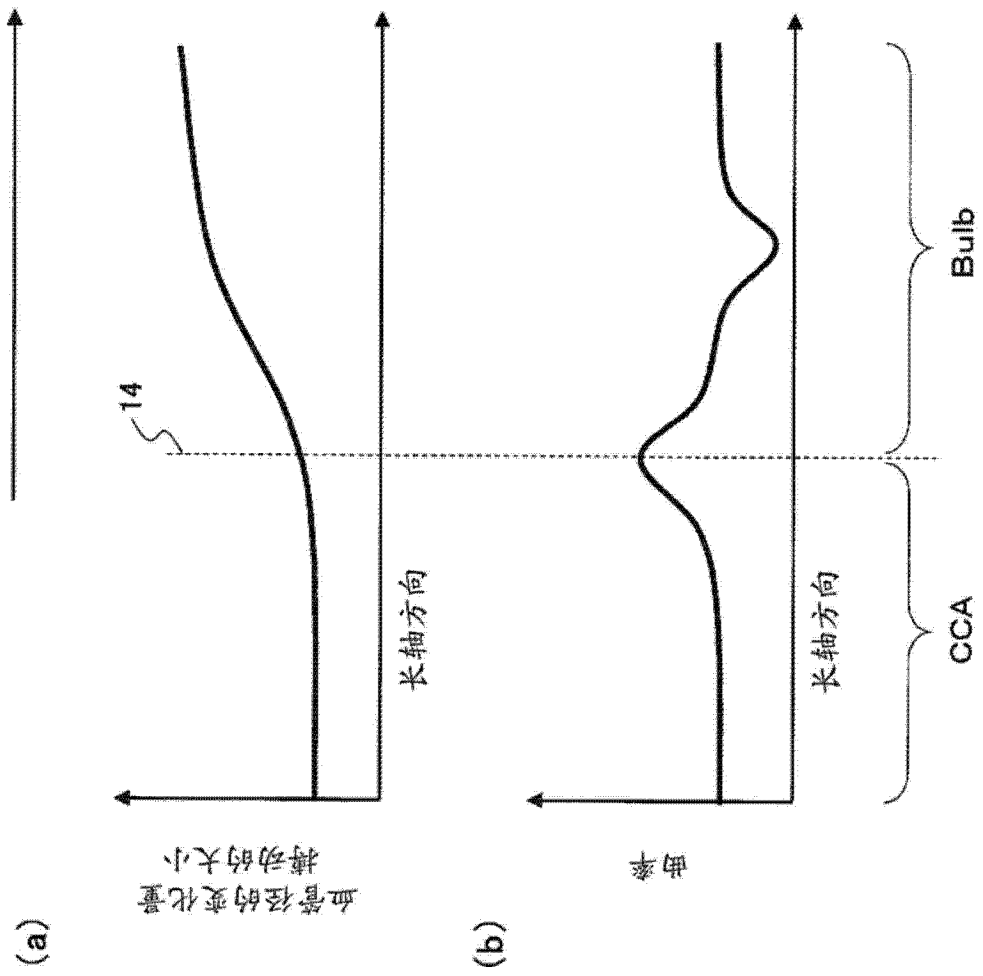


图 10

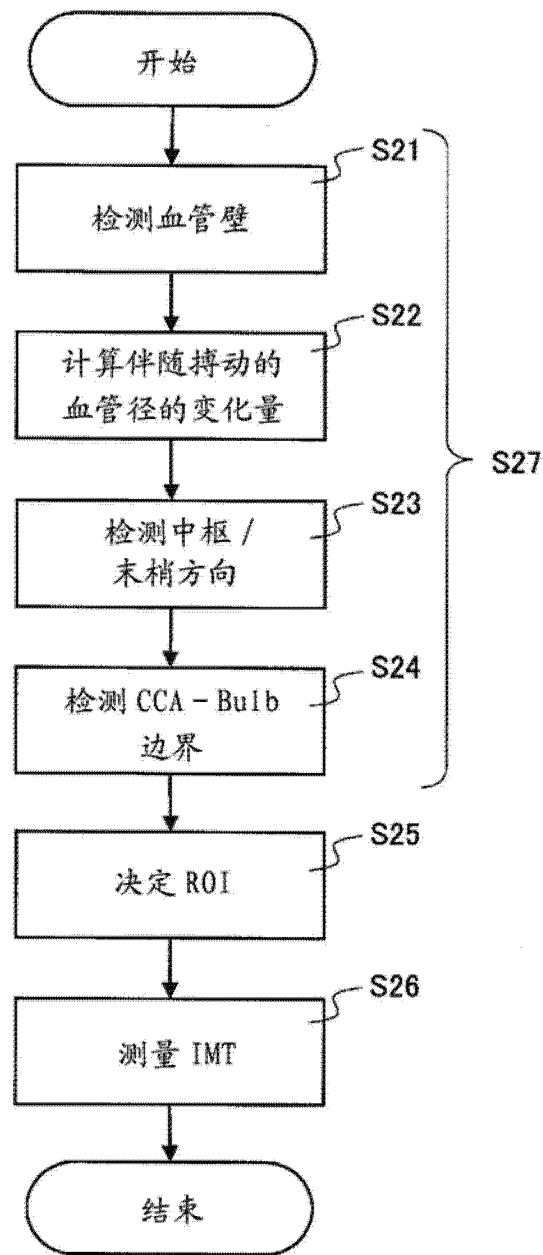


图 11

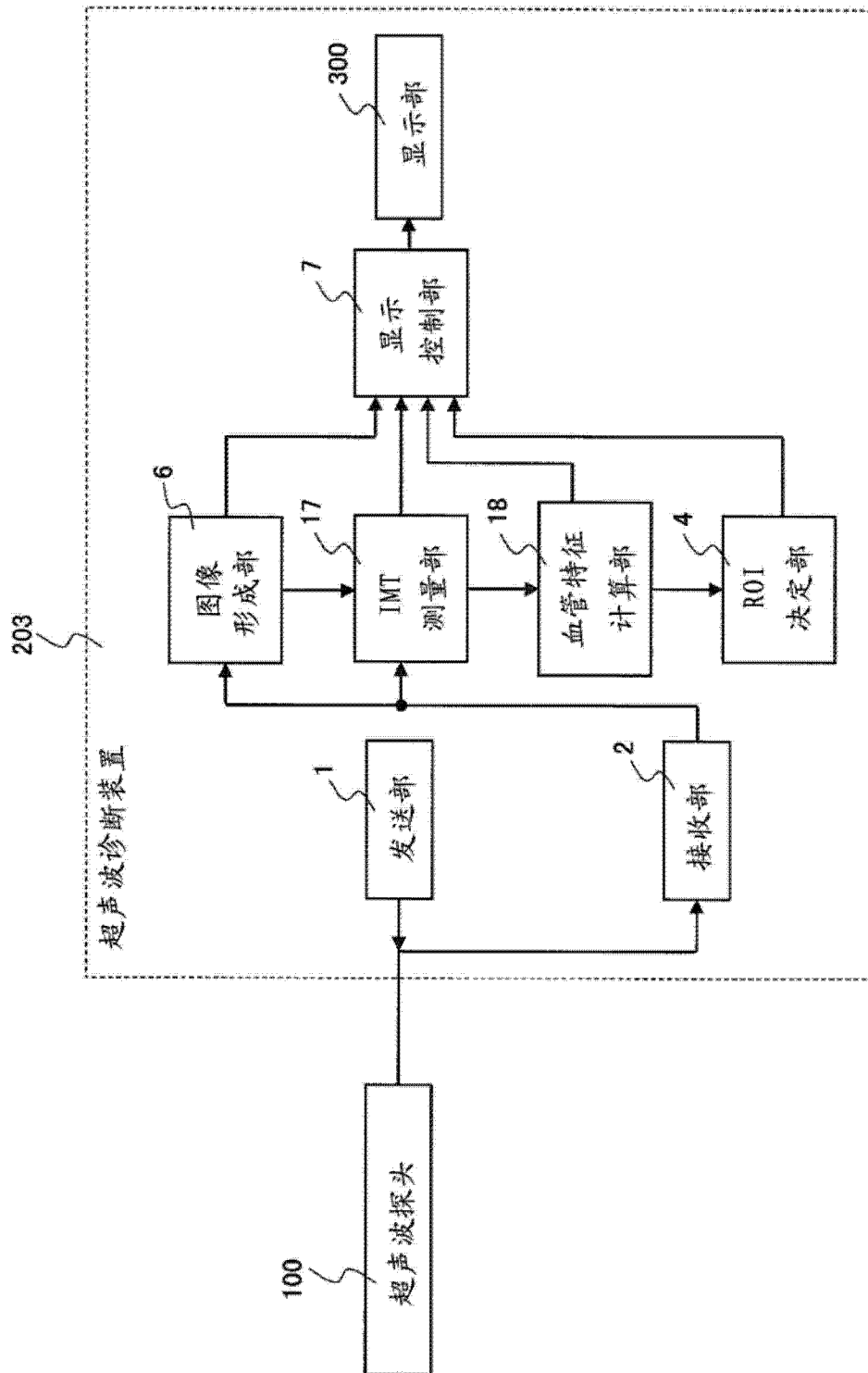


图 12

203

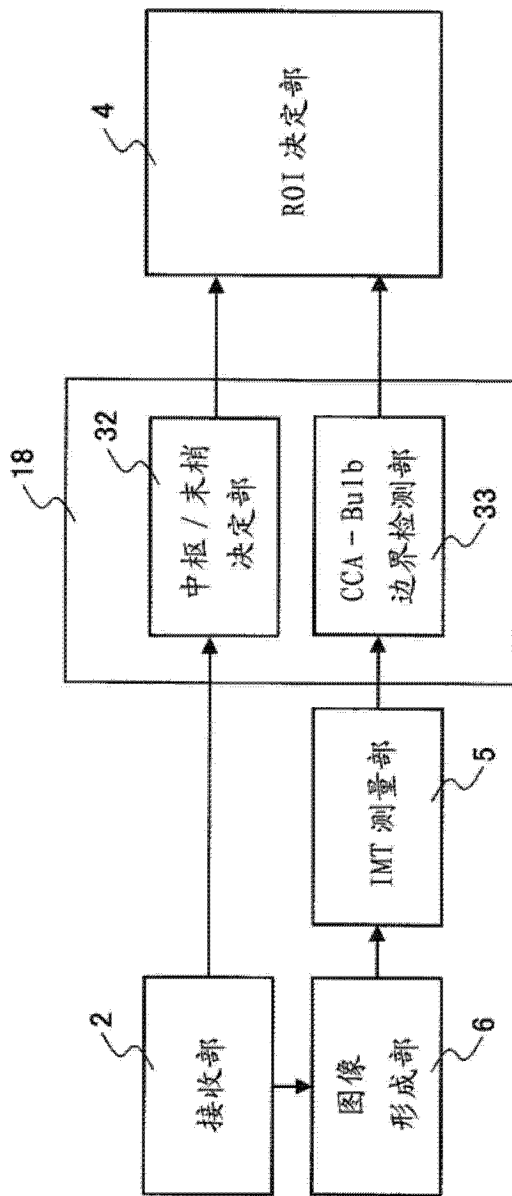


图 13

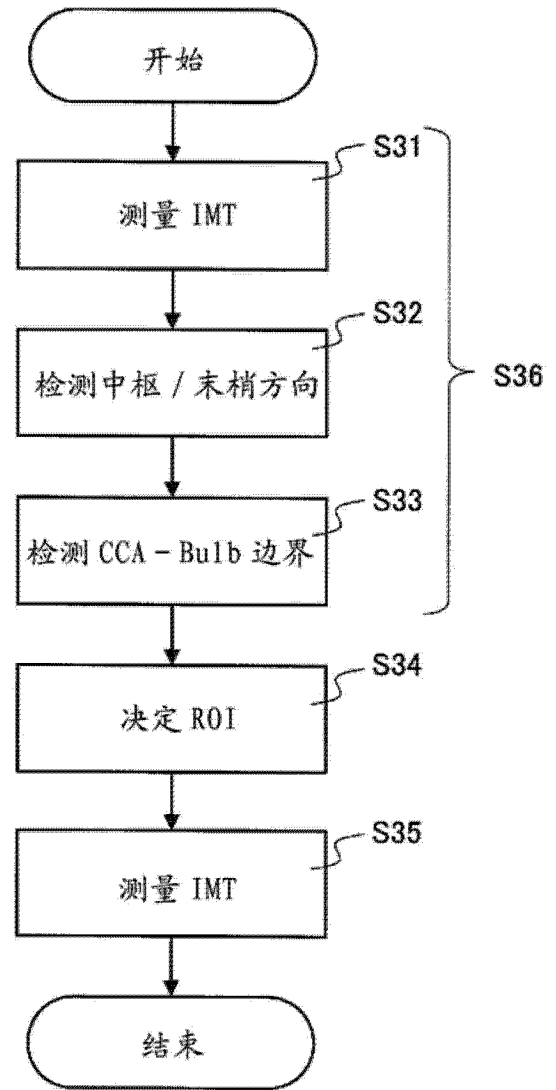


图 14

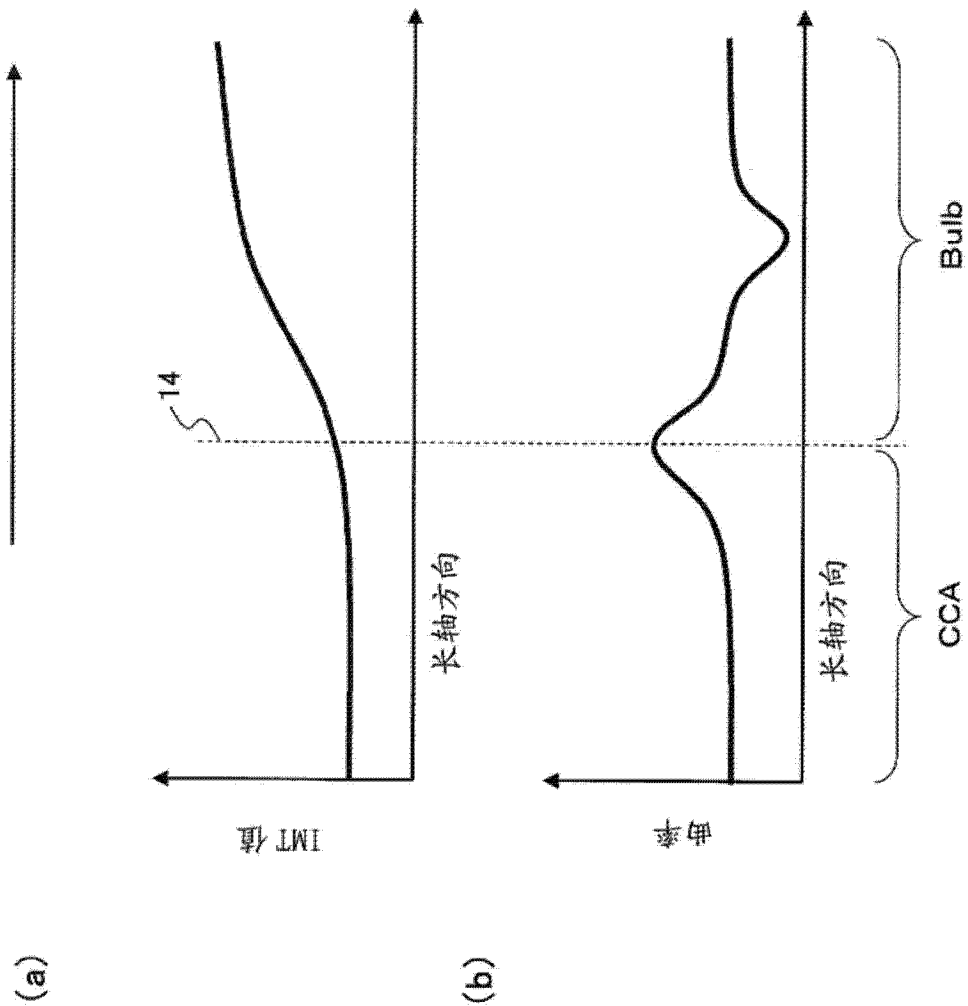


图 15

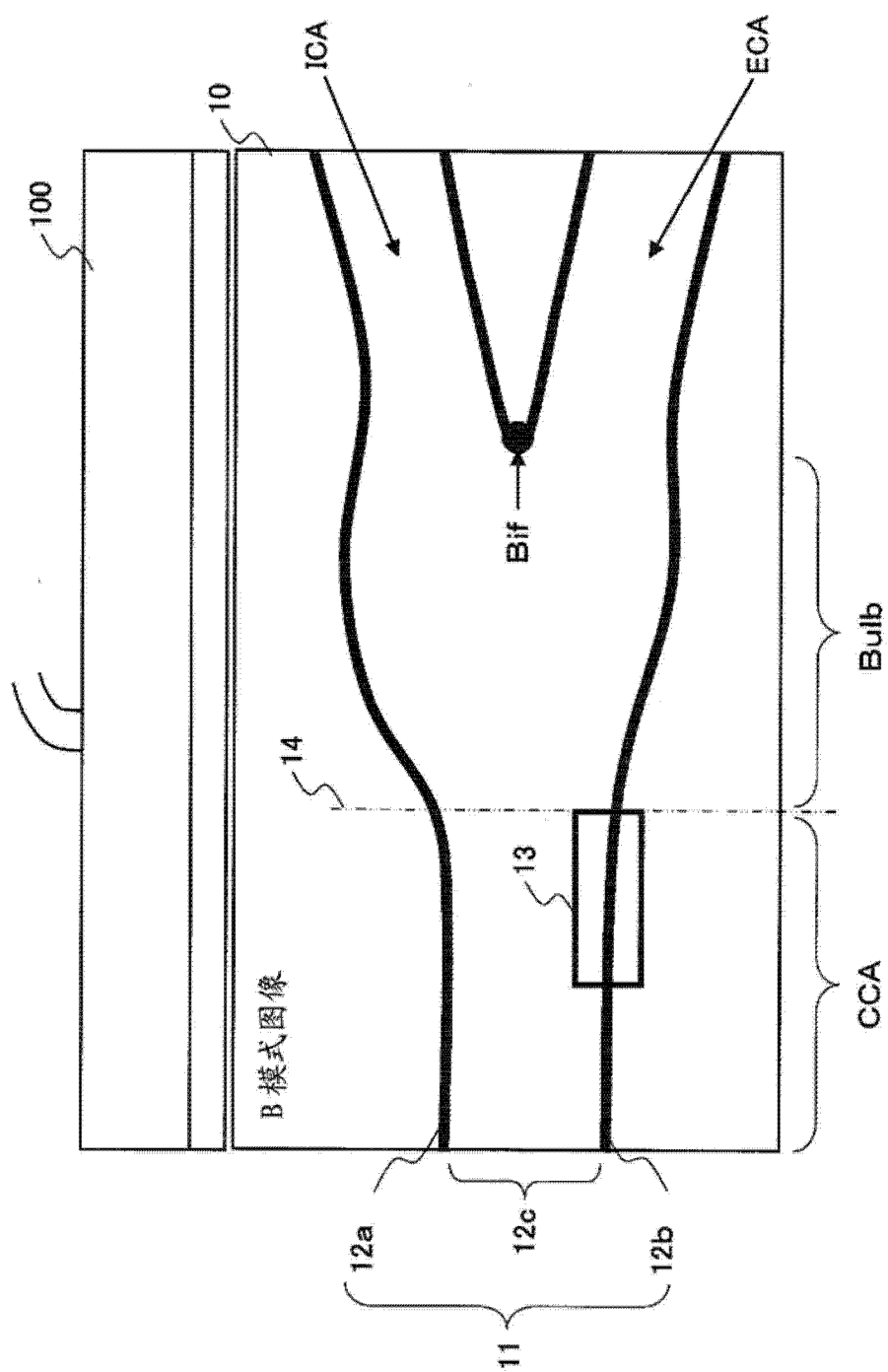


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置以及超声波诊断装置的控制方法		
公开(公告)号	CN103874464A	公开(公告)日	2014-06-18
申请号	CN201280048558.6	申请日	2012-10-04
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	大河内 惇也 铃木 隆夫		
发明人	大河内 惇也 铃木 隆夫		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/463 A61B8/54 A61B8/469 A61B8/085 A61B8/14 A61B8/5207 A61B8/0891		
优先权	2011219749 2011-10-04 JP		
其他公开文献	CN103874464B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声波诊断装置，以能够连接超声波探头的方式构成，测量颈动脉的血管壁的IMT，其特征在于，所述超声波诊断装置具备：发送部，将用于使超声波探头沿着颈动脉的长轴截面发送超声波的发送信号供应给超声波探头；接收部，对基于超声波探头接收到的来自颈动脉的反射超声波的信号进行接收，并生成接收信号；血管特征计算部，基于接收信号，提取包含构成颈动脉的血管壁的各部的的位置、或位置的相对的关系中的至少一个的位置信息，基于位置信息在颈动脉的长轴方向的变化而检测颈总动脉和颈总动脉球部的边界位置；ROI决定部，以边界位置为基准，决定规定用于测量IMT的测量范围的ROI；以及IMT测量部，测量ROI所包含的血管壁的IMT。

