



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103068317 B

(45) 授权公告日 2016. 03. 16

(21) 申请号 201280002285. 1

(22) 申请日 2012. 01. 12

(30) 优先权数据

2011-018354 2011. 01. 31 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 01. 31

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/000134 2012. 01. 12

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/105162 JA 2012. 08. 09

(73) 专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 西垣森绪

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 岳雪兰

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101677810 A, 2010. 03. 24,

CN 101431942 A, 2009. 05. 13,

US 2006/0058661 A1, 2006. 03. 16,

JP 特开平 10146338 A, 1998. 06. 02,

JP 特许第 3682088 号 B2, 2005. 08. 10,

审查员 胡新芬

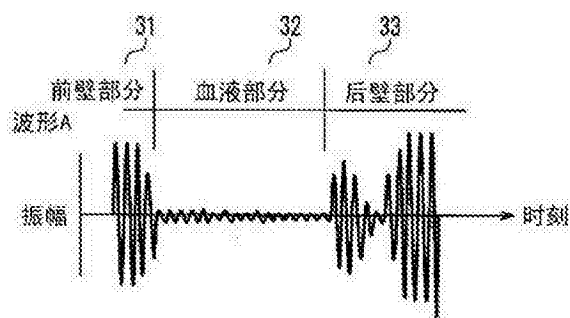
权利要求书2页 说明书13页 附图15页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

提供一种超声波诊断装置,具有:探头,收发超声波;信号解析部,在探头通过超声波对血管的短轴截面进行扫描时,从由探头接收到的短轴截面的多个扫描线回波信号中,基于振幅相对小的部分,检测通过血管的中心的中心扫描线回波信号,该振幅相对小的部分是来自血管的血液所流动的部分的反射波;以及 IMT 计测部,根据中心扫描线回波信号,计算 IMT。根据此结构,即使在从身体表面看的血管不是直线形状的情况下,也能够在大范围内进行误差小的 IMT 计测。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:

探头,收发超声波;

信号解析部,在所述探头通过所述超声波对血管的短轴截面进行扫描时,从由所述探头接收到的所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,取得来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分的扫描线回波信号、和来自所述血管的前壁部分和后壁部分的反射波的振幅相对大的部分的扫描线回波信号,所述信号解析部具有计测连续于来自血管的前壁部分的振幅相对大的部分到来自血管的后壁的振幅相对大的部分作为所述血管的血液部分的长度的血液部分长度计测部,所述信号解析部将所述血液部分的长度最长的扫描线回波信号作为通过所述血管的中心的中心扫描线回波信号;以及

IMT 计测部,根据所述中心扫描线回波信号,计算内膜中膜厚度即 IMT。

2. 如权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其中,

所述信号解析部在所述探头通过所述超声波对血管的多个短轴截面进行扫描时,针对由所述探头接收到的所述多个短轴截面的各扫描线回波信号,检测所述血液部分的长度最长的扫描线回波信号作为通过所述血管的中心的中心扫描线回波信号;

所述 IMT 计测部根据从所述多个短轴截面的各扫描线回波信号中检测出的多个所述中心扫描线回波信号计算 IMT。

3. 如权利要求 2 所述的超声波诊断装置,其中,

具有检波部,该检波部与所述信号解析部连接,使用所述中心扫描线回波信号,生成由各个所述中心扫描线回波信号表示的区域的图像数据,并将各个所述图像数据排列而生成作为一个图像的结合图像数据。

4. 一种超声波诊断装置,其中,具有

探头,收发超声波;

信号解析部,在所述探头通过所述超声波对血管的短轴截面进行扫描时,从由所述探头接收到的所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,取得来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分的扫描线回波信号、和来自所述血管的前壁部分和后壁部分的反射波的振幅相对大的部分的扫描线回波信号,

在所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,将构成所述后壁的一部分的内膜部分的振幅与连续于所述内膜部分的构成所述后壁的一部分的中膜部分的振幅之差最大的扫描线回波信号检测为中心扫描线回波信号,所述内膜部分连续于作为来自所述血管的血液所流动部分的反射波的振幅相对小的部分;

IMT 计测部,根据所述中心扫描线回波信号,计算 IMT。

5. 一种超声波诊断装置,其中,具有:

探头,收发超声波;

信号解析部,在所述探头通过所述超声波对血管的短轴截面进行扫描时,从由所述探头接收到的所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,取得来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分的扫描线回波信号、和来自所述血管的前壁部分和后壁部分的反射波的振幅相对大的部分的扫描线回波信号,

所述信号解析部在所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,将构成所述后壁的一部分的内膜部分的振幅与连续于所述内膜部分的构成所述后壁的一部分的中膜部分的振幅之

比最大的扫描线回波信号作为中心扫描线回波信号检测出来,所述内膜部分连续于作为来自所述血管的血液所流动部分的反射波的振幅相对小的部分;

IMT 计测部,根据所述中心扫描线回波信号,计算 IMT。

6. 一种超声波诊断装置,其中,

探头,收发超声波;

信号解析部,在所述探头通过所述超声波对血管的短轴截面进行扫描时,从由所述探头接收到的所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,取得来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分的扫描线回波信号、和来自所述血管的前壁部分和后壁部分的反射波的振幅相对大的部分的扫描线回波信号,

所述信号解析部对所述短轴截面的多个扫描线回波信号进行包络线检波,计算构成所述后壁的一部分的内膜部分的开始部分的振幅的微分系数,在进行包络线检波后的扫描线回波信号中将计算出的所述微分系数最大的扫描线回波信号判断为中心扫描线回波信号,所述内膜部分连续于作为来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分;

IMT 计测部,根据所述中心扫描线回波信号,计算 IMT。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明涉及适用于颈部血管的 IMT 计测的医用超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置由于其非侵袭性以及免受辐射侵害等原因而应用于循环器官、妇产科领域的部位等很多部位的诊断中。近年来,作为颈部血管(颈动脉)的动脉硬化的指标,IMT(Intima Media Thickness:内膜中膜厚度)受到关注。如图 31 所示,颈部血管 111 的结构为血液 114 在血管壁 112 和 113 的内部流动,血管壁 112 和 113 从内侧开始由内膜 115、中膜 116 和外膜 117 这三层构成。IMT 是血管的内膜中膜的复合体的厚度,通过将内膜 115、中膜 116 的超声波回波部分的时间宽度换算为距离来求得。

[0003] 图 32 是根据向血管照射的超声波束的回波检测到的扫描线回波信号的波形图。回波以来自前壁 112 的强回波、来自血液 114 的弱回波、来自后壁 113 的内膜 115 的略强回波、来自中膜 116 的弱回波、来自外膜 117 的强回波的顺序被超声波探头接收。IMT 与接收来自内膜 115 的略强回波和来自中膜 116 的弱回波的时间成比例。

[0004] 现有的超声波诊断装置中的 IMT 计测是使一维排列探头(通常为线性排列)的排列方向与血管的长度方向一致,得到如图 31 所示的超声波图像来进行的(例如,参照专利文献 1)。如图 33 所示,第一现有超声波诊断装置 101a 包括探头 102、收发部 103、长轴扫描数据收纳存储器 104、信号解析部 105、IMT 计测部 106、扫描变换器 107、显示部 108 以及控制部 109。收发部 103 将由探头 102 得到的长轴截面的数据存储在长轴扫描数据收纳存储器 104。信号解析部 105 从长轴扫描数据收纳存储器 104 所存储的数据中检测 IMT 计测所需要的数据。IMT 计测部 106 测定 IMT,扫描变换器 107 将 B 模式断层像和 IMT 值进行图像合成,并显示于显示部 108。

[0005] 关于 IMT 的计算,除了利用扫描线回波信号其本身的技术之外,还已知利用如专利文献 1 的包络线检波波形来进行的技术。图 34 是根据包络线检波进行 IMT 计测的第二现有超声波诊断装置 101b 的框图,与第一现有例相比,增加了对接收到的扫描线回波信号进行包络线检波的检波部 110。图 35 是表示由检波部 110 得到的检波信号的波形图,IMT 计测部 106 计测来自内膜 115 的略强回波以及来自中膜 116 的弱回波所对应的时间,计算出内膜中膜部分的厚度。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1:特开 2008-194364 号公报

发明概要

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 然而,现有的颈部血管用超声波诊断装置中探头的振子的排列为直线形状,因此在从身体表面看的颈部血管不是直线形状的情况下,能够描绘出内膜中膜的部位会受到限

制。

[0011] 而且,现有的颈部血管用超声波诊断装置在血管的走行方向相对于身体表面不平行的情况下,内膜中膜的描绘能力会降低。

[0012] 而且,现有的颈部血管用超声波诊断装置仅能够在血管的一个长轴截面上进行IMT的计测。

[0013] 像这样,现有的颈部血管用超声波诊断装置具有上述的问题。

发明内容

[0014] 本发明是为了解决现有的问题而作出的,目的在于提供一种即使在从身体表面看的血管不是直线的情况下,也能够在大范围内进行误差小的IMT计测的超声波诊断装置。

[0015] 用于解决问题的手段

[0016] 为了解决上述技术问题,本发明的超声波诊断装置的特征在于,具有:收发超声波的探头;信号解析部,在所述探头用所述超声波对血管的短轴截面进行扫描时,从由所述探头接收到的所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,基于振幅相对小的部分,检测通过所述血管中心的中心扫描线回波信号,所述振幅相对小的部分是来自所述血管的血液所流动的部分的反射波;以及IMT计测部,根据所述中心扫描线回波信号计算IMT。

[0017] 此外,也能够构成为,所述信号解析部在所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,将作为来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分的时间最长的扫描线回波信号判断为所述中心扫描线回波信号。

[0018] 此外,也能够构成为,所述信号解析部在所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,将内膜部分的振幅与连续于所述内膜部分的中膜部分的振幅之差最大的扫描线回波信号判断为所述中心扫描线回波信号,该内膜部分连续于作为来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分。

[0019] 此外,也能够构成为,所述信号解析部在所述短轴截面的多个扫描线回波信号中,将内膜部分的振幅与连续于所述内膜部分的中膜部分的振幅之比最大的扫描线回波信号判断为所述中心扫描线回波信号,该内膜部分连续于作为来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分。

[0020] 而且,也能够构成为,所述信号解析部对所述短轴截面的多个扫描线回波信号进行包络线检波,计算内膜部分的开始部分的振幅的微分系数,该内膜部分连续于作为来自所述血管的血液所流动的部分的反射波的振幅相对小的部分,在被进行包络线检波的扫描线回波信号中,将上述计算出的微分系数最大的扫描线回波信号判断为所述中心扫描线回波信号的结构。

[0021] 此外,也能够构成为,所述信号解析部在所述探头通过所述超声波对血管的多个短轴截面进行扫描时,对由所述探头接收到的所述多个短轴截面的各扫描线回波信号,根据作为来自所述血管的血液流动的的部分的反射波的振幅相对小的部分,检测通过所述血管的中心的中心扫描线回波信号,所述IMT计测部根据由所述多个短轴截面的各扫描线回波信号检测的多个所述中心扫描线回波信号计算IMT。

[0022] 此外,也能够构成为,包括检波部,该检波部与所述信号解析部连接、利用所述中心扫描线回波信号,生成所述各中心扫描线回波信号所表示的区域的图像数据,并将所述

各图像数据排列而生成作为一个图像的结合图像数据。

[0023] 发明的效果

[0024] 根据本发明,能够提供一种通过检测通过血管的中心的中心扫描线回波信号,即使在从身体表面看的血管不是直线形状的情况下,也能够在大范围内进行误差小的 IMT 计测的超声波诊断装置。

附图说明

[0025] 图 1 是表示实施方式 1 的超声波诊断装置的结构框图。

[0026] 图 2 是表示血管的短轴方向的截面构成和每个扫描线的超声波束的示意图。

[0027] 图 3 是表示实施方式 2 的超声波诊断装置的信号解析部的结构框图。

[0028] 图 4A 是表示实施方式 2 的由超声波束 A 的反射波得到的扫描线回波信号波形的波形图。

[0029] 图 4B 是表示实施方式 2 的由超声波束 B 的反射波得到的扫描线回波信号波形的波形图。

[0030] 图 5 是表示实施方式 3 的超声波诊断装置的信号解析部的结构框图。

[0031] 图 6A 是表示实施方式 3 的由超声波束 A 的反射波得到的扫描线回波信号波形的波形图。

[0032] 图 6B 是表示实施方式 3 的由超声波束 B 的反射波得到的扫描线回波信号波形的波形图。

[0033] 图 7 是表示实施方式 3 的超声波诊断装置的信号解析部的其他结构框图。

[0034] 图 8 是表示实施方式 4 的超声波诊断装置的信号解析部的结构框图。

[0035] 图 9 是表示实施方式 4 的由超声波束 A 的反射波得到的扫描线回波信号波形的波形图。

[0036] 图 10A 是表示实施方式 4 的对由超声波束 A 的反射波得到的扫描线回波信号进行检波后的波形图。

[0037] 图 10B 是图 10A 的血液部分之后的扫描线回波信号上升沿部分的放大图。

[0038] 图 11 是表示实施方式 5 的超声波诊断装置的结构框图。

[0039] 图 12 的(a)是表示各扫描面的 B 模式图像的图,(b)是表示将各扫描面的中心区域的图像结合后的结合图像的图。

[0040] 图 13 是表示实施方式 6 的超声波诊断装置的探头的结构的侧视图。

[0041] 图 14 是表示移动时的探头的状态的侧视图。

[0042] 图 15 是表示实施方式 7 的超声波诊断装置的结构框图。

[0043] 图 16 是表示实施方式 7 的探头的结构的侧视图。

[0044] 图 17 是表示使用实施方式 7 的探头计测血管 IMT 的状态的图。

[0045] 图 18 是表示实施方式 8 的超声波诊断装置的结构框图。

[0046] 图 19 是表示实施方式 8 的探头的结构的侧视图。

[0047] 图 20 是表示实施方式 8 的第二次扫描时的探头的结构的侧视图。

[0048] 图 21 是表示实施方式 9 中使探头接触颈部的状态的俯视图。

[0049] 图 22 是表示实施方式 10 的超声波诊断装置的结构框图。

- [0050] 图 23 是表示实施方式 10 的超声波诊断装置的其它结构的侧视图。
- [0051] 图 24 是表示实施方式 10 的超声波诊断装置的另外的其它结构的侧视图。
- [0052] 图 25 是表示根据实施方式 10 的超声波诊断装置的另外的其它结构的侧视图。
- [0053] 图 26 是表示根据实施方式 10 的超声波诊断装置的另外的其它结构的顶视图。
- [0054] 图 27 是表示根据实施方式 10 的超声波诊断装置的另外的其它结构的侧视图。
- [0055] 图 28 是表示实施方式 11 的超声波诊断装置的结构框图。
- [0056] 图 29 是表示实施方式 11 的排列振子、血管以及超声波束的位置关系的图。
- [0057] 图 30 是表示实施方式 11 的排列振子、血管以及超声波束的其它位置关系的图。
- [0058] 图 31 是表示血管结构的剖视图。
- [0059] 图 32 是表示根据照射到血管的超声波束的回波检测的扫描线回波信号的波形图。
- [0060] 图 33 是表示第一现有超声波诊断装置的结构框图。
- [0061] 图 34 是表示第二现有超声波诊断装置的结构框图。
- [0062] 图 35 是表示由第二现有超声波诊断装置的检波部得到的检波信号的波形图。

具体实施方式

[0063] 以下参照附图对本发明的实施方式的超声波诊断装置进行说明。

[0064] (实施方式 1)

[0065] 图 1 是表示本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置 1a 的结构框图。探头 2 具有一维排列的多个振子(排列振子),进行超声波的收发。收发部 3 驱动探头 2,对探头 2 控制超声波的收发。短轴扫描数据收纳存储器 4 将由探头 2 接收到的超声波脉冲的扫描线回波信号进行保存。信号解析部 5 从短轴扫描数据收纳存储器 4 所保存的扫描线回波信号中,按各扫描面选择作为计测内膜中膜复合厚度的对象的扫描线回波信号。具体地,选择通过血管中心的超声波的扫描线回波信号的中心扫描线回波信号。此外,作为检查对象的血管,例如有颈部血管。

[0066] IMT 计测部 6 根据由信号解析部 5 选择的各中心扫描线回波信号,计测内膜中膜的复合厚度,计算对计测得出的各内膜中膜复合厚度进行平均等的处理后的值作为 IMT 值。扫描变换器 7 将短轴扫描数据收纳存储器 4 所保存的扫描线回波信号扫描变换为 B 模式图像数据,生成在 B 模式图像中叠加 IMT 计测结果、例如表示血液和内膜的边界的线或者中膜部分的位置等的的数据。显示部 8 将扫描变换后的数据作为图像显示。控制部 9 对超声波诊断装置 1a 的各部进行控制。

[0067] 接下来对如上所述构成的超声波诊断装置 1a 的动作进行说明。首先,操作者以排列振子的排列方向(即扫描平面)与血管的走行方向正交或大致正交的方式使探头 2 与颈部表面接触。然后,基于控制部 9 的控制,收发部 3 按每一个超声波脉冲向探头 2 发送驱动信号。探头 2 被驱动信号驱动,将超声波照射到被检体。超声波经被检体的血管反射(回波)后,被探头 2 变换为电信号。

[0068] 短轴扫描数据收纳存储器 4 将按每个超声波脉冲得到的扫描线回波信号保存。短轴扫描数据收纳存储器 4 中保存的扫描线回波信号经过扫描变换器 7 扫描变换后,例如作为 B 模式图像被显示在显示部 8 上。然后,操作者用手将探头 2 沿血管的走行方向平行移

动。然后,超声波诊断装置 1a 在移动后的位置如上所述地收发超声波,并在显示部 8 上显示 B 模式图像。

[0069] 如上所述,通过边移动探头 2 的位置边进行超声波的收发,多个扫描平面的扫描线回波信号被保存在短轴扫描数据收纳存储器 4 中。

[0070] 图 2 是基于上述方法的多个扫描平面中的一个扫描平面的超声波束的一个示例,是表示与血管的走行方向垂直的短轴截面的结构和每个扫描线的超声波束的图。血管 21 从外侧开始由外膜 22、中膜 23 和内膜 24 构成,在内膜 24 的内侧流动着血液 25。超声波束 A 是通过血管 21 的中心点的超声波束(中心扫描线),超声波束 B 是通过从血管 21 的中心点偏离的位置的超声波束。血管 21 由于内膜和中膜位于圆弧上,因此超声波束 A 相对于构成血管 21 的各膜垂直地传播。另一方面,超声波束 B 的传播不能说从相对于各膜垂直的方向传播,各膜的超声波束 B 的传播位置处的各膜的切线方向与超声波束 B 所成的角度越偏离血管 21 的中心点则越小。

[0071] 接下来,信号解析部 5 从各扫描平面的扫描线回波信号中检测由通过血管 21 的中心点的超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号。关于检测由超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号的具体的动作,将在后面的实施方式中说明。然后,IMT 计测部 6 根据由检测的超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号计算内膜中膜复合厚度。结果,得到在血管长度方向的多个截面上的内膜中膜复合厚度。进一步地,IMT 计测部将这些内膜中膜复合厚度的平均值或者最大值作为 IMT。计算出的 IMT 可以作为数值显示,此外,也可以由 IMT 计测部计算出内膜、中膜的位置,由扫描变换器 7 将表示内膜、中膜位置的标志叠加到 B 模式图像。

[0072] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置能够从各扫描平面的扫描线回波信号中检测由通过血管 21 的中心点的超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号。根据该检测到的由超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号,检测内膜中膜复合厚度,根据内膜中膜复合厚度能够计算出 IMT。因此,即使在从身体表面看的血管的形状不是直线形状的情况下,通过边将探头 2 沿血管的走行方向移动边进行扫描,也能够在大范围内进行误差小的 IMT 计测。

[0073] (实施方式 2)

[0074] 本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置是相对于实施方式 1 的超声波诊断装置的信号解析部 5 具备结构更为具体的信号解析部 5a 的超声波诊断装置。图 3 是表示信号解析部 5a 的结构的框图。信号解析部 5a 具有血液部分长度计测部 10 和数据检测部 11a。

[0075] 图 4A 是表示图 2 所示的通过血管 21 的中心的超声波束 A 的扫描线回波信号的波形 A 的波形图。图 4B 是表示图 2 所示的超声波束 B 的扫描线回波信号的波形 B 的波形图。波形 A 和波形 B 分别具有与由前壁(包括内膜、中膜以及外膜,但为了便于说明,作为一个整体来处理)反射的回波对应的振幅大的前壁部分 31、与由血液反射的回波对应的振幅小的血液部分 32、以及与由后壁反射的回波对应的振幅大的后壁部分 33。虽然来自前壁和后壁的回波的振幅会因不同的人存在个体差,不能一概而言,但是与来自血液的回波的振幅相比,有 20dB 左右的振幅差,所以区别血液部分与前壁后壁部分是容易的。

[0076] 如图 2 所示,血管 21 的截面为圆形,因此图 4A 所示的波形 A 的血液部分 32 比由不通过血管 21 的中心的任一超声波束 B 得到的波形 B 的血液部分 32 都要长。也就是说,各扫描线回波信号的波形中,血液部分 32 最长的扫描线回波信号就是超声波束 A 的扫描线回波信号(中心扫描线回波信号)。图 3 所示的血液部分长度计测部 10 计测各扫描线回波

信号的血液部分的长度。数据检测部 11a 检测各扫描面的扫描线回波信号中血液部分最长的扫描线回波信号作为中心扫描线回波信号,并发送给 IMT 计测部 6。

[0077] 根据如上所述的结构,能够从各扫描平面的扫描线回波信号中检测由通过血管 21 的中心点的超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号。根据该检测的由超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号,检测内膜中膜复合厚度,并根据内膜中膜复合厚度,能够计算出 IMT。因此,即使在从身体表面看的血管的形状不是直线形状的情况下,也能够检测通过血管中心的超声波束的中心扫描线回波信号,所以能够检测各扫描面的内膜中膜复合厚度,计算出 IMT。

[0078] (实施方式 3)

[0079] 实施方式 3 的超声波诊断装置是相对于实施方式 1 的超声波诊断装置的信号解析部 5 使用与实施方式 2 不同的信号解析部 5b 的示例。图 5 为表示本实施方式的超声波诊断装置的信号解析部 5b 的结构的框图。信号解析部 5b 具有内膜-中膜振幅差计测部 12 和数据检测部 11b。

[0080] 图 6A 为表示图 2 所示的通过血管 21 的中心的超声波束 A 的扫描线回波信号的波形 A 的波形图。图 6B 为表示图 2 所示的超声波束 B 的扫描线回波信号的波形 B 的波形图。

[0081] 波形 A 和波形 B 分别具有与由前壁(包含内膜、中膜和外膜,但是为了便于说明,作为一个整体来处理)反射的回波对应的振幅大的前壁部分 31、与由血液反射的回波对应的振幅小的血液部分 32、以及与由后壁反射的回波对应的振幅大的后壁部分 33。进一步地,后壁部分 33 具有与由内膜反射的回波对应的内膜部分 34、与由中膜反射的回波对应的中膜部分 35、以及与由外膜反射的回波对应的外膜部分 36。

[0082] 超声波束 A 中,由于超声波束是从相对于血管壁的垂直方向被照射的,因此很少混合有位于中膜部分的前后的内膜和外膜的信号,中膜部分的振幅小。另一方面,超声波束 B 中,由于超声波束从偏离于血管壁的垂直方向的方向被照射,因此混合有位于中膜部分的前后的内膜和外膜的信号,中膜部分的振幅比超声波束 A 中的振幅更大。因此,在扫描线回波信号的波形中,基于超声波束 A 的波形的内膜部分 34 的最大振幅与中膜部分 35 的最小振幅之间的差最大。超声波束 A 中,在血管中没有病变等的健康者的情况下,会根据不同的人有个体差,不能一概而论,但是中膜部分的振幅比内膜和外膜的振幅小 3~6dB 以上,因此可以容易地对中膜部分进行判别。与此相对,超声波束 B 中,中膜部分与内膜及外膜部分的振幅差比其小,根据不同状况,也会出现振幅差消失、不能判别的情况。

[0083] 内膜-中膜振幅差计测部 12 按每个扫描线,计算如图 10A 所示的扫描线回波信号的包络线,将振幅小的血液部分之后最初出现的极大值的部分的振幅判断为内膜部分 34 的最大振幅。此外,将内膜部分 34 的最大振幅之后最初出现的极小值的部分的振幅判断为中膜部分 35 的最小振幅。此外,内膜-中膜振幅差计测部 12 计算内膜部分 34 的最大振幅与中膜部分 35 的最小振幅之间的差。数据检测部 11b 检测内膜部分 34 的最大振幅与中膜部分 35 的最小振幅之间的差最大的扫描线回波信号作为中心扫描线回波信号,发送给 IMT 计测部 6。

[0084] 根据如上所述的结构,能够从各扫描平面的扫描线回波信号中检测出由通过血管 21 的中心点的超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号。根据该检测的由超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号,检测内膜中膜复合厚度,根据内膜中膜复合厚度可以计算出 IMT。因

此,即使在从身体表面看的血管的形状不是直线形状的情况下,也能够检测通过血管的中心的超声波束的中心扫描线回波信号,所以能够检测各扫描面的内膜中膜复合厚度,能够计算出 IMT。

[0085] 图 7 是表示本实施方式的超声波诊断装置的信号解析部 5 的其它结构的信号解析部 5c 的框图。代替内膜-中膜振幅差计测部 12 而具有按每个扫描线计测内膜部分 34 的最大振幅相对于中膜部分 35 的最小振幅的比的内膜-中膜振幅比计测部 13。数据检测部 11c 检测内膜部分 34 的最大振幅相对于中膜部分 35 的最小振幅的比最大的扫描线回波信号作为中心扫描线回波信号,发送给 IMT 计测部 6。

[0086] 采用这种结构,也与具有图 5 所示的信号解析部 5b 的上述超声波诊断装置同样,即使在从身体表面看的血管的形状不是直线形状的情况下,也能够检测通过血管中心的超声波束的中心扫描线回波信号。因此,能够检测各扫描面的内膜中膜复合厚度,计算出 IMT。

[0087] (实施方式 4)

[0088] 根据实施方式 4 的超声波诊断装置相对于实施方式 1 的超声波诊断装置的信号解析部 5,采用与实施方式 2 和 3 不同的信号解析部 5d 的超声波诊断装置。图 8 是表示本实施方式的超声波诊断装置的信号解析部 5d 的结构的框图。信号解析部 5d 具有检波部 14、微分器 15 和数据检测部 11d。

[0089] 图 9 是表示图 2 所示的通过血管 21 中心的超声波束 A 的扫描线回波信号的波形 A 的波形图。检波部 14 对波形 A 进行包络线检波。图 10A 是表示对波形 A 进行检波后的波形的波形图。图 10B 是图 10A 的后壁部分 33 的放大图。

[0090] 在如超声波束 A 那样超声波束与血管壁垂直地照射时,由内膜表面反射得到的波形的上升沿变得尖锐。另一方面,在如超声波束 B 那样超声波束偏离与血管壁垂直的方向而照射时,若考虑超声波束具有某种程度的粗度,则由内膜表面反射得到的波形的上升沿变得平缓。

[0091] 图 8 所示的微分器 15 在图 10B 所示的包络线检波后的各扫描线回波信号中,检测在血液部分 32 之后扫描线回波信号超过任意阈值(V1)的位置(Z1)。然后,检测扫描线回波信号为极大的部分的振幅(V2)以及其位置(Z2),计算 $(V2-V1)/(Z2-Z1)$ 作为波形的上升沿的微分系数。数据检测部 11d 在一个扫描面中的扫描线回波信号中,检测上升沿的微分系数最大的扫描线回波信号作为中心扫描线回波信号,发送给 IMT 计测部 6。

[0092] 根据如上所述的结构,能够从各扫描平面的扫描线回波信号中检测出由通过血管 21 中心点的超声波束 A 得到的中心扫描线回波信号,根据该检测的超声波束 A 的中心扫描线回波信号能够检测内膜中膜复合厚度,根据内膜中膜复合厚度能够计算出 IMT。因此,即使在从身体表面看的血管的形状不是直线形状的情况下,也能够检测通过血管中心的超声波束的中心扫描线回波信号,所以能够检测各扫描面上的内膜中膜复合厚度,计算出 IMT。

[0093] (实施方式 5)

[0094] 图 11 是表示本发明的实施方式 5 的超声波诊断装置 1b 的结构的框图。超声波诊断装置 1b 具有与实施方式 1 的超声波诊断装置 1 的 IMT 计测部 6 并列地配置的检波部 16 的结构。检波部 16 进行用于 B 模式图像的检波。

[0095] 接下来,对该超声波诊断装置 1b 的动作进行说明。首先,收发部 3 从探头 2 接收来自被检体的回波,将扫描线回波信号保存到短轴扫描数据收纳存储器 4 中。关于该动作,

操作者边使探头 2 的位置沿着血管移动边反复进行。信号解析部 5 从各扫描平面的扫描线回波信号中检测由通过血管的中心点的超声波束得到的中心扫描线回波信号。IMT 计测部 6 按每个检测的中心扫描线回波信号计算内膜中膜复合厚度,然后将这些内膜中膜复合厚度的平均值或者最大值作为 IMT。

[0096] 检波部 16 根据通过血管中心点的中心扫描线回波信号,生成局部的 B 模式图像。图 12 (a)是表示各扫描面的 B 模式图像的图。B 模式图像 41a ~ d 中的通过血管中心点的中心区域 42a ~ d 是由检波部 16 生成的图像。检波部 16 生成将各扫描面的中心区域的图像横向排列并结合后的图像。图 12 (b) 是表示将各扫描面的中心区域的图像结合后的结合图像 43 的图。该结合图像 43 与对血管的长轴截面进行扫描而得到的现有的图像相似,但是,相对于在现有的方法中在血管弯曲的情况下存在不能显示的部分,能够显示全部的扫描区域的中心区域的图像。

[0097] 接着,扫描变换器 7 对结合图像 43 的数据进行扫描变换,以在显示部 8 上能够显示。显示部 8 将扫描变换后的数据作为结合图像显示。

[0098] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置即使在从身体表面看的血管的形状不是直线形状的情况下,也能够通过边使探头 2 沿着血管的走行方向移动边进行扫描,来在血管的大范围内进行误差小的 IMT 计测。

[0099] 进一步地,即使血管是弯曲的,也能够显示将各扫描区域中的中心区域的图像结合起来的结合图像。

[0100] 此外,通过显示将各扫描区域中的中心区域的图像结合起来的结合图像,能够将测定的内膜中膜复合厚度浅显易懂地进行显示。

[0101] (实施方式 6)

[0102] 图 13 是表示本发明实施方式 6 的超声波诊断装置的探头的结构的侧视图。本实施方式的超声波诊断装置为在探头的前端设置了配件(attachment)的结构,除此之外的结构与实施方式 1 的超声波诊断装置相同,关于相同的构成要素,省略说明。

[0103] 在探头 2 的前端安装有雪橇状的配件 52。在没有配件 52 的情况下,如图 14 所示,当用手使探头 2 沿着箭头 C 的方向移动时,探头 2 很容易沿箭头 D 所示的方向偏离,探头 2 与被检体 51 表面之间的角度变得不稳定。

[0104] 通过使用雪橇状的配件 52,使探头 2 与被检体 51 之间的接触面积增加,由此能够使探头 2 与被检体表面之间的角度保持稳定。

[0105] 另外,雪橇状的配件 52 也可以安装于实施方式 2 ~ 5 的超声波诊断装置的探头上。另外,在本实施方式中,例示了将雪橇状的配件组装在探头上的例子,但是,配件并不一定需要为雪橇状,也可以是如平板状、十字形之类的能够使探头稳定地移动的任意形状。

[0106] (实施方式 7)

[0107] 图 15 是表示本发明的实施方式 7 的超声波诊断装置 1c 的结构的框图。本实施方式的超声波诊断装置 1c 相对于实施方式 1 的超声波诊断装置 1a,在信号解析部 5 和显示部 8 之间配置了血管倾斜运算部 17。

[0108] 图 16 是表示本实施方式的超声波诊断装置 1c 的探头的结构的侧视图。超声波诊断装置 1c 是相对于实施方式 1 的超声波诊断装置 1a,在探头的前端设置有配件的结构。在超声波诊断装置 1c 中,上述血管倾斜运算部 17 以及配件以外的结构与实施方式 1 的超声

波诊断装置 1a 相同,对于同样的构成要素,省略说明。

[0109] 安装在探头 2 的前端的雪橇状配件 52 上,设置有将探头 2 可旋转地支承的旋转轴 53 和与之对应地用于在希望的角度停止旋转的固定部(未图示)。通过这些旋转轴 53 和固定部,能够将探头 2 相对于配件 52 设定为任意角度的倾斜。

[0110] 图 17 是表示本实施方式的使用探头 2 计测血管的 IMT 的状态的图。血管 54 的走行方向相对于被检体的身体表面 51 并非一定是平行的。但是,通过将探头 2 相对于配件 52 倾斜地支承,探头 2 能够从身体表面 51 的垂直方向稳定地倾斜。因此,能够与血管 54 的走行方向垂直地照射超声波束。

[0111] 图 17 所示的血管倾斜运算部 17 例如根据各扫描区域中的血管的前壁位置,计算血管走行方向相对于身体表面 51 的倾斜。

[0112] 接下来,对本实施方式的超声波诊断装置的动作进行说明。本实施方式中,对整个扫描区域手动扫描两次,进行 IMT 计测。首先,作为第一次扫描,设定成超声波束的角度相对于身体表面垂直。然后,由收发部 3 从探头 2 接收来自被检体的反射波,将扫描线回波信号保存到短轴扫描数据收纳存储器 4 中。该动作在由操作者用手将探头 2 的位置沿着血管改变的各位置处进行。接着,信号解析部 5 从各扫描平面的扫描线回波信号中检测由通过血管的中心点的超声波束得到的扫描线回波信号。

[0113] 接下来,IMT 计测部 6 根据检测的扫描线回波信号计算内膜中膜复合厚度,将这些内膜中膜的复合厚度的平均值或者最大值作为 IMT。此外,血管倾斜运算部 17 通过检测各扫描线回波信号的例如前壁部分的外膜部分的位置,计算出各扫描位置的血管距离身体表面的深度,根据血管深度的变化计算出血管的走行方向相对于身体表面的倾斜。将计算出的数据显示在显示部 8 上。若血管的走行方向的倾斜为零,则超声波束是相对于血管垂直照射的,因此不再进行第二次的扫描,IMT 计测部 6 将 IMT 值显示于显示部 8,结束动作。

[0114] 在血管倾斜运算部 17 判断为血管相对于超声波束的垂直方向倾斜的情况下,血管倾斜运算部 17 将倾斜角度显示在显示部 8 上。操作者使探头 2 相对于配件 52 倾斜显示部 8 所显示的角度。然后进行第二次扫描。IMT 计测部 6 根据第二次的扫描线回波信号,计算内膜中膜复合厚度,将这些内膜中膜复合厚度的平均值或者最大值作为 IMT,经由扫描变换器 7 将 IMT 值显示于显示部 8,结束动作。

[0115] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置即使在血管相对于身体表面不平行的情况下,也能够计测 IMT。

[0116] (实施方式 8)

[0117] 图 18 是表示本发明的实施方式 8 的超声波诊断装置 1d 的结构框图。本实施方式的超声波诊断装置 1d 相对于根据实施方式 7 的超声波诊断装置 1c,具有倾斜控制部 18。

[0118] 图 19 是表示本实施方式的超声波诊断装置 1d 的探头的结构的侧视图。超声波诊断装置 1d 相对于超声波诊断装置 1c,用可旋转的排列振子 19 代替了探头 2 上配置的排列振子。

[0119] 并且,超声波诊断装置 1c 是使探头 2 整体与血管的倾斜相应地倾斜并进行第二次扫描的结构,相对于此,超声波诊断装置 1d 为使排列振子 19 与血管的倾斜相应地倾斜并进行第二次扫描的结构。在超声波诊断装置 1d 中,上述结构之外的结构与根据实施方式 7 的超声波诊断装置 1c 相同,对同样的构成要素,省略说明。

[0120] 雪橇状配件 52 被固定为使探头 2 相对于与身体表面垂直的方向不倾斜。探头 2 的内部配置有可旋转地配置的排列振子 19。倾斜控制部 18 与血管的倾斜相应地控制排列振子 19 的倾斜。作为控制排列振子 19 倾斜的方法,例如可以使用在超声诊断装置中被熟知的机械式扫描方法,也就是如下方法:在排列振子中设置旋转轴,由探头 1 的本体支承旋转轴,设置用于控制排列振子的旋转方向的马达等控制手段,为了更好地进行声音整合,在排列振子和探头 1 的空隙中填满声音耦合液体,通过控制手段使排列振子旋转。

[0121] 接着,对本实施方式的超声波诊断装置 1d 的动作进行说明。首先,作为第一次扫描,使排列振子 19 朝向正下方以使超声波束 55 的角度与身体表面垂直。在这种状态下与实施方式 7 同样进行第一次扫描。血管倾斜运算部 17 检测各扫描位置的血管相对于身体表面的倾斜,倾斜控制部 18 对各位置的倾斜进行存储。从而,能够检测出血管 54 相对于身体表面 51 的倾斜也就是弯曲状态。

[0122] 接下来,如图 20 所示,进行第二次扫描。此时,倾斜控制部 18 根据各扫描位置的血管的倾斜,改变排列振子 19 的朝向以使超声波束 55 与血管垂直地照射。

[0123] 如上所述,本实施方式的超声波诊断装置即使在血管相对于身体表面不平行的情况下也能计测 IMT。而且,即使在血管弯曲的情况下,也能够计测 IMT。

[0124] (实施方式 9)

[0125] 实施方式 7 和 8 对扫描对象区域进行两次扫描。这种情况下,如果不明确表示探头 2 的移动距离,则在将手动移动重复 2 次时,会出现扫描位置在第一次和第二次中偏离的情况。本实施方式的超声波诊断装置解决这个问题。

[0126] 图 21 是表示使探头 2 接触颈部 56 的状态的俯视图。颈部 56 上,贴有如条纹花样那样形成为能够确定位置的带 58。探头 2 上配置有向对象物照射光并读取其反射光的光电传感器 57。光电传感器 57 读取贴在颈部 56 上的带 58 的信息(例如当带为条纹花样时为反射光的明暗),检测出探头 2 的位置。

[0127] 通过如上所述的结构,能够消除第一次扫描的位置与第二次扫描的位置之间的偏离,能够与血管垂直地照射超声波束,能够正确地计测 IMT。

[0128] (实施方式 10)

[0129] 本发明实施方式 10 的超声波诊断装置是解决与实施方式 9 同样问题的另外一个示例。图 22 是表示本实施方式的超声波诊断装置的结构侧视图。探头 2 上安装有卷绕丝绳(wire)60 的绕线轴(bobbin)59,当拉出丝绳 60 时绕线轴 59 旋转。绕线轴 59 上安装有编码器(未图示),通过检测绕线轴 59 的旋转检测拉出的丝绳 60 的长度。在丝绳 60 的端部安装有停止器 61。停止器 61 例如通过由操作者用手指按压而成为用于检测探头 2 的位置的基点。

[0130] 利用本实施方式的超声波探头计测 IMT 时,首先,固定停止器 61,边拉出丝绳 60 边进行第一次扫描。此时,编码器通过检测丝绳长度,来检测探头的各个扫描位置。接着,在将停止器 61 固定的状态下,将丝绳 60 卷绕到线轴 59。

[0131] 然后,沿着第一次的扫描路径边将丝绳拉出边进行第二次扫描。此时,通过未图示的控制部,在第一次的各扫描位置处进行扫描。

[0132] 根据如上所述的结构,能够消除第一次扫描的位置与第二次扫描的位置之间的偏离,能够与血管垂直地照射超声波束,能够正确地计测 IMT。

[0133] 而且,如图 23 所示,也可以为还具有检测丝绳 60 离开绕线轴 59 的位置的接点检测器 62 的结构。接点检测器 62 可以设置在绕线轴 59 内部、将绕线轴 59 支承于探头 2 的支承部等任意处。接点的位置与探头 2 的倾斜相关联,例如在图 23 中,探头 2 向左倒时,绕线轴 59 的位置也多少向左下方移动,因此接点的位置顺时针移动。也就是说,根据由接点检测器 62 检测出的接触点位置能够检测出探头 2 的倾斜。

[0134] 倾斜控制部 18 根据由第一次扫描时的移动检测出的探头 2 的倾斜以及血管相对于身体表面 51 的倾斜,计算使超声波束相对于血管的扫描方向垂直的探头 2 的倾斜。为了使操作者能够操作,可以在第二次扫描时将此倾斜度显示在显示部,在如图 16 所示的具有配件的情况下,也可以由配件根据探头 2 的移动,来使探头 2 倾斜。

[0135] 如上所述,根据此结构,不仅能够检测探头 2 的扫描位置,还能够检测探头 2 的扫描时的倾斜。因此,能够以高精度扫描血管的垂直截面,能够正确计测 IMT。

[0136] 进一步地,如图 24 所示,可以是将排列振子构成为可以旋转的排列振子 19。根据此结构,在第一次扫描时由接点检测器 62 检测探头 2 的倾斜,倾斜控制部 18 计算使超声波束与血管的扫描方向垂直的探头 2 的倾斜。倾斜控制部 18 根据第二次扫描时探头 2 的倾斜,使排列振子 19 旋转,由此能够修正倾斜,能够与血管垂直地照射超声波束。

[0137] 而且,如图 25 所示,也可以为不设置接点检测器,在探头 2 的高度方向的不同位置处设置两套绕线轴 59a、59b 与编码器的组合系统(丝绳长度检测机构)的结构。在该结构中,也与图 23 同样,能够根据各个丝绳 60a、60b 的长度检测探头 2 的位置和倾斜。

[0138] 此外,如图 26 所示,也可以为在颈部平面方向的不同位置处并排设置两套丝绳长度检测机构 59c、59d 的结构。特别地,优选设置在与探头 2 的移动方向垂直的方向上。在此结构中,根据各个丝绳 60c、60d 的长度能够检测出探头 2 的位置以及探头 2 相对于颈部平面方向的旋转角度。因此,能够在第一次扫描和第二次扫描中,使探头 2 在颈部平面方向上的旋转角度相同,能够高精度地计测 IMT。

[0139] 此外,如图 27 所示,也可以为对两套丝绳长度检测机构 59a、59b 设置使两个绕线轴的旋转联动的联动机构 63 的结构。根据此结构,若使探头 2 移动使得各个丝绳 60a、60b 被拉出,则能够使探头 2 保持所决定的角度来移动。

[0140] 另外,图 27 中表示了两套丝绳长度检测装置 59a、59b 配置在探头 2 的高度方向的不同位置处的结构,但是也可以设置在与探头 2 的高度方向和探头 2 的移动方向分别垂直的方向上。在这种结构中,若使探头 2 移动使得各个丝绳被拉出,则能够使探头 2 保持所决定的颈部平面方向上的旋转角度来移动。

[0141] (实施方式 11)

[0142] 图 28 是表示本发明的实施方式 11 的超声波诊断装置 1e 的结构的框图。本实施方式的超声波诊断装置 1e 是将实施方式 1 的超声波诊断装置 1a 的短轴扫描数据收纳存储器 4、信号解析部 5 以及 IMT 计测部 6 分别配置 3 套的结构。而且是具有与收发部 3、短轴扫描数据收纳存储器 4、信号解析部 5 以及控制部 9 连接的偏转角度控制部 20 的结构。其它的构成要素与实施方式 1 的超声波诊断装置 1a 相同,对同样的构成要素附加相同的符号,并省略说明。

[0143] 实施方式 1 的超声波诊断装置 1a 是进行线性扫描的超声波诊断装置。本实施方式的超声波诊断装置边改变排列振子中的照射超声波的振子的位置(开口部),边改变超声

波束的偏转角来进行扫描。偏转角度控制部 20 控制超声波束的偏转角。

[0144] 将短轴扫描数据收纳存储器 4、信号解析部 5 以及 IMT 计测部 6 分别准备了三套。通过准备 3 套,针对一个扫描面进行一次扫描就能够检测 3 处的内膜中膜复合厚度,并行计算 IMT。

[0145] 图 29 是表示排列振子 64a、血管 21 和超声波束 65a ~ 65b 的位置关系的图。图 29 (a)、(b)、(c)是依次表示同一个扫描面上的扫描的状态的图。图 29 (a)为表示驱动排列振子的左侧的振子(开口部)而照射朝向右下方的偏转角的超声波束的状态的图。图 29 (b)为表示驱动排列振子的中心部的振子而照射朝下的偏转角的超声波束的状态的图。图 29 (c)为表示驱动排列振子的右侧的振子而照射朝向左下方的偏转角的超声波束的状态的图。

[0146] 如此通过控制偏转角,各图中的超声波束通过血管的中心。因此,能够检测出血管壁(后壁)的回波,能够检测内膜中膜复合厚度即 IMT。也就是说,能够计测血管的同一个截面中的不同部位的 IMT。

[0147] 另外,在本实施方式中,使用直线排列的排列振子同时进行开口的移动和偏转角度的可变来实现的,但是本实施方式并不限于该例。例如,如果采用图 30 所示的凹面排列振子 64b,则不使偏转方向变化,仅通过开口的移动就能够使超声波束 65d ~ 65f 通过血管中心,能够得到上述效果。

[0148] 另外,本发明的超声波诊断装置对颈部血管的诊断有用,但是并不限于颈部。例如,也可以用于上臂的血管等的诊断。

[0149] 另外,上述各实施方式中,对于在血管的多个位置处检测出的内膜中膜复合厚度,例如计算最大值或者平均值作为 IMT,但也可以将仅在血管的一个位置处检测出的内膜中膜厚度作为 IMT。

[0150] 工业实用性

[0151] 本发明具有即使从身体表面看的血管弯曲也能够计测 IMT 的效果,可以作为用于颈部血管上的 IMT 检测的超声波诊断装置。

[0152] 符号说明

[0153]	1a ~ 1e	超声波诊断装置
[0154]	2	探头
[0155]	3	收发部
[0156]	4	短轴扫描数据收纳存储器
[0157]	5、5a ~ 5d	信号解析部
[0158]	6	IMT 计测部
[0159]	7	扫描变换器
[0160]	8	显示部
[0161]	9	控制部
[0162]	10	血液部分长度计测部
[0163]	11a ~ 11d	数据检测部
[0164]	12	内膜 - 中膜振幅差计测部
[0165]	13	内膜 - 中膜振幅比计测部

[0166]	14、16	检波部
[0167]	15	微分器
[0168]	17	血管倾斜运算部
[0169]	18	倾斜控制部
[0170]	19、64a、64b	排列振子
[0171]	20	偏转角度控制部
[0172]	21	血管
[0173]	22	外膜
[0174]	23	中膜
[0175]	24	内膜
[0176]	25	血液
[0177]	31	前壁部分
[0178]	32	血液部分
[0179]	33	后壁部分
[0180]	34	内膜部分
[0181]	35	中膜部分
[0182]	36	外膜部分
[0183]	41	B 模式图像
[0184]	42	中心区域
[0185]	43	结合图像
[0186]	51	身体表面
[0187]	52	配件
[0188]	53	旋转轴
[0189]	54	颈部血管
[0190]	55、65a ~ 65f	超声波束
[0191]	56	颈部
[0192]	57	光电传感器
[0193]	58	带
[0194]	59、59a ~ 59d	绕线轴
[0195]	60、60a ~ 60d	丝绳
[0196]	61	停止器
[0197]	62	接点检测传感器
[0198]	63	联动机构

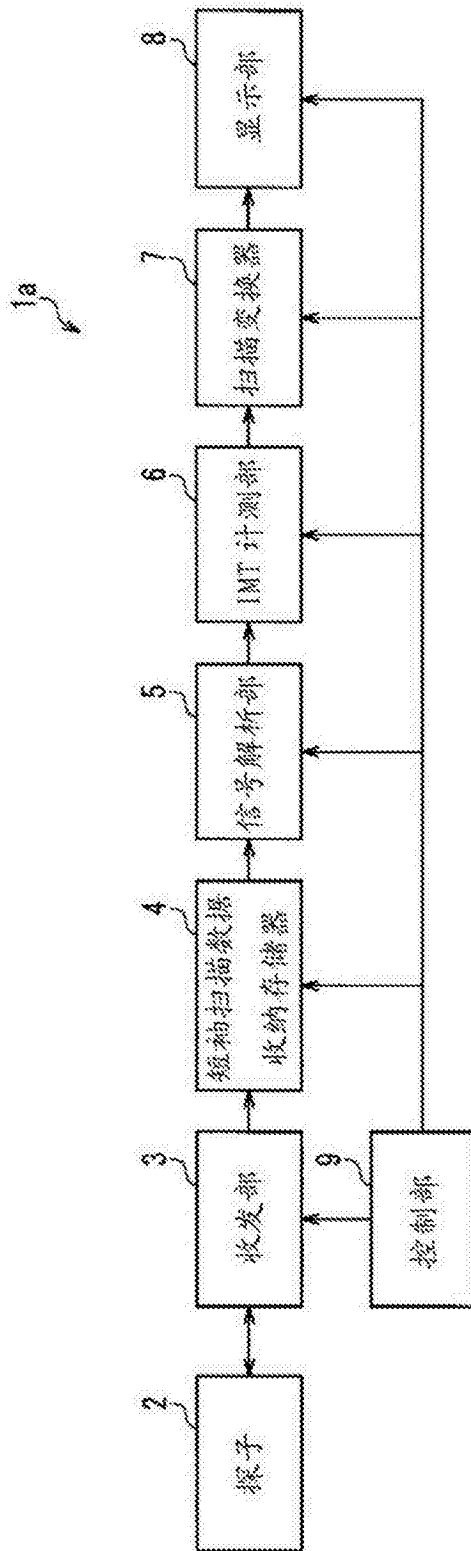


图 1

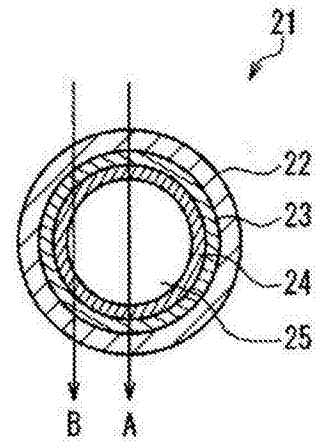


图 2

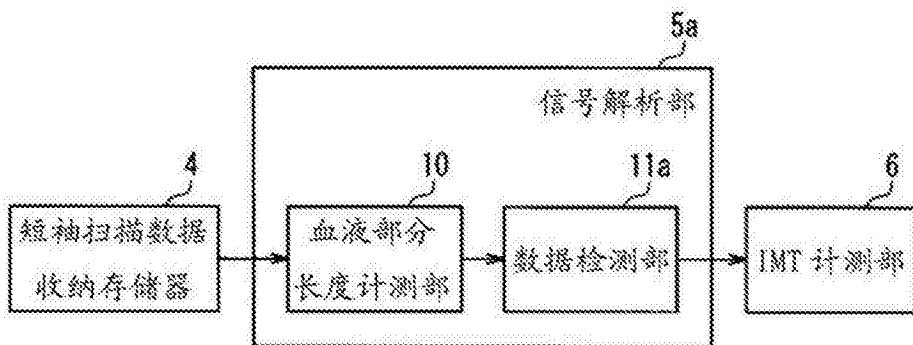


图 3

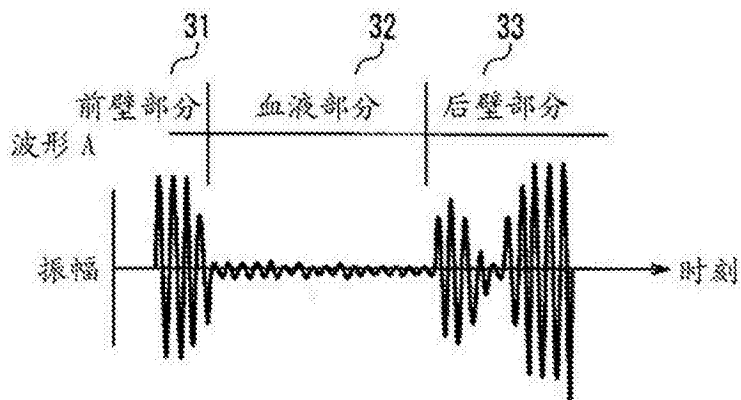


图 4A

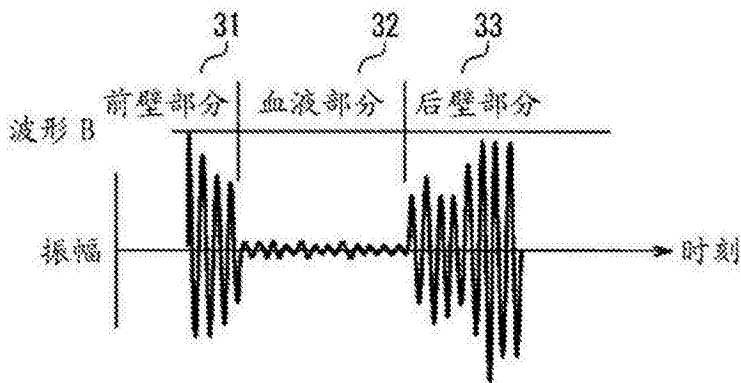


图 4B

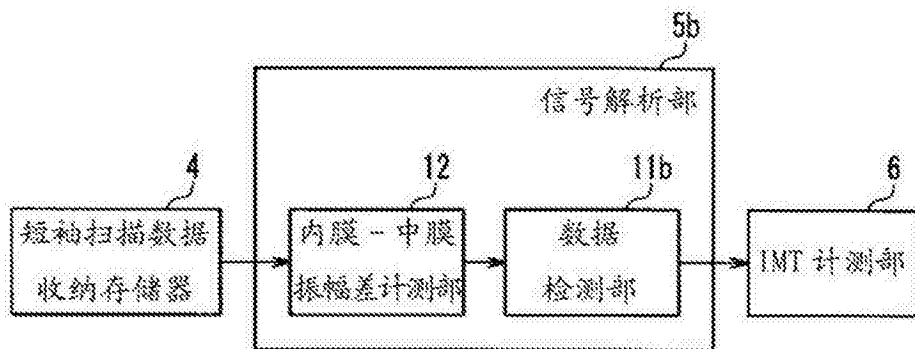


图 5

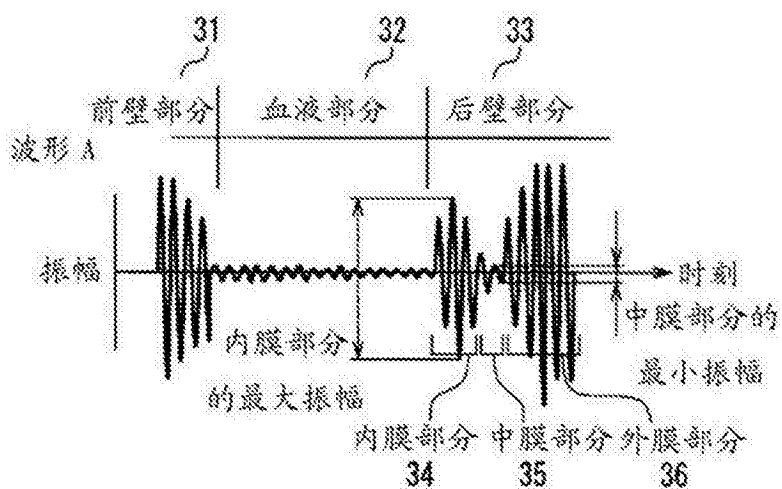


图 6A

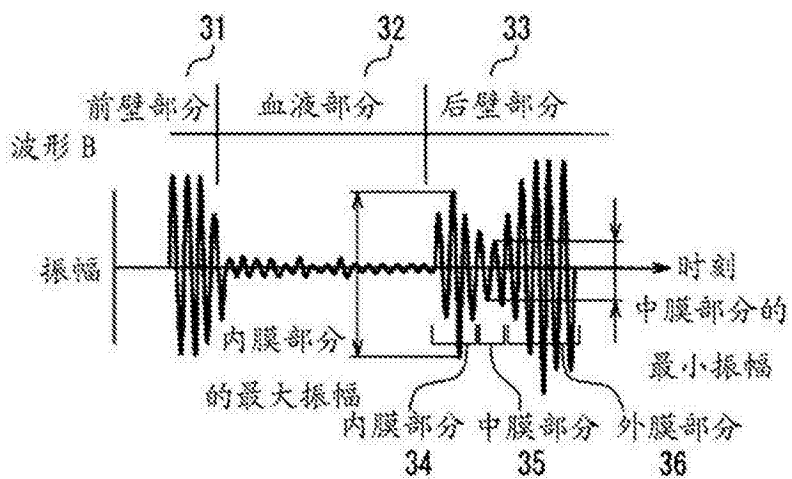


图 6B

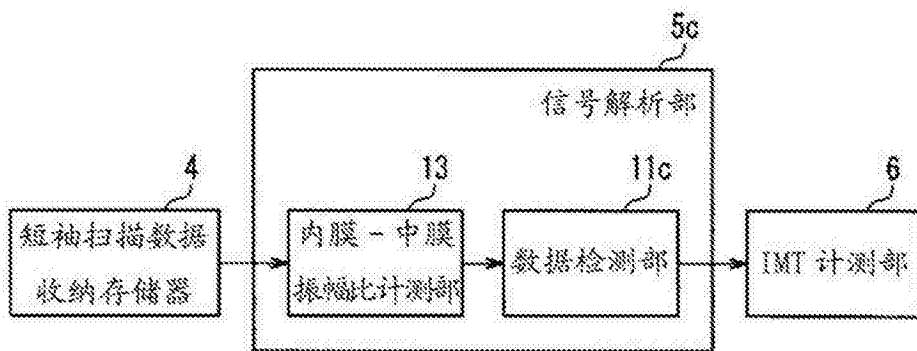


图 7

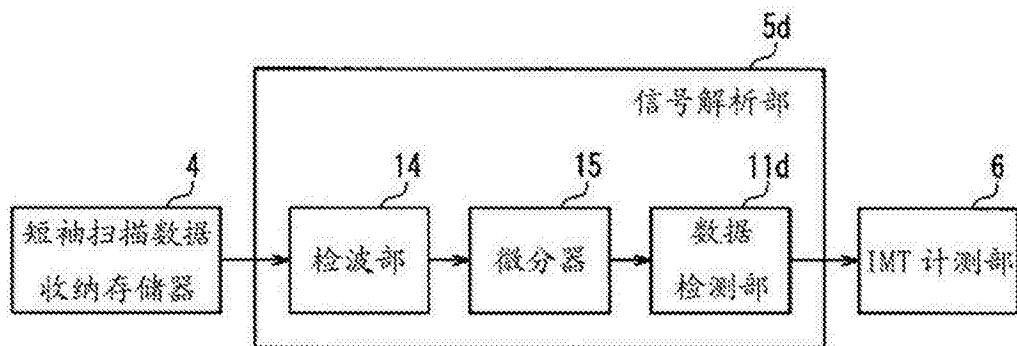


图 8

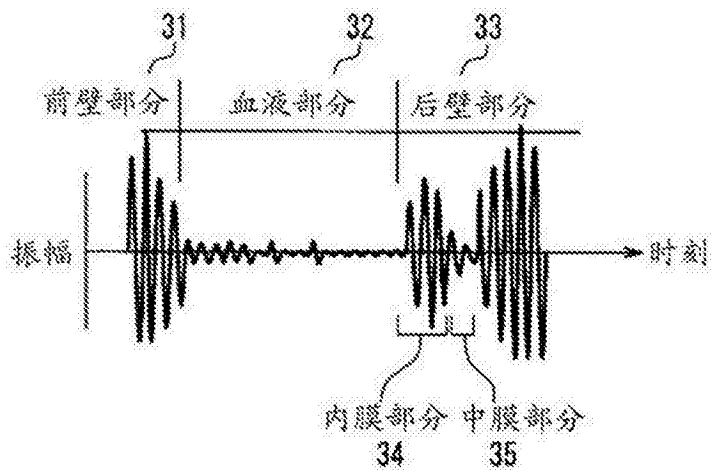


图 9

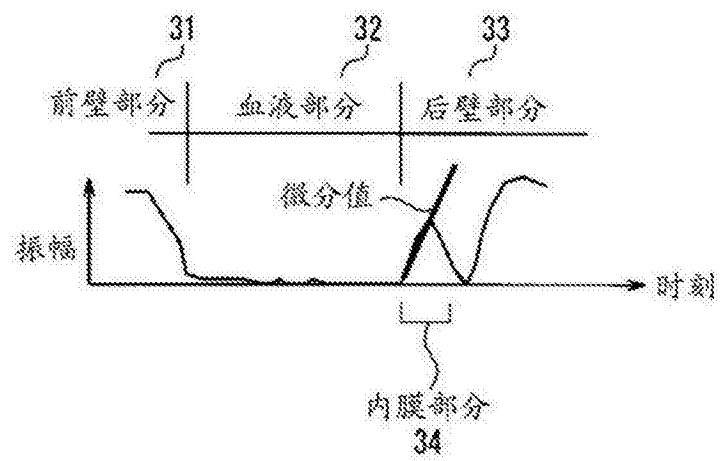


图 10A

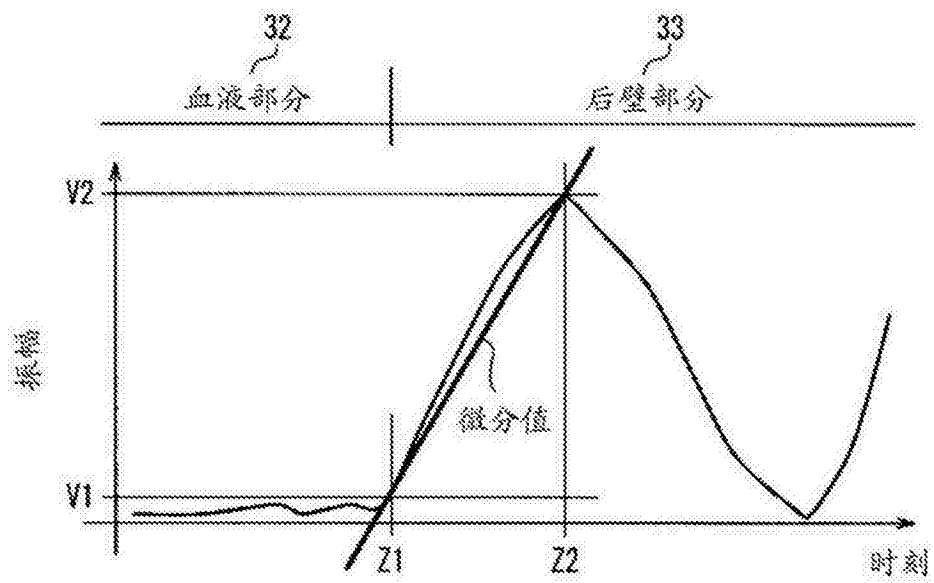


图 10B

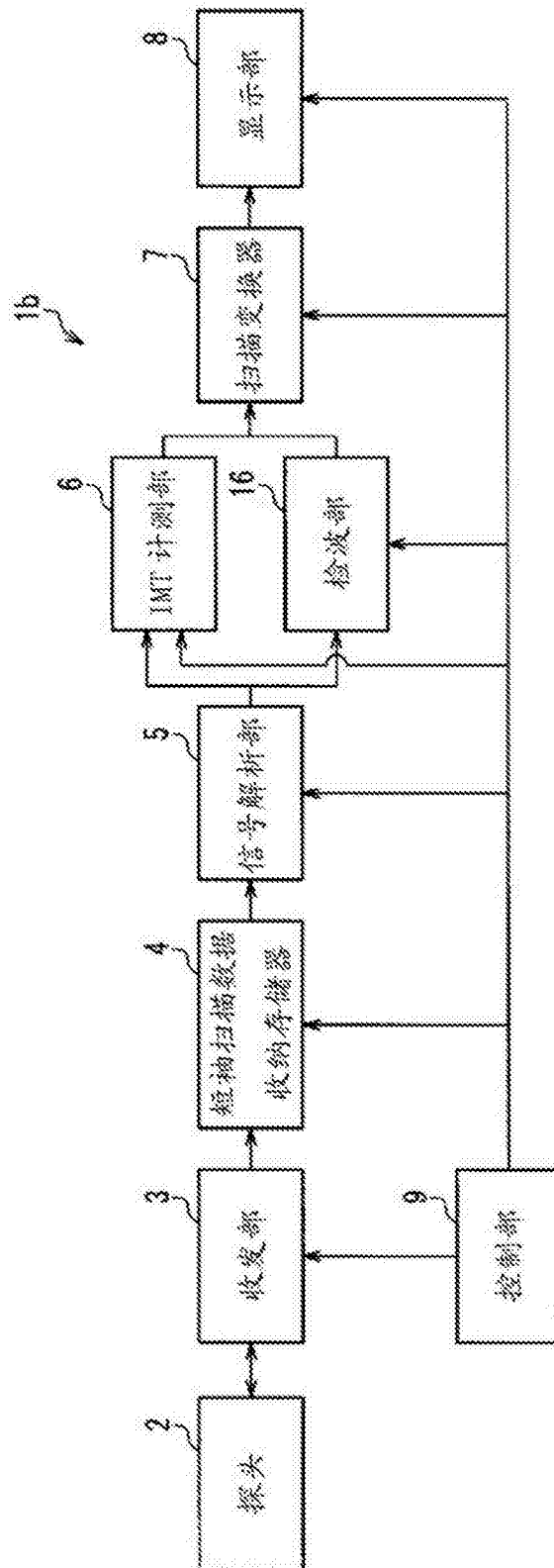


图 11

(a)

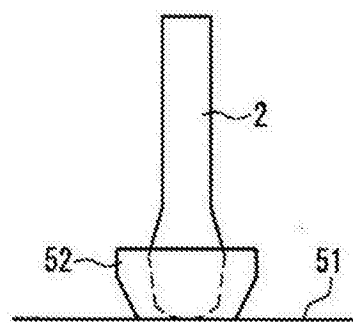
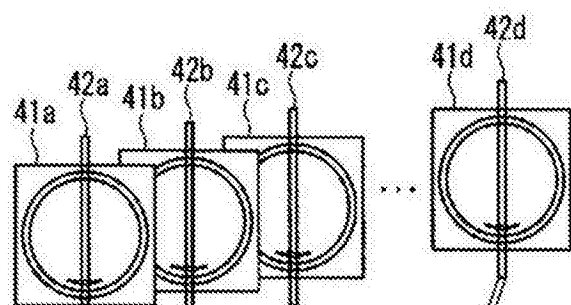


图 13

(b)

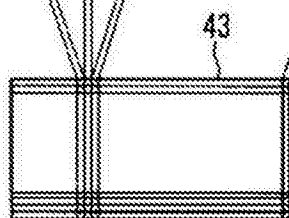


图 12

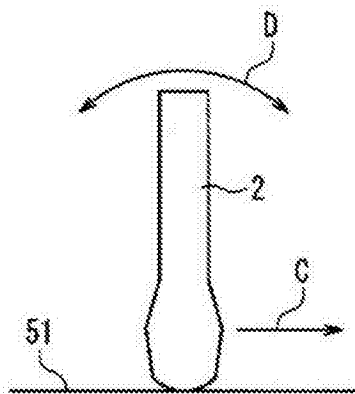


图 14

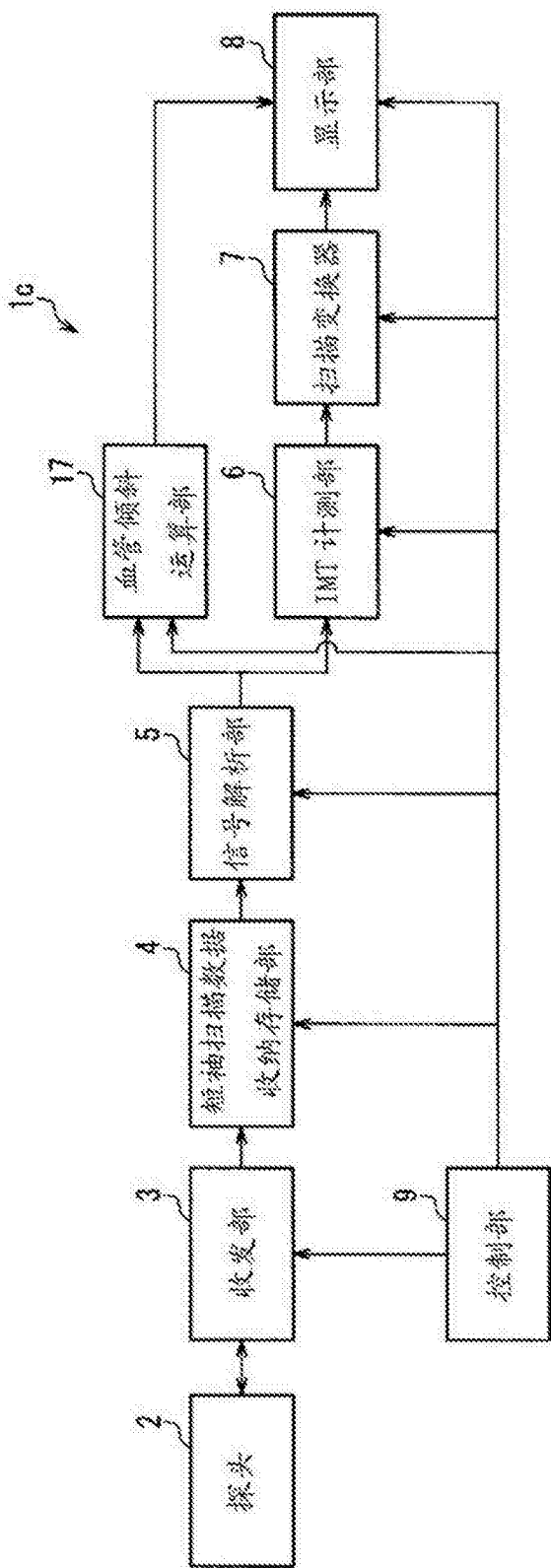


图 15

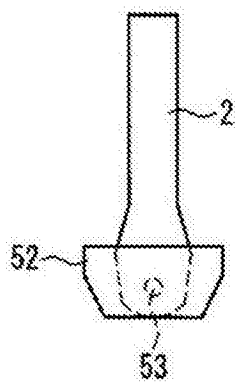


图 16

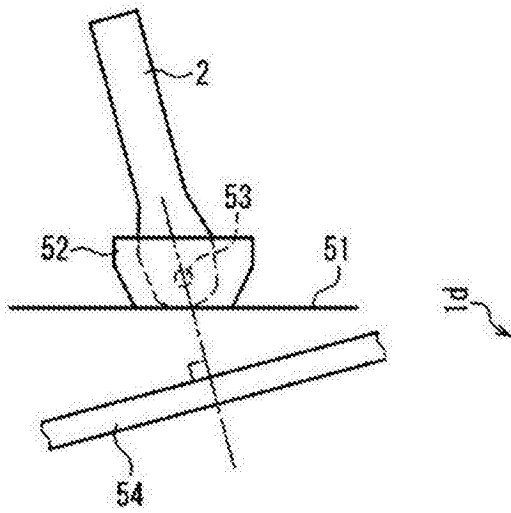


图 17

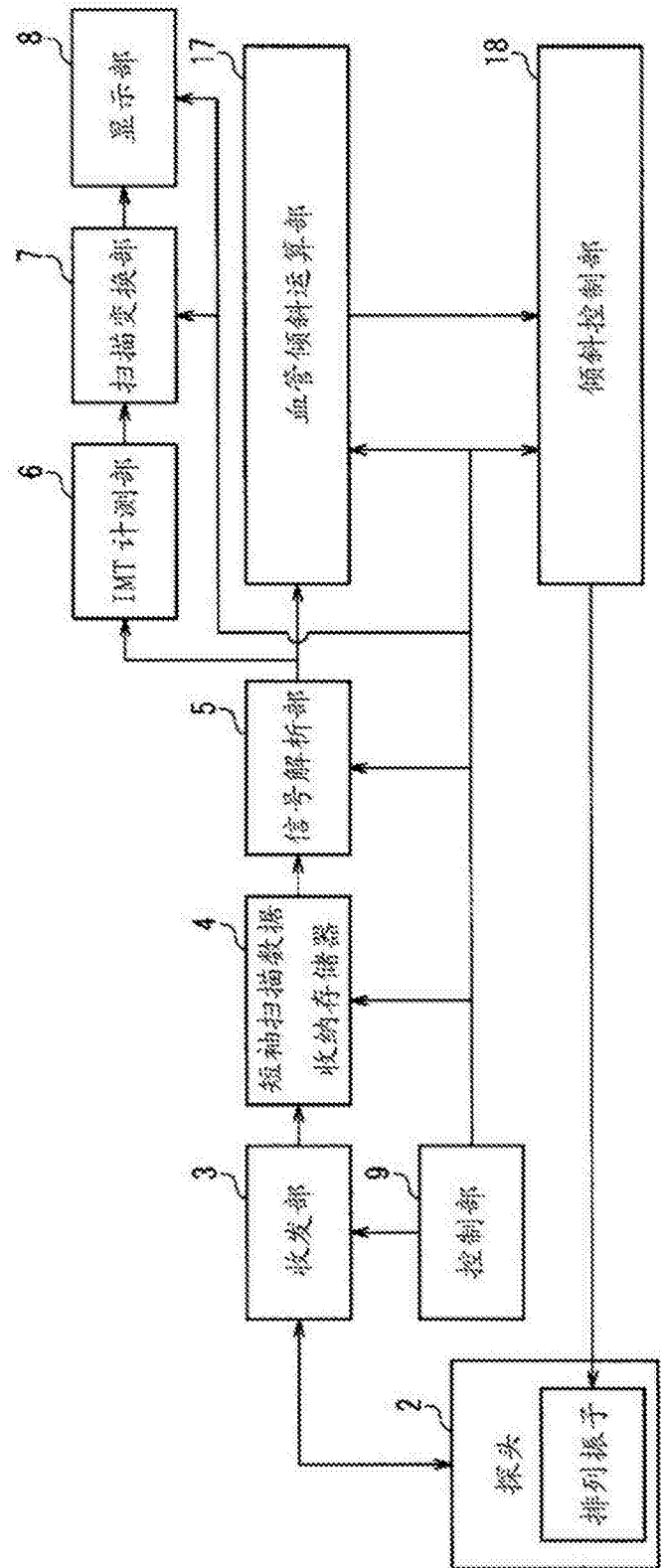


图 18

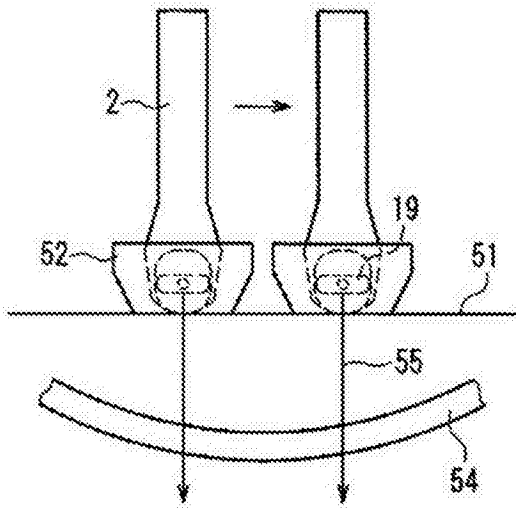


图 19

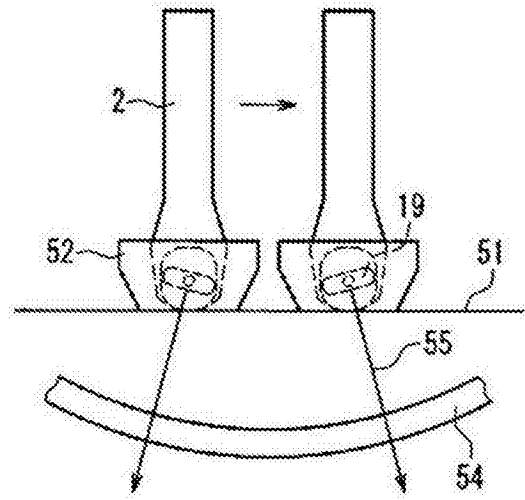


图 20

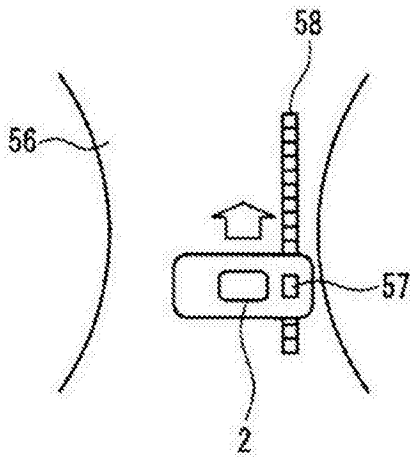


图 21

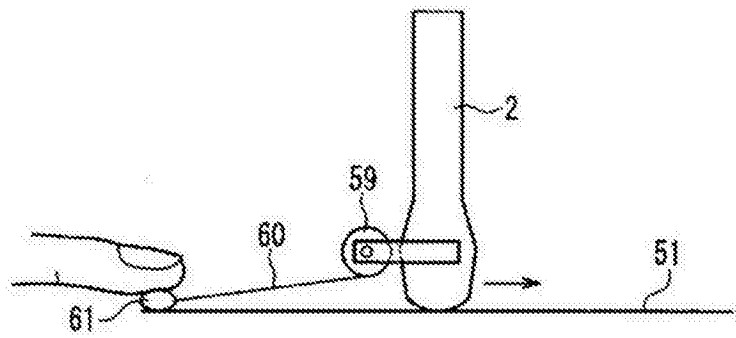


图 22

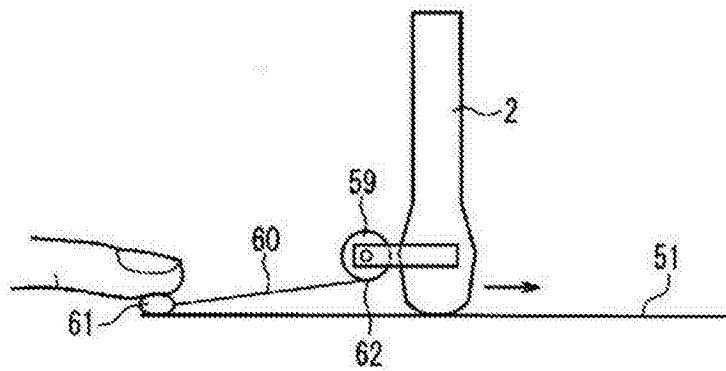


图 23

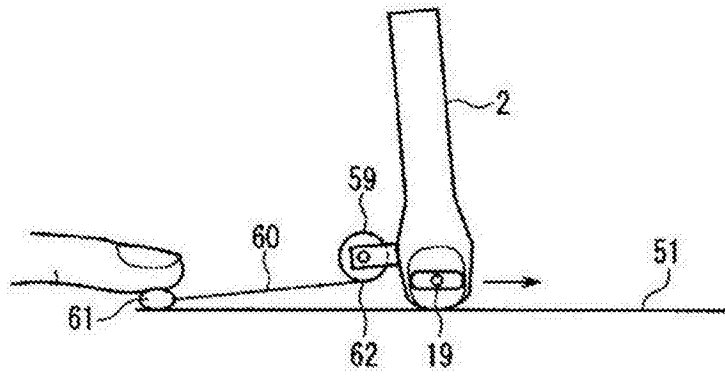


图 24

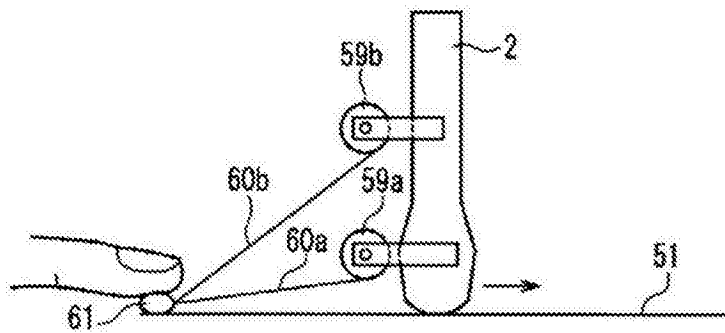


图 25

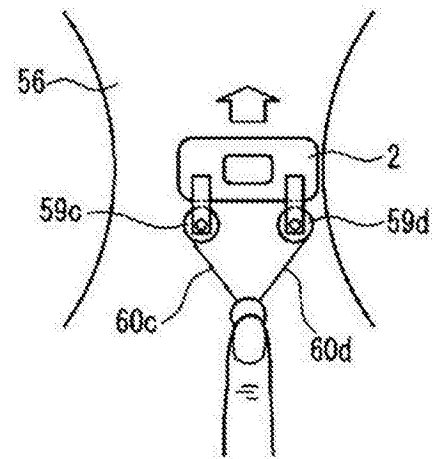


图 26

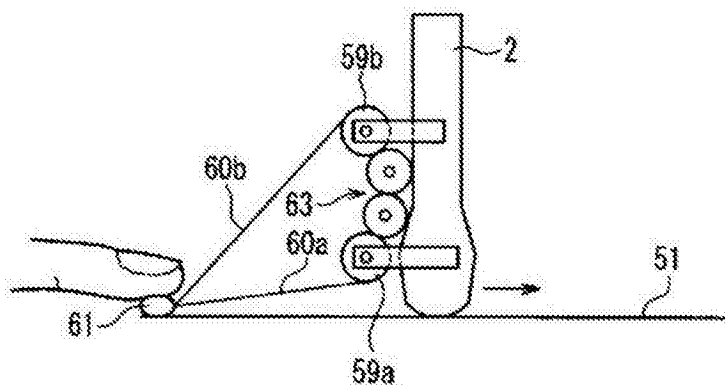


图 27

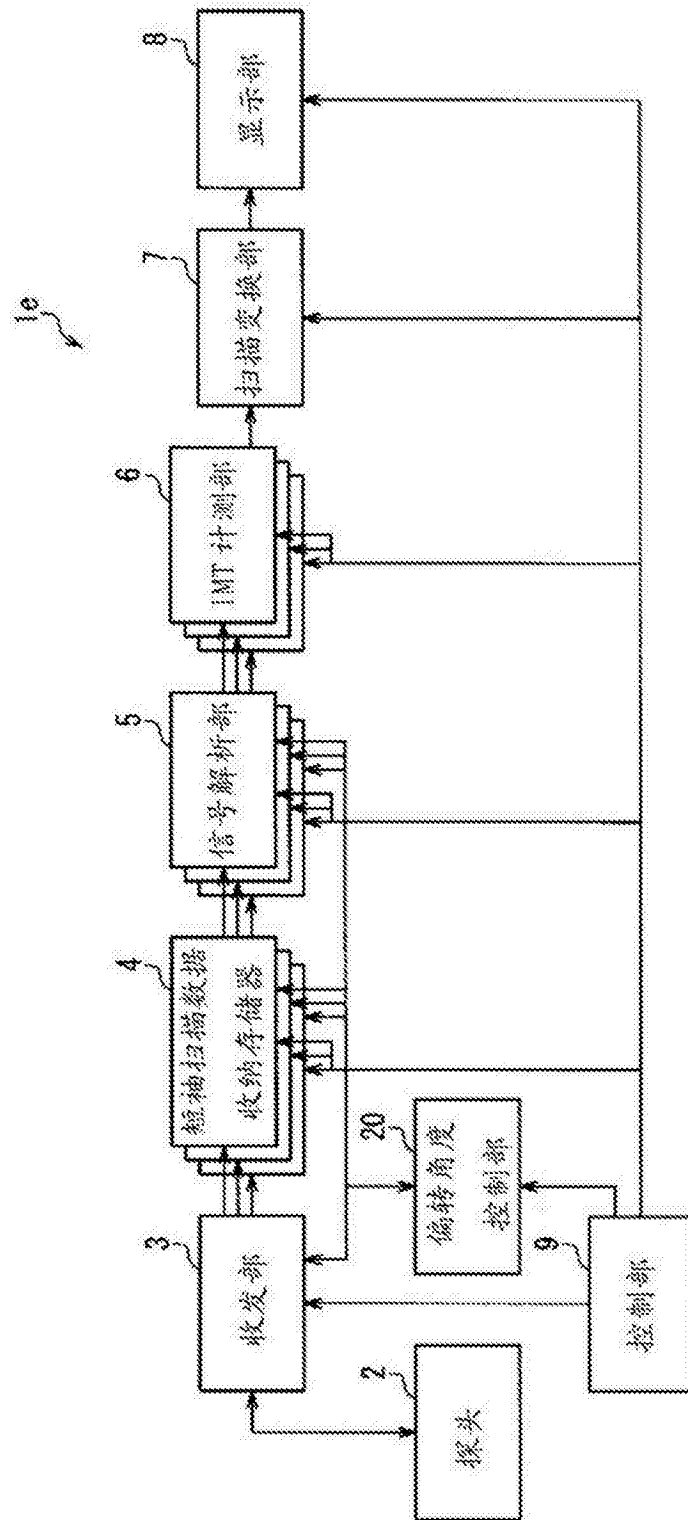


图 28

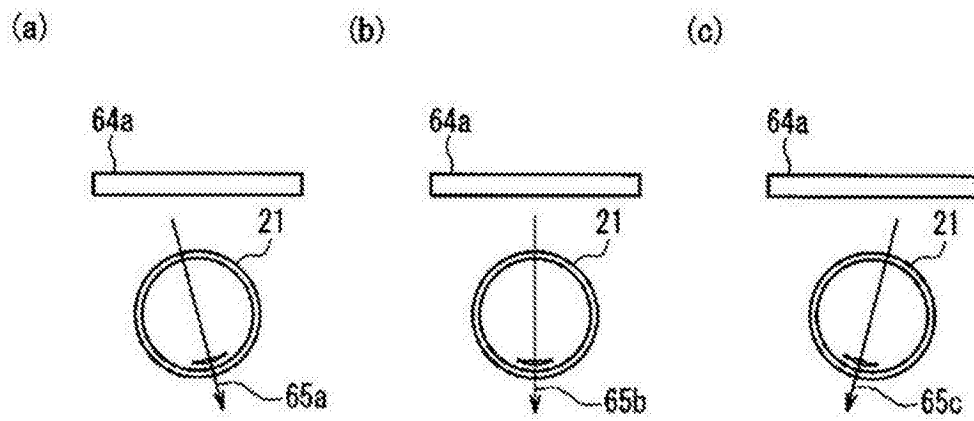


图 29

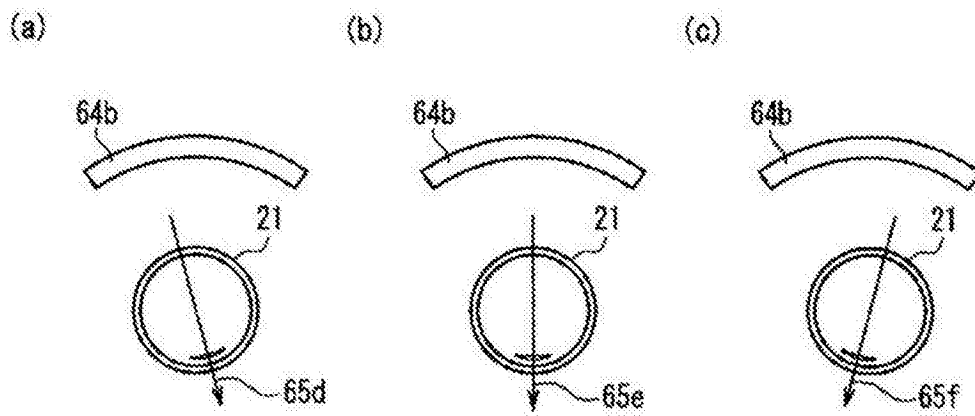


图 30

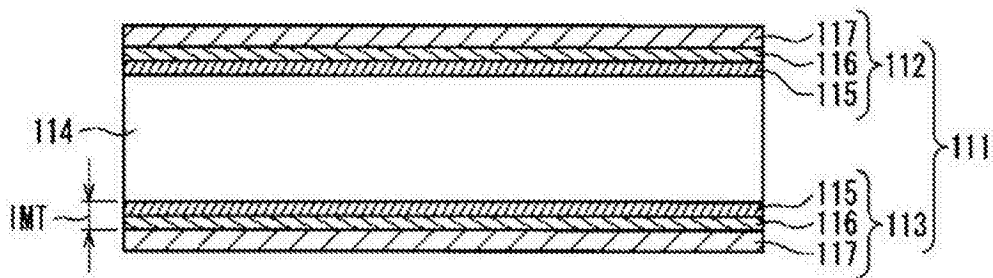


图 31

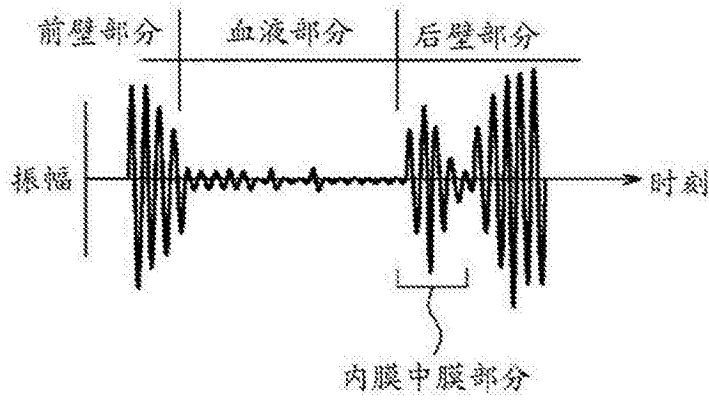


图 32

101a

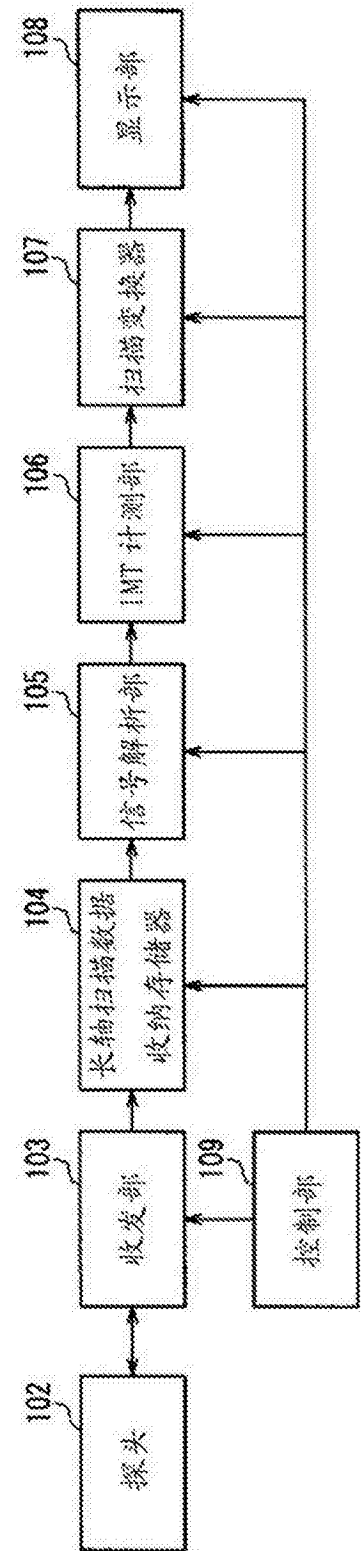


图 33

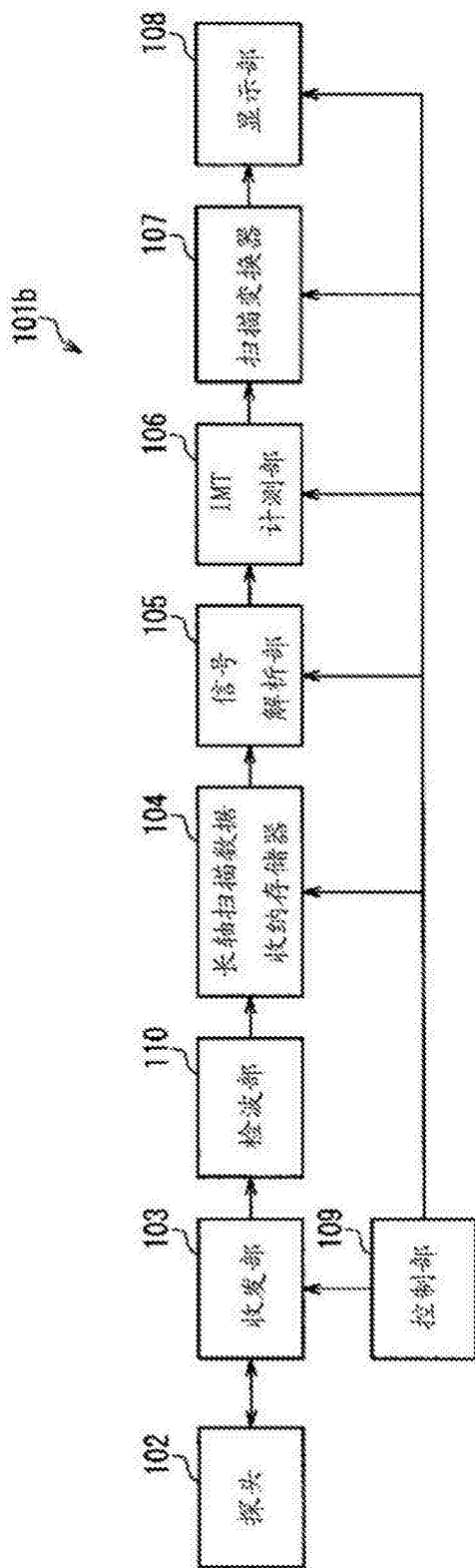


图 34

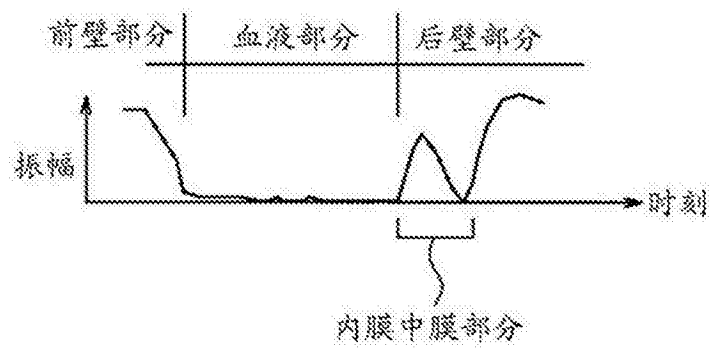


图 35

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN103068317B	公开(公告)日	2016-03-16
申请号	CN201280002285.1	申请日	2012-01-12
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	西垣森绪		
发明人	西垣森绪		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0858 A61B8/0891 A61B8/42 A61B8/4209 A61B8/4245 A61B8/4254 A61B8/4281 A61B8/4466 A61B8/463 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52065 G01S7/52079 G01S15/8915 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/4488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/54		
优先权	2011018354 2011-01-31 JP		
其他公开文献	CN103068317A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置，具有：探头，收发超声波；信号解析部，在探头通过超声波对血管的短轴截面进行扫描时，从由探头接收到的短轴截面的多个扫描线回波信号中，基于振幅相对小的部分，检测通过血管的中心的中心扫描线回波信号，该振幅相对小的部分是来自血管的血液所流动的部分的反射波；以及IMT计测部，根据中心扫描线回波信号，计算IMT。根据此结构，即使在从身体表面看的血管不是直线形状的情况下，也能够在大范围内进行误差小的IMT计测。

