



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110403681 A

(43)申请公布日 2019.11.05

(21)申请号 201910343737.6

(22)申请日 2019.04.26

(30)优先权数据

2018-086957 2018.04.27 JP

(71)申请人 佳能医疗系统株式会社

地址 日本栃木县

(72)发明人 望月史生 栗田康一郎 增田贵志

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐殿军

(51)Int.Cl.

A61B 17/34(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

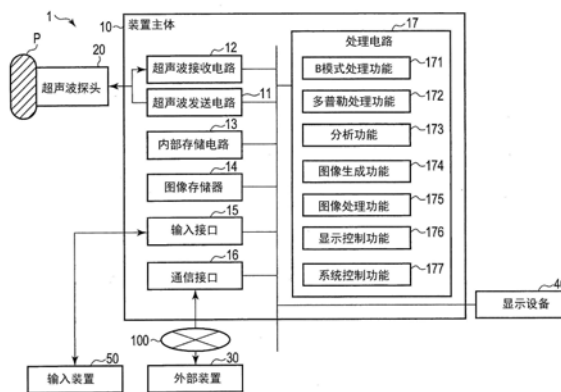
权利要求书2页 说明书13页 附图13页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及穿刺辅助方法

(57)摘要

提供一种超声波诊断装置以及穿刺辅助方法。根据实施方式,超声波诊断装置具备超声波探头、分析部以及控制部。超声波探头被按压于被检体的体表,并对所述被检体内的扫描区域执行超声波扫描。分析部通过分析所述超声波扫描的结果中的、与所述扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算所述中央部分所含的血管与所述体表之间的距离。控制部使所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。



1. 一种超声波诊断装置,具备:  
超声波探头,被按压于被检体的体表,并对所述被检体内的扫描区域执行超声波扫描;  
分析部,通过分析所述超声波扫描的结果中的、与所述扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算所述中央部分所含的血管与所述体表之间的距离;以及  
显示控制部,使所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,  
所述超声波扫描包括用于取得所述扫描区域所含的关心区域的多普勒图像数据的扫描,  
所述分析部通过分析所述扫描的结果中的、与所述中央部分对应的一部分来计算所述距离。
3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,  
所述超声波扫描包括第一扫描与第二扫描,该第一扫描用于取得所述扫描区域的B模式图像数据,该第二扫描用于取得所述扫描区域所含的关心区域的多普勒图像数据,  
所述分析部通过分析所述第一扫描或所述第二扫描的结果中的、与所述中央部分对应的一部分来计算所述距离。
4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,  
所述超声波扫描包括用于取得所述扫描区域的B模式图像数据的扫描,  
所述分析部通过分析所述扫描的结果中的、与所述中央部分对应的一部分来计算所述距离。
5. 根据权利要求1至4的任一项所述的超声波诊断装置,其中,  
所述数值是对所述距离乘以 $\sqrt{2}$ 而得的数值。
6. 根据权利要求1至5的任一项所述的超声波诊断装置,其中,  
所述显示控制部在所述扫描区域的中央部分不包含血管的情况下,不使所述距离以及基于所述距离的数值显示于所述显示部。
7. 根据权利要求1至5的任一项所述的超声波诊断装置,其中,  
所述显示控制部使测量线显示于所述显示部,该测量线连接所述中央部分所含的血管与所述体表。
8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其中,  
所述显示控制部在所述扫描区域的中央部分不包含血管的情况下,不使所述距离、基于所述距离的数值、以及所述测量线显示于所述显示部。
9. 一种穿刺辅助方法,包括如下步骤:  
通过分析由超声波探头执行的关于被检体的超声波扫描的结果中的、与所述超声波扫描的扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算所述中央部分所含的血管与所述被检体的体表之间的距离,  
使所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。
10. 根据权利要求9所述的穿刺辅助方法,其中,  
所述超声波扫描包括用于取得所述扫描区域所含的关心区域的多普勒图像数据的扫描,  
所述血管与所述体表之间的距离通过分析所述扫描的结果中的、与所述中央部分对应

的一部分来计算。

11. 根据权利要求9所述的穿刺辅助方法, 其中,

所述超声波扫描包括第一扫描与第二扫描, 该第一扫描用于取得所述扫描区域的B模式图像数据, 该第二扫描用于取得所述扫描区域所含的关心区域的多普勒图像数据,

所述血管与所述体表之间的距离通过分析所述第一扫描或所述第二扫描的结果中的、与所述中央部分对应的一部分来计算。

12. 根据权利要求9所述的穿刺辅助方法, 其中,

所述超声波扫描包括用于取得所述扫描区域的B模式图像数据的扫描,

所述血管与所述体表之间的距离通过分析所述扫描的结果中的、与所述中央部分对应的一部分来计算。

13. 根据权利要求9至12的任一项所述的穿刺辅助方法, 其中,

所述数值是对所述距离乘以 $\sqrt{2}$ 而得的数值。

14. 根据权利要求9至13的任一项所述的穿刺辅助方法, 其中,

在所述扫描区域的中央部分不包含血管的情况下, 不将所述距离以及基于所述距离的数值显示于所述显示部。

15. 根据权利要求9至13的任一项所述的穿刺辅助方法, 其中,

将连接所述中央部分所含的血管与所述体表的测量线显示于所述显示部。

16. 根据权利要求15所述的穿刺辅助方法, 其中,

在所述扫描区域的中央部分不包含血管的情况下, 不将所述距离、基于所述距离的数值以及所述测量线显示于所述显示部。

## 超声波诊断装置以及穿刺辅助方法

[0001] 相关申请的相互参照

[0002] 本申请基于2018年4月27日提出申请的日本特许申请第2018-086957号,并享受其优先权利益,在此通过引用编入其全部内容。

### 技术领域

[0003] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及穿刺辅助方法。

### 背景技术

[0004] 超声波诊断装置利用排列有多个超声波振子的超声波探头对被检体放射超声波,并利用超声波探头接收放射出的超声波的反射波,从而生成超声波图像。

[0005] 近年,为了确保手术中的安全,在中心静脉穿刺中使用超声波诊断装置。在超声波引导下的中心静脉穿刺中,例如参照成为目标的血管的短轴像,取得从超声波探头至血管的距离。然后,在被检体的体表,在从超声波探头离开了与取得到的距离相同的距离的位置,沿血管的行进相对于皮肤对以45度的角度刺入穿刺针,从而对瞄准的血管进行穿刺。

### 发明内容

[0006] 然而,在超声波引导下的中心静脉穿刺中,存在超声波探头的中心与成为目标的血管偏离的情况等。在这种情况下,有可能存在从图像错看血管的位置而针没进入血管、或者从图像错看血管的深度而将针刺入过深这样的操作的失败。

[0007] 本发明的一实施方式的超声波诊断装置,具备:超声波探头,被按压于被检体的体表,并对所述被检体内的扫描区域执行超声波扫描;分析部,通过分析所述超声波扫描的结果中的、与所述扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算所述中央部分所含的血管与所述体表之间的距离;以及显示控制部,使所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。

[0008] 本发明的一实施方式的穿刺辅助方法,包括如下步骤:通过分析由超声波探头执行的关于被检体的超声波扫描的结果中的、与所述超声波扫描的扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算所述中央部分所含的血管与所述被检体的体表之间的距离,使所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。

[0009] 根据以上的实施方式,超声波诊断装置能够使手术医生更加简便并且安全地实施穿刺术。

### 附图说明

[0010] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。

[0011] 图2是表示图1所示的处理电路显示用于辅助穿刺的图像时的动作的流程图。

[0012] 图3是表示取得ROI内的血管的多普勒数据的处理的图。

[0013] 图4是表示基于针对ROI内的血管取得到的多普勒数据来计算至血管中心的距离

的处理的图。

[0014] 图5是表示显示于图1所示的显示设备的断层图像的图。

[0015] 图6是表示基于针对图5所示的血管取得到的多普勒数据来计算至血管中心的距离的处理的图。

[0016] 图7是表示显示于图1所示的显示设备的B模式的短轴图像的图。

[0017] 图8是表示基于针对图7所示的血管取得到的B模式数据来计算至血管中心的距离的处理的图。

[0018] 图9是表示显示于图1所示的显示设备40的断层图像的图。

[0019] 图10是表示不合成多普勒图像的情况下的显示设备的显示的图。

[0020] 图11是表示穿刺针长与测量值一同被显示的情况下的显示设备的显示的图。

[0021] 图12是表示穿刺针长的计算例的图。

[0022] 图13是表示穿刺针长的其他计算例的图。

[0023] 图14是表示穿刺针长的其他计算例的图。

[0024] 图15是表示双平面成像 (biplane) 模式中的显示设备的显示的图。

[0025] 图16是表示校正前的平面B中的断层图像的图。

[0026] 图17是表示校正后的平面B中的断层图像的图。

[0027] 图18是表示排除了针尖周围的多普勒图像的彩色显示的情况下的显示的图。

[0028] 图19是表示第二实施方式的超声波诊断装置的构成的框图。

[0029] 图20是表示通过图19所示的辅助图像生成功能生成的辅助图像的图。

[0030] 图21是表示通过图19所示的辅助图像生成功能生成的辅助图像的其他例子的图。

[0031] 图22是表示排除了以针尖的位置为中心的规定范围的多普勒图像的彩色显示的情况下的显示的图。

## 具体实施方式

[0032] 根据一实施方式,超声波诊断装置具备超声波探头、分析部以及控制部。超声波探头被按压于被检体的体表,并对所述被检体内的扫描区域执行超声波扫描。分析部通过对所述超声波扫描的结果中的、与所述扫描区域的中央部分对应的一部分进行分析,来计算所述中央部分所含的血管与所述体表之间的距离。控制部将所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。

[0033] 以下,参照附图对实施方式进行说明。

[0034] (第一实施方式)

[0035] 图1是表示第一实施方式的超声波诊断装置1的构成例的框图。如图1所示,超声波诊断装置1具备装置主体10以及超声波探头20。装置主体10经由网络100与外部装置30连接。另外,装置主体10与显示设备40以及输入装置50连接。

[0036] 超声波探头20例如按照来自装置主体10的控制对生物体P内的扫描区域执行超声波扫描。超声波探头20例如具有多个压电振子、设于压电振子的匹配层以及防止超声波从压电振子向后方的传播的背衬 (backing) 材料等。在本实施方式中,超声波探头20例如是沿规定的方向排列有多个超声波振子的一维阵列线性探头。超声波探头20与装置主体10装卸自如地连接。也可以在超声波探头20配置在偏移处理以及超声波图像的冻结等时被按下的

按钮。

[0037] 多个压电振子基于从装置主体10所具有的超声波发送电路11供给的驱动信号产生超声波。由此,从超声波探头20向生物体P发送超声波。若从超声波探头20向生物体P发送超声波,则发送的超声波被生物体P的体内组织中的声阻抗的不连续面逐个反射,作为反射波信号被多个压电振子接收。接收的反射波信号的振幅取决于反射超声波的不连续面中的声阻抗之差。另外,发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等的表面反射的情况下的反射波信号,由于多普勒效应,取决于移动体的超声波发送方向的速度分量而受到频移。超声波探头20接收来自生物体P的反射波信号并转换为电信号。

[0038] 另外,在图1中,仅例示了用于拍摄的超声波探头20与装置主体10的连接关系。然而,能够在装置主体10连接多个超声波探头。在拍摄中使用被连接的多个超声波探头中的哪个,能够通过切换操作任意地选择。

[0039] 图1所示的装置主体10是基于由超声波探头20接收到的反射波信号生成超声波图像的装置。如图1所示,装置主体10具有超声波发送电路11、超声波接收电路12、内部存储电路13、图像存储器14(电影存储器cine-memory)、输入接口15、通信接口16、以及处理电路17。

[0040] 超声波发送电路11是向超声波探头20供给驱动信号的处理器。超声波发送电路11例如通过触发发生电路、延迟电路以及脉冲发生器电路等实现。触发发生电路以规定的速率频率重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。延迟电路对触发发生电路所产生的各速率脉冲赋予将从超声波探头20产生的超声波会聚成束状并决定发送指向性所需的每个压电振子的延迟时间。脉冲发生器电路以基于速率脉冲的定时,向设于超声波探头20的多个超声波振子施加驱动信号(驱动脉冲)。通过利用延迟电路使对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,能够任意地调整来自压电振子面的发送方向。

[0041] 超声波接收电路12是对超声波探头20接收到的反射波信号实施各种处理,并生成接收信号的处理器。超声波接收电路12例如通过放大器电路、A/D转换器、接收延迟电路以及加法器等实现。放大器电路将超声波探头20接收到的反射波信号按每个信道放大而进行增益校正处理。A/D转换器将增益校正后的反射波信号转换为数字信号。接收延迟电路对数字信号赋予决定接收指向性所需的延迟时间。加法器将被赋予延迟时间的多个数字信号相加。通过加法器的加法处理,产生强调来自与接收指向性相应的方向的反射分量的接收信号。

[0042] 内部存储电路13例如具有磁或光学记录介质、或者能够通过半导体存储器等的处理器进行读取的记录介质等。内部存储电路13存储有用于实现超声波收发的程序以及用于辅助穿刺的程序等。另外,内部存储电路13存储有诊断信息(例如,患者ID、医师的意见等)、诊断协议、发送条件、接收条件、信号处理条件、图像生成条件、图像处理条件、体部标记生成程序、显示条件以及按每个诊断部位预先设定影像化所使用的彩色数据的范围的转换表等各种数据。另外,上述程序以及各种数据例如也可以预先存储于内部存储电路13。另外,例如也可以存储于非暂时性的存储介质而分发,从非暂时性的存储介质读出而安装于内部存储电路13。

[0043] 另外,内部存储电路13按照经由输入接口15输入的存储操作,存储由处理电路17产生的二维B模式图像数据以及二维多普勒图像数据等。内部存储电路13也能够将存储的

数据经由通信接口16向外部装置30传送。

[0044] 另外,内部存储电路13也可以是在与CD-ROM驱动器、DVD驱动器以及闪存等便携式存储介质之间读写各种信息的驱动装置等。内部存储电路13也能够将存储的数据向便携式存储介质写入,并经由便携式存储介质使数据存储在外部装置30。

[0045] 图像存储器14例如具有磁或光学记录介质、或者能够通过半导体存储器等的处理器进行读取的记录介质等。图像存储器14保存与经由输入接口15输入的冻结操作紧前的多个帧对应的图像数据。存储在图像存储器14的图像数据例如被连续显示(电影显示)。

[0046] 内部存储电路13以及图像存储器14并非必须通过各自独立的存储装置来实现。内部存储电路13以及图像存储器14也可以通过单一的存储装置来实现。另外,内部存储电路13以及图像存储器14也可以各自通过多个存储装置来实现。

[0047] 输入接口15经由输入装置50受理来自操作者的各种指示。输入装置50例如是鼠标、键盘、面板开关、滑动开关、轨迹球、旋转编码器、操作面板以及触摸指令屏(TCS)。输入接口15例如经由总线连接于处理电路17,将从操作者输入的操作指示向电信号转换,并将电信号向处理电路17输出。另外,在本实施方式中,输入接口15并不限定于与鼠标以及键盘等物理操作部件连接的输入接口。例如,接收从与超声波诊断装置1分体地设置的外部的输入设备输入的操作指示所对应的电信号,并将该电信号向处理电路17输出的电路也包含在输入接口15的例子中。

[0048] 通信接口16经由网络100等与外部装置30连接,与外部装置30之间进行数据通信。外部装置30例如是管理各种医用图像的数据的系统即PACS(Picture Archiving and Communication System:图像存档与通信系统)、管理添附有医用图像的电子病例的电子病例系统等的数据。另外,与外部装置30的通信的标准也可以是任何标准,例如可列举出DICOM(digital imaging and communication in medicine:医学数字成像和通信)。

[0049] 处理电路17例如是作为超声波诊断装置1的中枢而发挥功能的处理器。处理电路17通过执行存储于内部存储电路13的程序来实现与该程序对应的功能。处理电路17例如具有B模式处理功能171、多普勒处理功能172、分析功能173、图像生成功能174、图像处理功能175、显示控制功能176、以及系统控制功能177。

[0050] B模式处理功能171是基于从超声波接收电路12接收到的接收信号生成B模式数据的功能。具体而言,在B模式处理功能171中,处理电路17例如对从超声波接收电路12接收到的接收信号实施包络线检波处理以及对数放大处理等,生成以亮度的明暗来表现信号强度的数据(B模式数据)。生成的B模式数据作为二维的超声波扫描线(光栅)上的B模式RAW数据存储在未图示的RAW数据存储器的。

[0051] 多普勒处理功能172是通过从超声波接收电路12接收到的接收信号进行频率分析,生成提取存在于扫描区域中所设定的ROI(Region Of Interest:关心区域)内的移动体的基于多普勒效应的运动信息而得的数据(多普勒数据)的功能。具体而言,在多普勒处理功能172中,处理电路17例如生成分别在多个采样点推定平均速度、平均方差值、平均功率值等而成的多普勒数据作为移动体的运动信息。在此,移动体是指例如,血流、心壁等的组织以及造影剂等。在本实施方式中,处理电路17生成分别在多个采样点推定血流的平均速度、血流的平均方差值、血流的平均功率值等而成的多普勒数据作为血流的运动信息(血流信息)。生成的多普勒数据作为二维的超声波扫描线上的多普勒RAW数据存储在未图示的

RAW数据存储器的。

[0052] 处理电路17能够使用多普勒处理功能172执行被称为彩色血流图(CFM:Color Flow Mapping)法的彩色多普勒法。在CFM法中,在多个扫描线上多次进行超声波的收发。在多普勒处理功能172中,处理电路17对同一位置的数据列施加MTI(Moving Target Indicator:活动目标指示器)滤波器,从而抑制来源于静止的组织、或运动慢的组织的信号(杂波信号),提取来源于血流的信号。然后,处理电路17根据提取到的血流信号来推定血流的速度、血流的方差、血流的功率等血流信息。

[0053] 分析功能173是对超声波扫描的结果中的、与扫描区域的中央部分对应的一部分进行分析的功能。具体而言,在分析功能173中,处理电路17例如通过对扫描区域的中央部分的多普勒数据进行分析来计算血管与体表之间的距离。另外,处理电路17也可以通过对扫描区域的中央部分的B模式数据进行分析来计算血管与体表之间的距离。另外,也可以将多普勒数据的分析与B模式数据的分析组合,计算血管与体表之间的距离。

[0054] 图像生成功能174是基于通过B模式处理功能171以及多普勒处理功能172生成的数据生成图像数据的功能。例如,在图像生成功能174中,处理电路17将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)为电视等所代表的视频格式的扫描线信号列,生成显示用的图像数据。具体而言,处理电路17对存储于RAW数据存储器的B模式RAW数据执行RAW一像素转换、例如与超声波探头20的超声波的扫描形态相应的坐标转换,从而生成由像素构成的二维B模式图像数据。

[0055] 另外,处理电路17对存储于RAW数据存储器的多普勒RAW数据执行RAW一像素转换,从而生成血流信息被影像化的二维多普勒图像数据。二维多普勒图像数据包含速度图像数据、方差图像数据、功率图像数据、或将它们组合而成图像数据。

[0056] 另外,处理电路17也可以对生成的二维B模式图像数据以及二维多普勒图像数据合成各种参数的文字信息、刻度以及体部标记等。

[0057] 图像处理功能175是对二维B模式图像数据以及二维多普勒图像数据实施规定的图像处理的功能。具体而言,在图像处理功能175中,处理电路17例如实施使用通过图像生成功能174生成的二维B模式图像数据或二维多普勒图像数据中的多个图像帧而重新生成亮度的平均值图像的图像处理(平滑化处理)、在图像内使用微分滤波器的图像处理(边缘强调处理)等。

[0058] 显示控制功能176是控制由图像处理功能175生成・处理的二维B模式图像数据以及二维多普勒图像数据在显示设备40中的显示的功能。具体而言,在显示控制功能176中,处理电路17例如对二维B模式图像数据合成表示用于收集多普勒数据的ROI的显示。处理电路17按照从输入装置50输入的来自操作者的指示,在二维B模式图像数据中的对应的部位合成二维多普勒图像数据。此时,处理电路17也可以按照来自操作者的指示来调整合成的二维多普勒图像数据的不透明度。

[0059] 另外,处理电路17对合成有二维多普勒图像数据的二维B模式图像数据合成测量线以及测量值。测量线表示在位于扫描区域的中央部分的扫描线上从超声波探头20的表面至血管中心的线。测量值表示测量线上的、从超声波探头20的表面至血管中心的距离。另外,处理电路17也可以对二维B模式图像数据合成测量线以及测量值。

[0060] 另外,处理电路17对二维B模式图像数据或合成有二维多普勒图像数据的二维B模

式图像数据执行动态范围、亮度(亮度brightness)、对比度、 $\gamma$ 曲线校正以及RGB转换等各种处理,从而将图像数据转换为视频信号。处理电路17使视频信号显示于显示设备40。另外,处理电路17生成用于操作者通过输入装置50输入各种指示的用户界面(GUI:Graphical User Interface:图形用户界面),也可以使GUI显示于显示设备40。作为显示设备40,例如能够适当利用CRT显示器或液晶显示器、有机EL显示器、LED显示器、等离子显示器、或本技术领域已知的其他任意的显示器。

[0061] 系统控制功能177是控制超声波诊断装置1的处理整体的功能。具体而言,在系统控制功能177中,处理电路17基于经由输入装置50从操作者输入的各种设定要求、还有从内部存储电路13读出的各种控制程序以及各种数据,对超声波发送电路11、超声波接收电路12、以及处理电路17的功能进行控制。

[0062] 例如,处理电路17通过控制超声波发送电路11以及超声波接收电路12,使超声波探头20执行超声波扫描。具体而言,处理电路17例如为了执行CFM法,基于来自操作者的指示设定用于收集多普勒数据的ROI。处理电路17通过控制超声波发送电路11以及超声波接收电路12,使超声波探头20执行用于收集ROI中的多普勒数据的超声波扫描。另外,处理电路17通过控制超声波发送电路11以及超声波接收电路12,使超声波探头20执行用于收集ROI以外的区域中的B模式数据的超声波扫描。

[0063] 接下来,对使用如以上那样构成的超声波诊断装置1来实施中心静脉穿刺时的超声波诊断装置1的动作进行说明。

[0064] 首先,作为操作者的手术医生将患者载置为适于穿刺的体位。当载置患者时,手术医生使用超声波探头20来实施静脉的预扫描。预扫描包括用于B模式数据的收集与多普勒数据的收集的扫描。B模式数据针对扫描区域被收集,多普勒数据针对设定于扫描区域内的ROI被收集。从超声波探头20向患者发送的超声波被患者的体内组织中的声阻抗的不连续面逐个反射,作为反射波信号被超声波探头20接收。超声波接收电路12对超声波探头20接收到的反射波信号实施各种处理,并生成接收信号。

[0065] 超声波诊断装置1的处理电路17通过B模式处理功能171,基于从超声波接收电路12接收到的接收信号生成二维的超声波扫描线上的B模式RAW数据。处理电路17通过图像生成功能174对B模式RAW数据执行RAW—像素转换,从而产生二维B模式图像数据。

[0066] 另外,处理电路17通过多普勒处理功能172,基于从超声波接收电路12接收到的接收信号生成ROI内的超声波扫描线上的多普勒RAW数据。处理电路17通过图像生成功能174对多普勒RAW数据执行RAW—像素转换,从而产生二维多普勒图像数据。处理电路17通过显示控制功能176,对产生的二维B模式图像数据合成二维多普勒图像数据,并使合成后的图像数据作为断层图像显示于显示设备40。

[0067] 手术医生基于由预扫描显示的断层图像确认动静脉,并且评价静脉是否适于穿刺。以下,以手术医生选择内颈静脉作为穿刺部位的情况为例进行说明。另外,中心静脉穿刺的穿刺部位并不限定于内颈静脉,也可以选自锁骨下静脉、大腿静脉以及上臂的尺侧皮静脉中的某个。手术医生一边确认显示于显示设备40的、与扫描区域对应的断层图像,一边以使断层图像成为内颈静脉的短轴图像、且内颈静脉包含于断层图像的中央部分的方式移动超声波探头。

[0068] 若选择内颈静脉作为穿刺部位,则例如手术医生对超声波诊断装置1指示穿刺辅

助程序的执行。

[0069] 超声波诊断装置1的处理电路17按照上述指示从内部存储电路13读出穿刺辅助程序,并执行读出来的程序。另外,穿刺辅助程序也可以从预扫描之时起被执行。

[0070] 图2是表示图1所示的处理电路17显示用于辅助穿刺的图像时的动作的例子的流程图。图2所示的处理以规定的周期、例如帧周期来执行。

[0071] 若执行图像处理程序,则处理电路17例如执行分析功能173。若执行分析功能173,则处理电路17取得位于扫描区域的中央部分的N条超声波扫描线上的平均功率值(步骤S21)。处理电路17对取得到的N条超声波扫描线上的平均功率值取加法平均(步骤S22)。处理电路17保持加法平均后的M帧量的平均功率值,并输出保持的M帧量的平均功率值中的最大值(步骤S23)。处理电路17在计算新的平均功率值的加法平均时,删除最老的平均功率值并保持新的平均功率值。

[0072] 图3表示对ROI内的内颈静脉实施步骤S21~S23的处理时的示意图的例子。根据图3,可取得通过位于扫描区域的中央部分的内颈静脉的中央的扫描线上的平均功率值。取得到的平均功率值可取位于中央的扫描线的两侧的、例如每两条扫描线上的平均功率值与加法平均。然后,输出在M帧中加法平均后的平均功率值中的最大的平均功率值。

[0073] 处理电路17判断输出的平均功率值是否超过预先设定的阈值(步骤S24)。在输出的平均功率值超过阈值的情况下(步骤S24的是),处理电路17检测输出的平均功率值中的峰值,并取得检测到的峰值在被测定的深度方向的峰值位置(步骤S25)。

[0074] 处理电路17从输出的平均功率值中提取从检测到峰值起的衰减率为预先设定的值T[dB]以下的样本(步骤S26)。另外,提取样本时的基准并不限于衰减率。也可以提取衰减幅度为预先设定的值以下的样本。处理电路17将提取到的样本连续的范围判定为“血流区域”(步骤S27)。处理电路17计算从超声波探头20的表面、即体表至“血流区域”的中心位置的距离(深度)(步骤S28)。

[0075] 图4表示对针对ROI内的内颈静脉取得到的平均功率值实施步骤S25~S28的处理时的示意图的例子。根据图4,可检测输出的平均功率值中的峰值。从输出的平均功率值中提取从检测到的峰值起衰减率T[dB]以下的样本,并判定为“血流区域”。然后,计算至“血流区域”的中心位置的距离。

[0076] 另外,如图5所示,根据穿刺部位,有时在位于扫描区域的中央部分的扫描线上包含多个血管。在如图5所示那样配置血管的情况下,例如图6所示的平均功率值通过步骤S23的处理被输出。在图6所示的平均功率值被输出的情况下,通过步骤S25~S27的处理,提取血流区域1以及血流区域2。若提取多个血流区域,则处理电路17采用距离超声波探头20的表面近的血流区域作为测量对象。即,将血流区域1设为测量对象,并计算至血流区域的中心位置的距离。

[0077] 另外,通过处理电路17的分析功能173进行的血流区域的提取并不限于利用多普勒数据。例如,也可以在分析功能173中利用B模式数据来提取血流区域。例如,将图7所示的B模式图像显示于显示设备40。此时,处理电路17取得位于扫描区域的中央的N条超声波扫描线上的亮度值。处理电路17对取得到的N条超声波扫描线上的亮度值取加法平均。

[0078] 血管壁部分中的亮度值比其他部位的亮度值高,血管内的亮度值比其他部位的亮度值低。处理电路17在加法平均后的亮度值中检测从高亮度向低亮度转变的图案以及从低

亮度向高亮度转变的图案,从而提取血流区域。

[0079] 图8是表示基于图7所示的B模式的短轴图像输出的亮度值的例子的示意图。根据图8,血管壁部分中的亮度值比其他部位的亮度值高,血管内的亮度值比其他部位的亮度值低。处理电路17在输出的亮度值中,检测从高亮度向低亮度转变的图案以及从低亮度向高亮度转变的图案。由此,从输出的亮度值中提取血流区域1以及血流区域2。处理电路17计算从超声波探头20的表面、即体表至距体表更近的血流区域1的中心位置的距离。

[0080] 另外,通过分析功能173进行的血流区域的提取也可以将利用多普勒数据的分析与利用B模式数据的分析组合而实施。例如,处理电路17在利用多普勒数据取得到的血流区域与利用B模式数据取得到的血流区域一致的情况下,取得关于该血流区域的中心位置。

[0081] 若计算至“血流区域”的中心位置的距离,则处理电路17执行显示控制功能176。若执行显示控制功能176,则处理电路17在对二维B模式图像数据合成二维多普勒图像数据后的断层图像中合成测量线以及测量值(步骤S29)。测量线表示在位于扫描区域的中央部分的扫描线上,连接从超声波探头20的表面至由步骤S28计算出的中心位置的线。测量值表示从超声波探头20的表面至由步骤S28计算出的中心位置的距离。

[0082] 图9是表示显示于图1所示的显示设备40的断层图像的例子。根据图9,在ROI显示R1内显示有关于内颈静脉的多普勒图像I1。而且,从多普勒图像I1的中心至超声波探头20的表面通过测量线L1来显示,在与测量线L1相交的超声波探头20的表面正上方显示有测量值V1。

[0083] 另外,在图9中,示出了多普勒图像I1的不透明度较高的状态下的显示例。另一方面,在想要由B模式图像确认穿刺针的针尖的情况下,也可以不合成多普勒图像、或降低多普勒图像的不透明度。图10是表示不合成多普勒图像的情况下的显示设备40的显示例的示意图。根据图10,显示表示从显示于ROI显示R1内的B模式的短轴图像的中心至超声波探头20的表面的线的测量线L1,并在与测量线L1相交的超声波探头20的表面正上方显示有测量值V1。

[0084] 在步骤S24中,在输出的平均功率值不超过阈值的情况下(步骤S24为否),处理电路17停止测量线以及测量值的合成(步骤S210),并使处理结束。

[0085] 若确认显示于断层图像上的测量线以及测量值,则手术医生按照显示对被检体刺入穿刺针。此时,手术医生在被检体的体表上,在从超声波探头20离开了与通过测量值掌握的距离相同的距离的位置,沿血管的行进相对于皮肤以45度的角度刺入穿刺针。由此,手术医生能够对瞄准的血管进行穿刺。另外,在想要将穿刺角度设为除45度以外的、例如60度以及30度的情况下,在从超声波探头20离开了与穿刺角度相应的距离的位置刺入穿刺针。

[0086] 如以上那样,在第一实施方式中,超声波探头20对被检体内的扫描区域实施超声波扫描。超声波诊断装置1的处理电路17通过分析超声波扫描的结果中的、与扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算中央部分所含的血管与体表之间的距离。然后,处理电路17使计算出的距离实时地显示于显示设备40。由此,超声波诊断装置1能够防止手术医生错看穿刺深度。

[0087] 另外,在第一实施方式中,处理电路17利用位于扫描区域的中央部分的扫描线上的多普勒数据来计算血管与体表之间的距离。由此,超声波诊断装置1能够准确地计算血管与体表之间的距离。

[0088] 另外,在第一实施方式中,处理电路17使连结超声波探头20的中心与血管中心的测量线显示于显示设备40。由此,超声波诊断装置1能够防止在超声波探头20的中心与血管偏离的状态下实施穿刺。

[0089] 另外,在第一实施方式中,处理电路17在取得到的平均功率值比预先设定的值小的情况下,不使测量线以及测量值显示于显示设备40。由此,在扫描区域的中央部分不包含血管的情况下,使得测量线以及测量值不显示于显示设备40。因此,超声波诊断装置1能够向手术医生传达超声波探头20的中心与血管偏离。

[0090] 另外,第一实施方式的超声波诊断装置1并非限定于上述。例如,在上述实施方式中,以处理电路17使用扫描转换前的B模式数据、多普勒数据以及它们中的至少一方的数据来计算血管与体表之间的距离的情况为例进行了说明。然而,并不限定于此。处理电路17也可以对视频格式的扫描线信号列使用扫描转换后的B模式数据、多普勒数据以及它们中的至少一方的数据来计算血管与体表之间的距离。

[0091] 另外,在上述实施方式中,以在断层图像或B模式图像中合成测量值的情况为例进行了说明。然而,并不限定于此。处理电路17例如也可以代替测量值或与测量值一同,合成基于血管与体表之间的距离计算的数值。基于血管与体表之间的距离计算的数值例如是穿刺所需的穿刺针的长度。图11是表示穿刺针长与测量值一同被显示的情况下的显示设备40的显示例的示意图。根据图11,与测量值V1并列地显示有穿刺针长V2。穿刺针长例如在相对于皮肤以45度的角度刺入穿刺针的情况下,如图12所示那样成为对血管与体表之间的距离乘以 $\sqrt{2}$ 而得的值。另外,在相对于皮肤以60度的角度刺入穿刺针的情况下,穿刺针长如图13所示那样成为对血管与体表之间的距离乘以 $2/\sqrt{3}$ 而得的值。另外,在相对于皮肤以30度的角度刺入穿刺针的情况下,穿刺针长如图14所示那样成为对血管与体表之间的距离乘以2而得的值。

[0092] 另外,在上述实施方式中,以在超声波探头20中配置在偏移处理以及超声波图像的冻结等时被按下的按钮的例子进行了说明。然而,设于超声波探头20的按钮,并不限定于这些。例如,也可以在超声波探头20设有切换是否对断层图像或B模式图像合成测量值以及测量线的切换按钮。例如,在手术医生不需要测量值以及测量线的显示的情况下,通过按下切换按钮,能够使显示于断层图像或B模式图像的测量值以及测量线为非显示。

[0093] 另外,也可以在超声波探头20设有用于使显示于断层图像、或B模式图像的测量值以及测量线显示原样保持的保持按钮。例如,手术医生在由于血流的搏动性大因此血管中心的检测不稳定等的情况下,通过按下保持按钮,能够使按下时刻的测量值以及测量线的显示保持于画面上。也可以在超声波探头20上与保持按钮一同设置用于将保持画面上的显示解除的解除按钮。

[0094] (其他实施例)

[0095] 在第一实施方式中,以超声波探头20为一维阵列线性探头的情况为例进行了说明。然而,并不限定于此。超声波探头20也可以是以二维矩阵状排列有多个超声波振子的探头即二维阵列线性探头、特别是二维阵列线性探头。此时,处理电路17B通过模式处理功能171,基于从超声波接收电路12接收到的三维的接收信号,生成三维的超声波扫描线上的B模式RAW数据。另外,处理电路17通过多普勒处理功能172,基于从超声波接收电路12接收到的三维的接收信号,生成三维的超声波扫描线上的多普勒RAW数据。

[0096] 处理电路17通过分析功能173,例如分析超声波扫描的结果中的、与三维的扫描区域的中央部分对应的一部分。具体而言,处理电路17例如通过分析三维的扫描区域的中央部分的扫描线上的多普勒数据,来计算血管与体表之间的距离。另外,处理电路17也可以通过分析三维的扫描区域的中央部分的B模式数据来计算血管与体表之间的距离。另外,处理电路17也可以在通过图像生成功能174进行的扫描转换后执行分析功能173。

[0097] 处理电路17通过图像生成功能174,对三维的B模式RAW数据执行RAW一体素转换,从而生成由希望的范围的体素构成的三维的B模式图像数据。另外,处理电路17通过图像生成功能174,对三维的多普勒RAW数据执行RAW一体素转换,从而生成由希望的范围的体素构成的三维的多普勒图像数据。

[0098] 处理电路17通过执行存储于内部存储电路13的程序来进一步实现图像处理功能。在图像处理功能中,处理电路17实施用于将三维的B模式图像数据以及三维的多普勒图像数据通过显示设备40二维显示的绘制处理。在绘制处理中例如包括体绘制处理、面绘制处理以及多平面重建处理(MPR:Multi Planar Reconstruction)等。

[0099] 处理电路17例如经由输入装置50被指示双平面成像模式的设定的话,则基于三维的B模式图像数据以及三维的多普勒图像数据,生成针对平面A的第一断层图像以及针对相对于平面A正交的平面B的第二断层图像。在本实施方式中,平面A是在超声波探头20的超声波振子的排列方向上形成的面,在第一断层图像中显示血管的短轴图像。平面B是相对于超声波探头20的超声波振子的排列方向垂直的面,在第二断层图像中显示血管的长轴图像。

[0100] 然后,处理电路17通过显示控制功能176,例如使第一断层图像与第二断层图像并列显示,并且在第一断层图像合成表示ROI的显示、以及表示从超声波探头20的表面至血管中心的线的第一测量线。另外,处理电路17例如在第二断层图像合成与第一测量线对应的第二测量线、以及与该第二测量线交叉并表示穿刺针的插入路径的引导线。引导线例如可根据第二测量线与穿刺针的穿刺角度的关系而求出。另外,处理电路17例如使表示第一测量线以及第二测量线上的从超声波探头20的表面至血管中心的距离的测量值显示于第一断层图像与第二断层图像之间。

[0101] 图15是表示双平面成像模式中的显示设备40的显示例的示意图。根据图15,在平面A的第一断层图像I2中,显示有表示从显示于ROI显示R1内的B模式的短轴图像的中心至超声波探头20的表面的线的第一测量线L1。另外,在平面B的第二断层图像I3中,显示有与第一测量线L1对应的第二测量线L2、以及与第二测量线L2交叉并表示穿刺针的插入路径的引导线L3。另外,在第一断层图像I2与第二断层图像I3之间显示有测量值V1。

[0102] 另外,在图15中,以在第一断层图像I2以及第二断层图像I3中未合成多普勒图像的情况为例进行了示出。然而,并不限于此。处理电路17也可以通过显示控制功能176,在第一断层图像I2以及第二断层图像I3中对B模式图像合成多普勒图像。

[0103] 另外,以双平面成像模式显示的平面B并不限于相对于超声波探头20的超声波振子的排列方向垂直的面。处理电路17例如也可以将沿着穿刺针在被检体内行进的方向的面设为平面B。

[0104] 具体而言,例如,处理电路17通过图像处理功能,针对与平面A正交面以及相对于该面倾斜了规定的角度的多个面分别生成断层图像。

[0105] 处理电路17通过分析功能173,在生成的多个断层图像中,分别设定与在平面A的

第一断层图像中合成的第一测量线对应的第二测量线。处理电路17在多个断层图像中,分别设定与第二测量线交叉并表示穿刺针的插入路径的引导线。处理电路17在多个断层图像中,分别计算设定的引导线上的亮度的总和。处理电路17将可得到亮度的总和达到最大的断层图像的面设为平面B。

[0106] 图16以及图17是表示对平面B的设定角度进行校正的情况下的例子的示意图。在图16以及图17中,显示有平面B中的第二断层图像I3以及角度图标图像I4。图16表示对平面B的设定角度进行校正之前、即平面B相对于平面A正交的情况下的第二断层图像I3以及角度图标图像I4。图17表示对平面B的设定角度进行校正之后、即平面B相对于平面A倾斜了90度+X度的情况下的第二断层图像I3以及角度图标图像I4。

[0107] 处理电路17例如针对与平面A正交的面以及相对于该面倾斜了 $\pm X$ 度的多个面分别生成断层图像。处理电路17在生成的多个断层图像中,分别设定引导线L3并计算设定的引导线L3上的亮度的总和。处理电路17将可得到亮度的总和达到最大的断层图像的X度设为平面B的校正角。

[0108] 另外,在图16以及图17中,以在第二断层图像I3中未合成多普勒图像的情况为例进行了示出。然而,并不限于于此。处理电路17也可以通过显示控制功能176,在第二断层图像I3中对B模式图像合成多普勒图像。

[0109] 在上述第一实施方式中,对在B模式图像中合成多普勒图像的情况,合成生成的多普勒图像的例子进行了说明。然而,并不限于于此。在B模式图像中合成的多普勒图像的一部分的彩色显示也可以被排除。

[0110] 具体而言,例如,在以B模式表示的血管的短轴图像中,合成有不透明度降低的多普勒图像。处理电路17通过分析功能173,判断短轴图像中是否检测出超过预先设定的亮度的高亮度的物体。在此,超过预先设定的亮度高亮度的物体例如表示通过穿刺而到达了血管中心的穿刺针的针尖。若在短轴图像中检测针尖,则处理电路17通过显示控制功能176,在以检测到的针尖为中心的规定的范围中,排除合成的多普勒图像的彩色显示。

[0111] 图18是表示排除了针尖周围的多普勒图像的彩色显示的情况下的显示例的示意图。根据图18,在短轴图像的中心附近呈现的高亮度物体、即穿刺针的针尖的周围,排除多普勒图像的彩色显示。

[0112] (第二实施方式)

[0113] 在第一实施方式中,以不与指针导航系统对应的超声波诊断装置1为例进行了说明。在第二实施方式中,对与指针导航系统对应的超声波诊断装置1a进行说明。

[0114] 图19是表示第二实施方式的超声波诊断装置1a的构成例的框图。如图19所示,超声波诊断装置1a具备装置主体10a、超声波探头20、以及位置传感器系统60。

[0115] 位置传感器系统60是用于取得超声波探头20以及穿刺针的三维的位置信息的系统。位置传感器系统60例如具备磁产生器61、位置传感器62、以及位置检测装置63。磁产生器61例如具有磁产生线圈等。磁产生器61配置于任意的位置,以自身为中心向外侧形成磁场。

[0116] 位置传感器62例如是磁传感器,检测由磁产生器61形成的三维的磁场的强度以及倾斜度。位置传感器62安装于超声波探头20以及穿刺针。位置传感器62将检测到的磁场的强度以及倾斜度向位置检测装置63输出。

[0117] 位置检测装置63基于由位置传感器62检测到的磁场的强度以及倾斜度,计算以规定的位置为原点的三维空间中的超声波探头20以及穿刺针的位置。此时,规定的位置例如设为配置磁产生器61的位置。位置检测装置63将与计算出的位置相关的位置信息向装置主体10a发送。

[0118] 通信接口16a经由网络100等与外部装置30连接,与外部装置30之间进行数据通信。另外,通信接口16a接收从位置检测装置63发送的、超声波探头20的位置信息以及穿刺针的位置信息。

[0119] 超声波诊断装置1a的处理电路17a通过执行存储于内部存储电路13的程序来实现与该程序对应的功能。处理电路17a例如还具有辅助图像生成功能178。

[0120] 辅助图像生成功能178是基于由位置传感器系统60取得到的超声波探头20与穿刺针的相对的位置关系生成辅助图像的功能。具体而言,在辅助图像生成功能178中,处理电路17a基于通过分析功能173计算出的血管中心与体表之间的距离,计算穿刺针的插入位置。处理电路17a生成表示超声波探头20、血管中心、穿刺针的插入位置以及当前的穿刺针的位置的辅助图像。

[0121] 图20是表示通过辅助图像生成功能178生成的辅助图像的例子示意图。根据图20,显示有超声波探头20、血管中心以及穿刺针的插入位置,并且显示有表示穿刺前的穿刺针的位置的引导图形。通过该显示,手术医生能够在刺入穿刺针前确认当前的穿刺针的位置以及穿刺针的角度。

[0122] 图21是表示通过辅助图像生成功能178生成的辅助图像的其他例子示意图。根据图21,显示有超声波探头20、血管中心以及穿刺针的插入位置,并且显示有表示穿刺中的穿刺针的位置的引导图形。通过该显示,手术医生能够在正在刺入穿刺针时,确认穿刺针的行进方向以及刺入的针的长度。另外,在图21中,也可以显示距血管中心、即目标的剩余距离。

[0123] 在与指针导航系统对应的超声波诊断装置1a中,例如通过像以下那样进行处理,能够排除在B模式图像中合成的多普勒图像的一部分的彩色显示。即,处理电路17a例如通过分析功能173,基于从位置传感器系统60发送的超声波探头20与穿刺针的相对的位置关系来判断穿刺针的针尖是否已到达血管中心。若穿刺针的针尖到达血管中心,则处理电路17a通过显示控制功能176,在以针尖的位置为中心的规定的范围中排除在以B模式显示的血管图像中合成的多普勒图像的彩色显示。

[0124] 图22是表示排除了以针尖的位置为中心的规定范围的多普勒图像的彩色显示的情况下的显示例的示意图。根据图22,在已到达短轴图像的中心附近的穿刺针的针尖的周围排除多普勒图像的彩色显示。

[0125] 如以上那样,在第二实施方式中,超声波探头20对被体内的扫描区域实施超声波扫描。超声波诊断装置1a的处理电路17a通过分析超声波扫描的结果中的、与扫描区域的中央部分对应的一部分,来计算中央部分所含的血管与体表之间的距离。然后,处理电路17a使计算出的距离实时地显示于显示设备40。另外,处理电路17a基于由位置传感器系统60取得的超声波探头20与穿刺针的相对的位置关系以及计算出的距离生成辅助图像。由此,超声波诊断装置1a能够防止手术医生错看穿刺深度,并且使手术医生确认插入穿刺针的位置以及角度。

[0126] 根据以上说明的至少一个实施方式,超声波诊断装置1、1a能够使手术医生更加简便并且安全地实施穿刺术。

[0127] 实施方式的说明中使用的“处理器”这一用语例如是指CPU(central processing unit:中央处理器)、GPU(Graphics Processing Unit:图形处理器)、或面向特定用途的集成电路(Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、可编程逻辑设备(例如,简单可编程逻辑设备(Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑设备(Complex Programmable Logic Device:CPLD)以及现场可编程门阵列(Field Programmable Gate Array:FPGA))等的电路。处理器通过读出并执行保存于存储电路的程序来实现功能。另外,也可以代替在存储电路中保存程序,构成为在处理器的电路内直接编入程序。在该情况下,处理器通过读出并执行编入电路内的程序来实现功能。另外,上述各实施方式的各处理器并不限于按每个处理器构成为单一的电路的情况,也可以将多个独立的电路组合而构成为一个处理器,并实现其功能。进而,也可以将上述各实施方式中的多个构成要素向一个处理器进行整合而实现其功能。

[0128] 虽然对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式仅作为例子提出,不意图限定发明的范围。这些实施方式能够以其他方式来实施,而且在不脱离发明的主旨的范围内能够进行各种省略、置换、变更。这些实施方式及其变形包含在发明的范围及主旨内,并且包含在权利要求书所记载的发明及其均等的范围内。

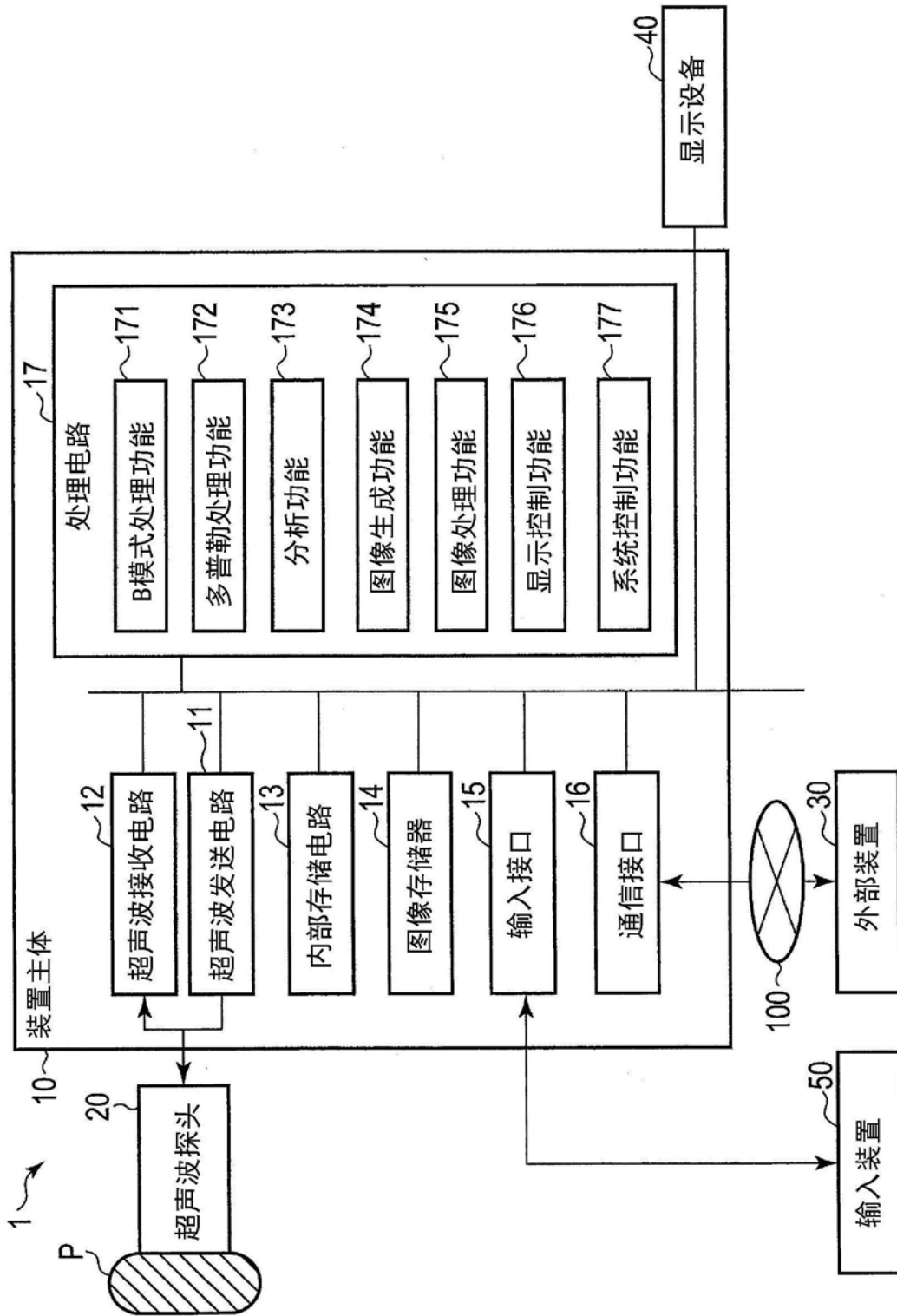


图1

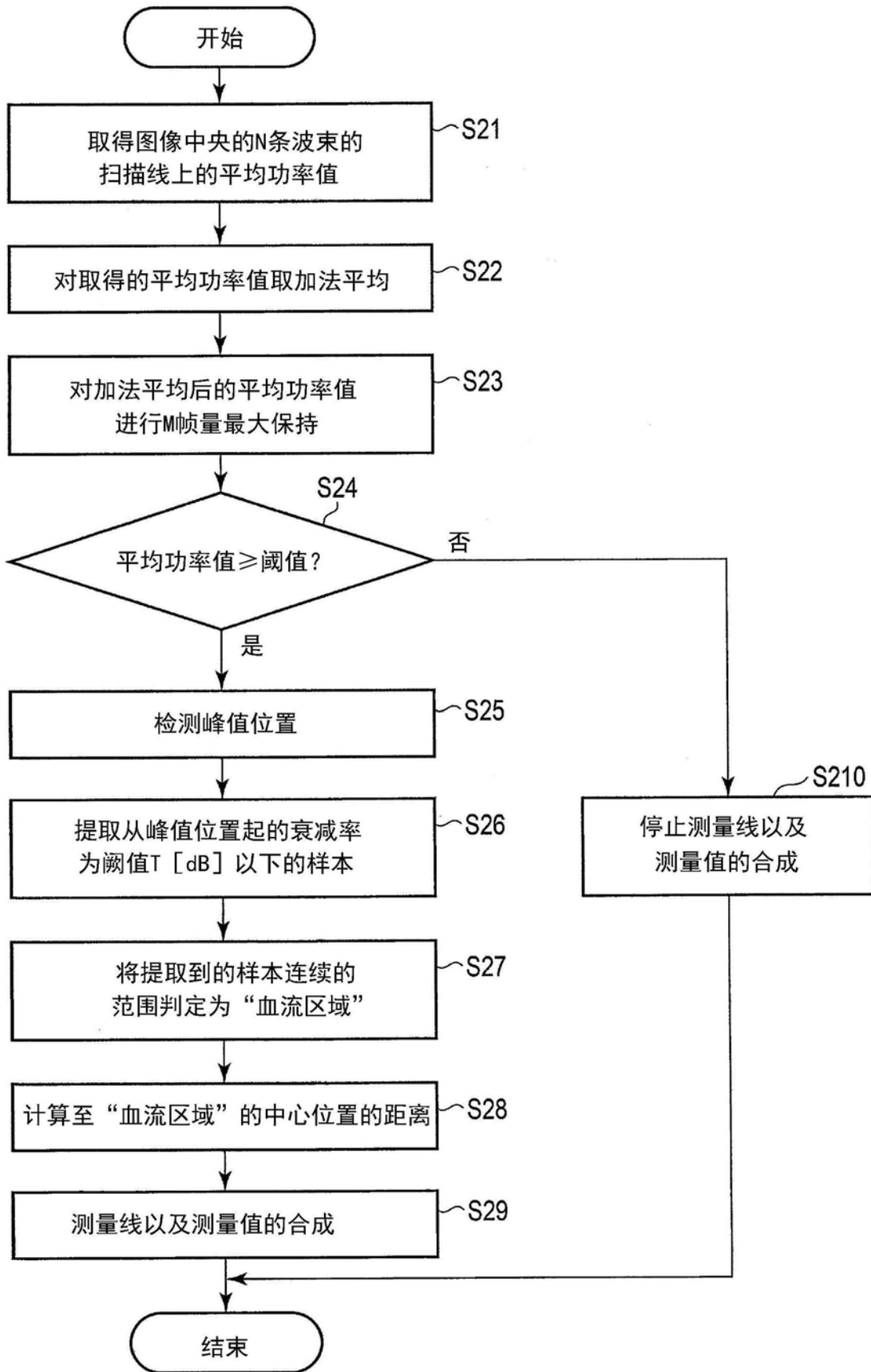


图2

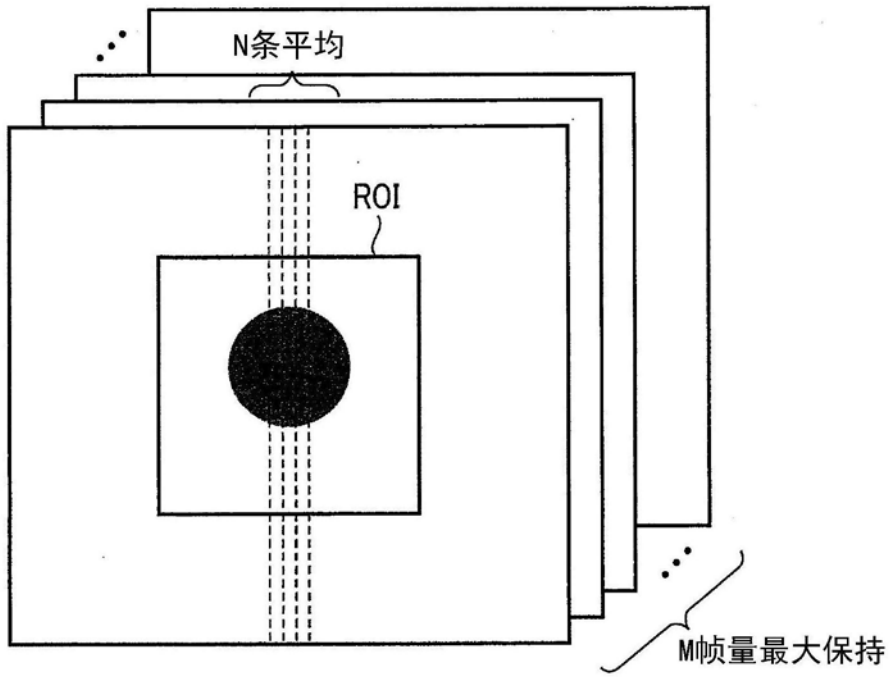


图3

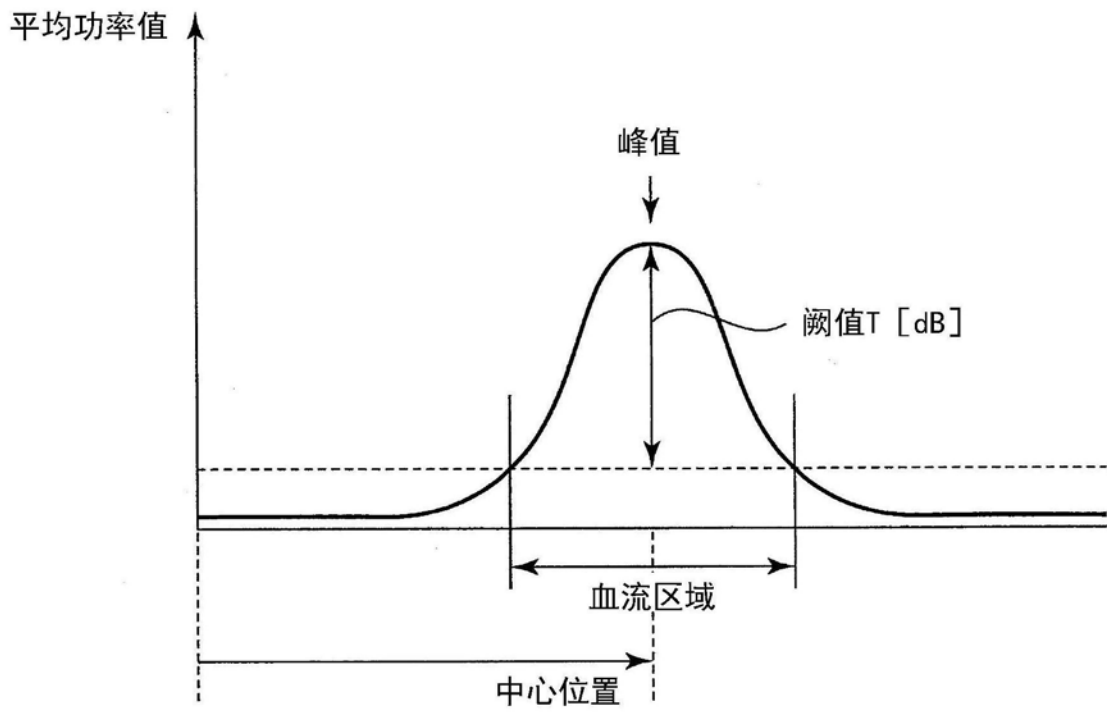


图4

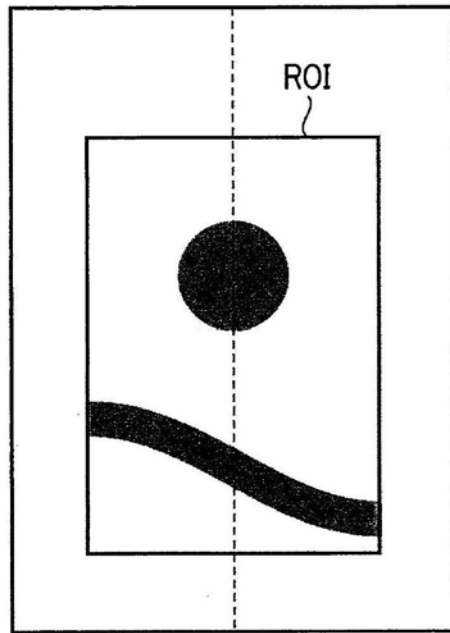


图5

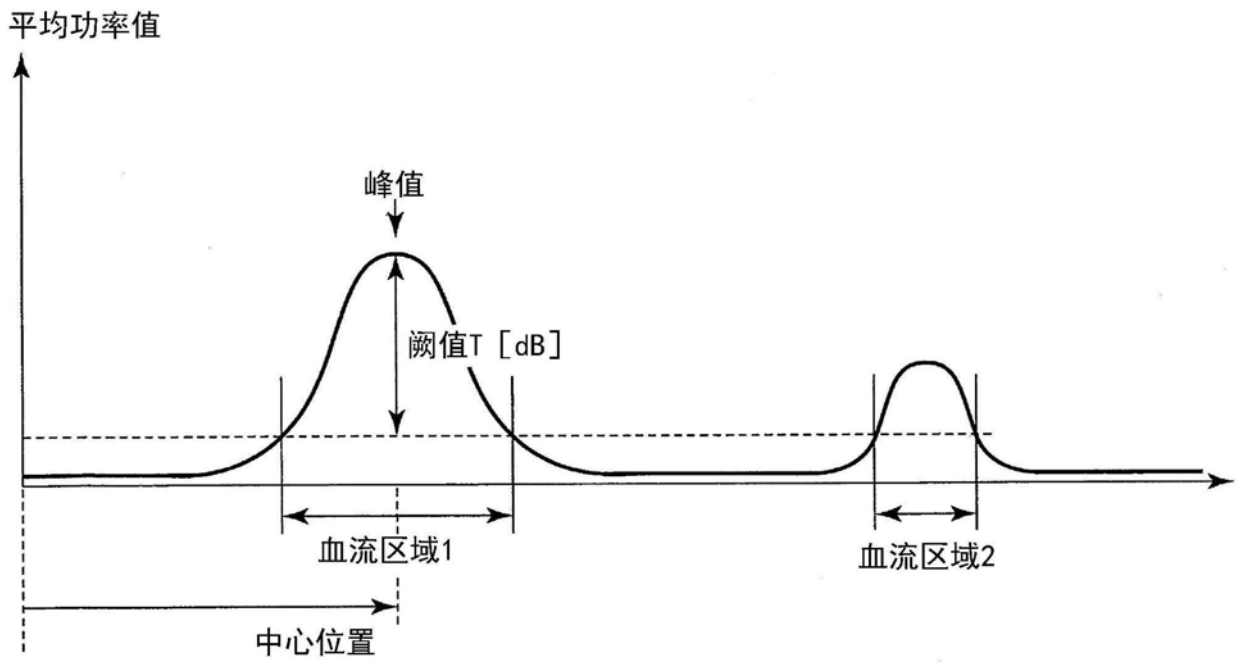


图6

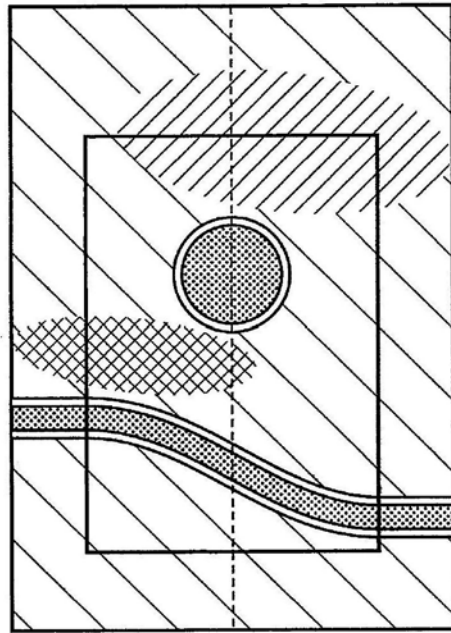


图7

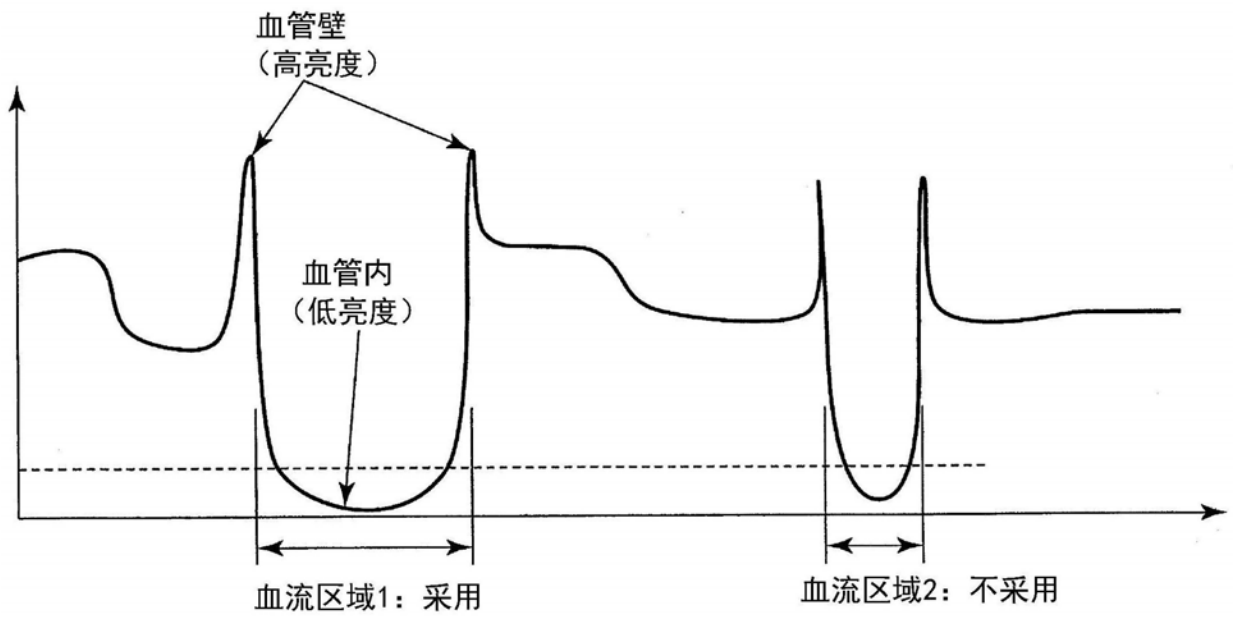


图8

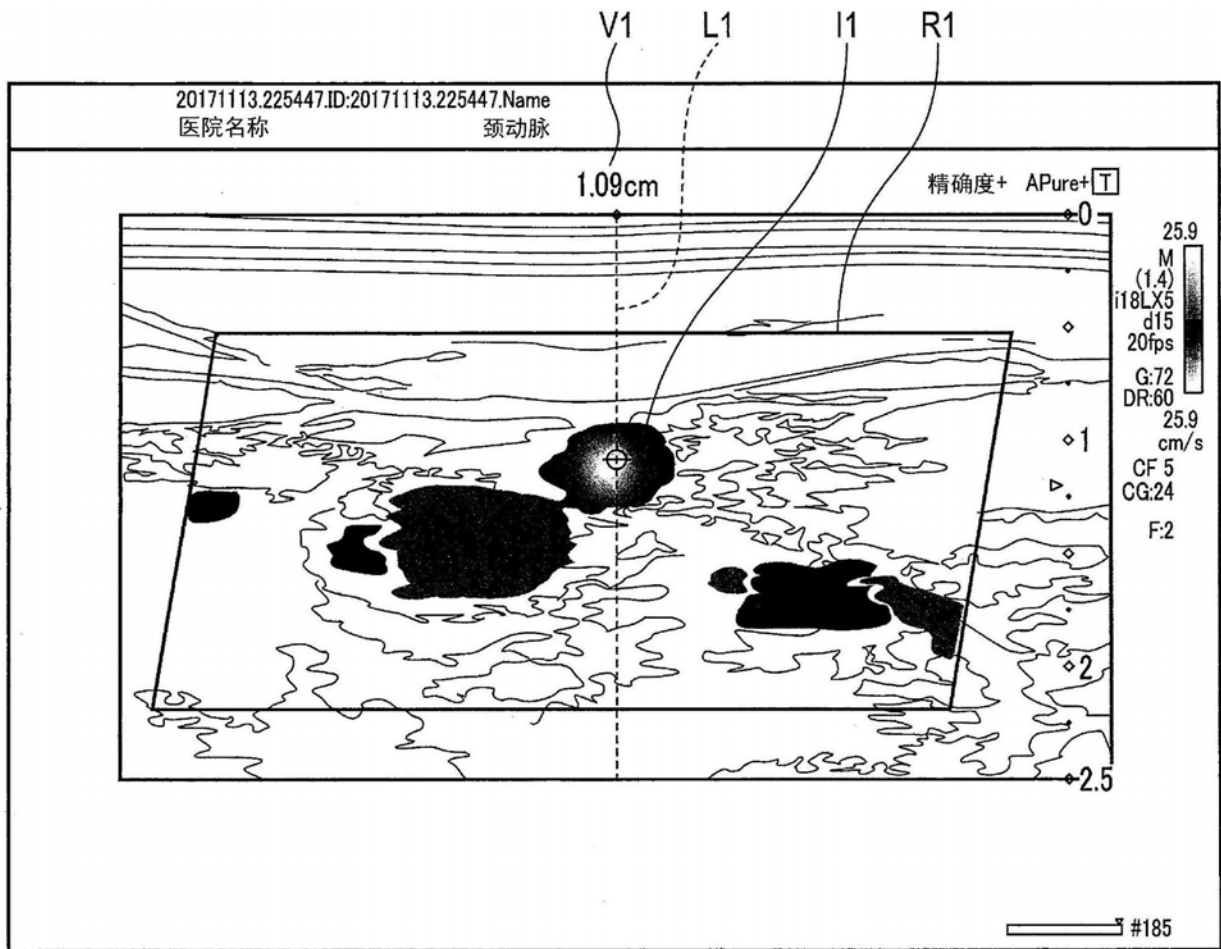


图9

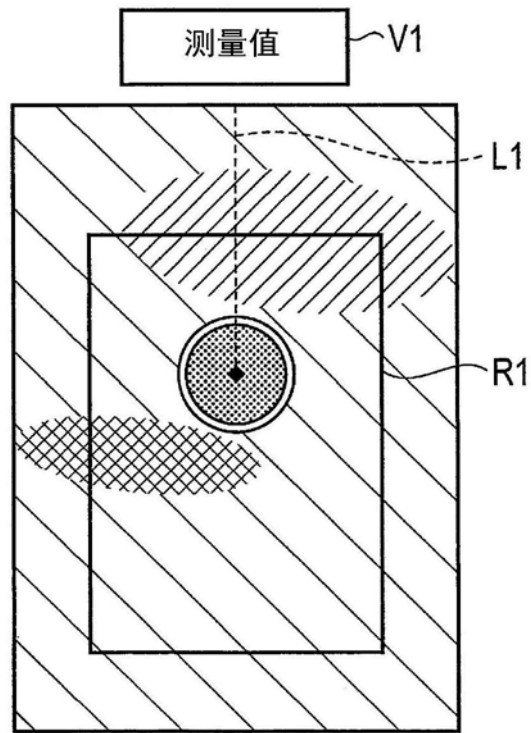


图10

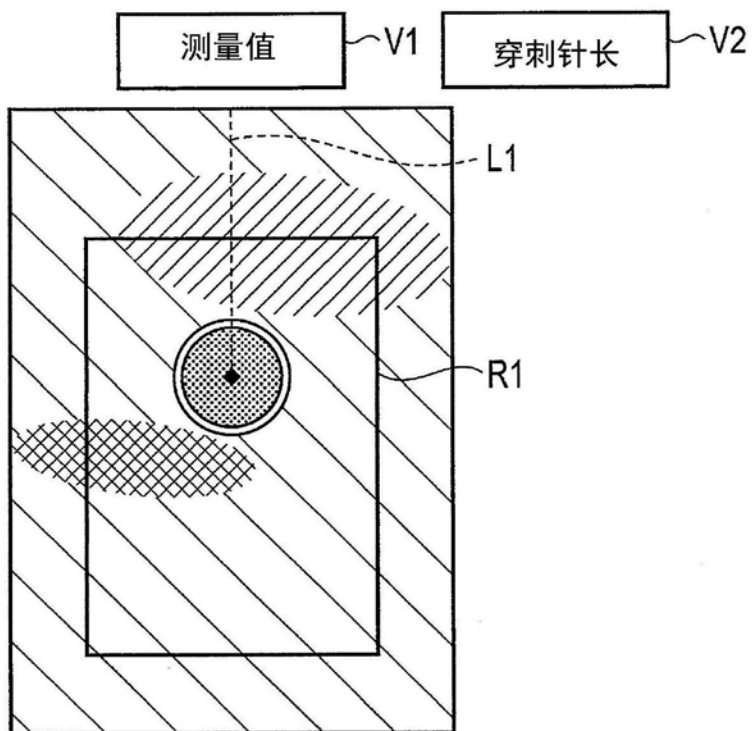


图11

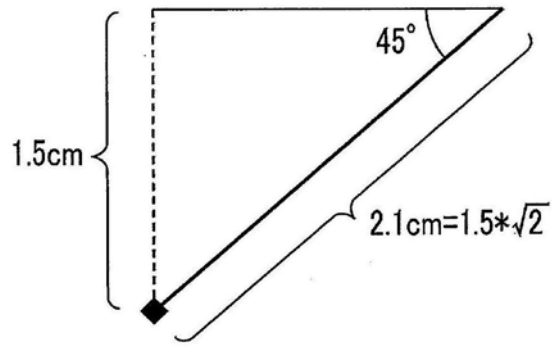


图12

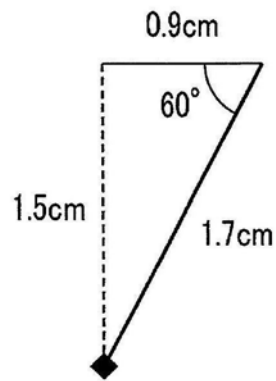


图13

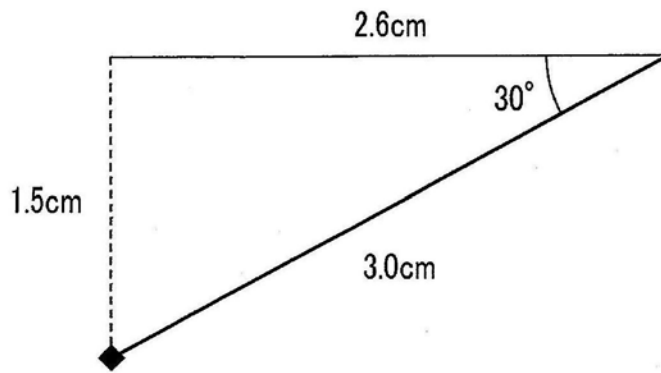


图14

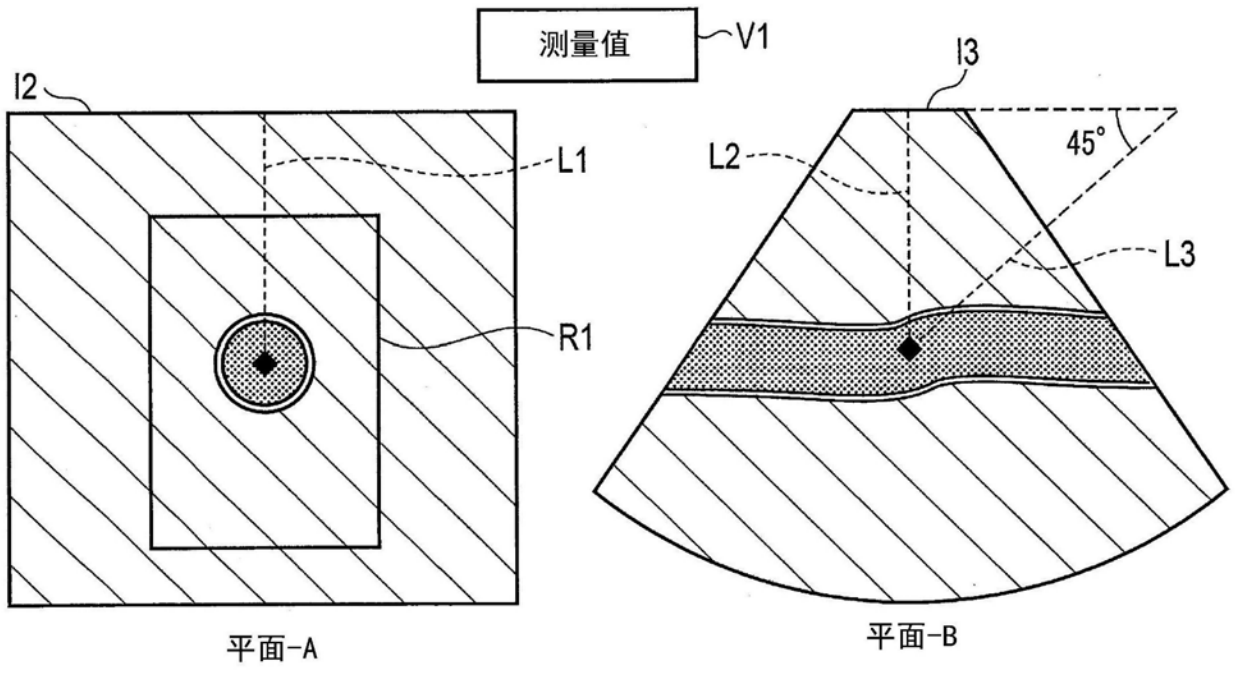


图15

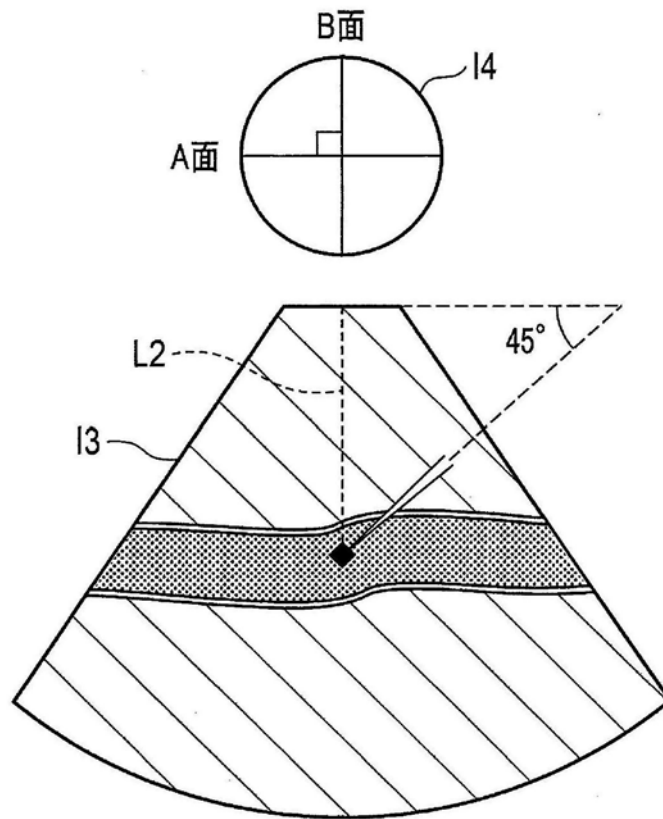


图16

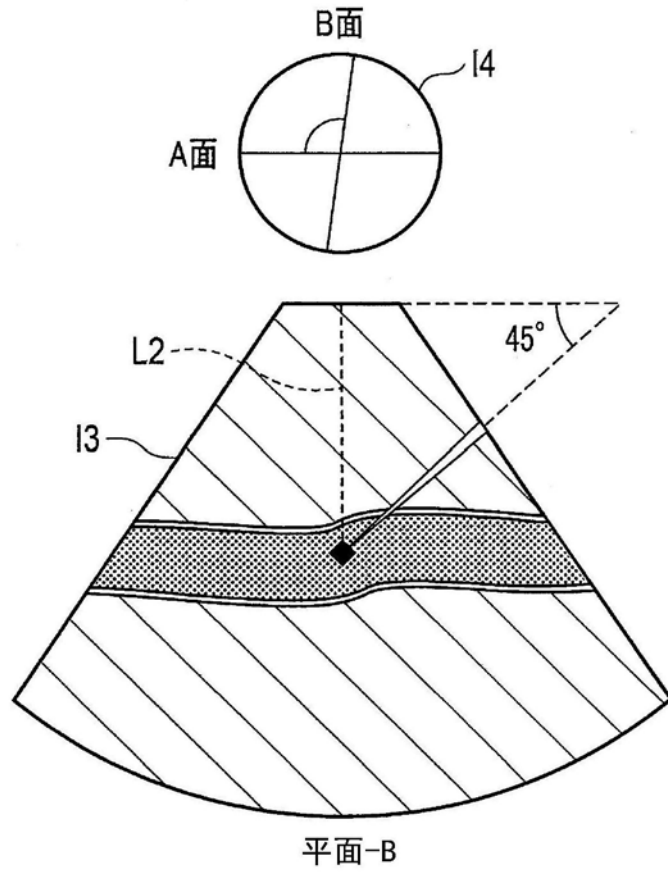


图17

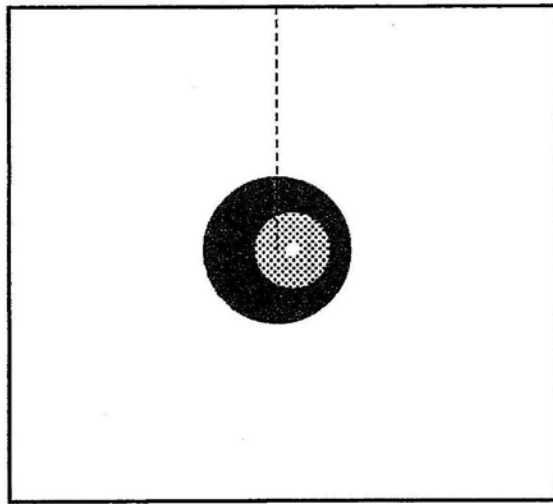


图18

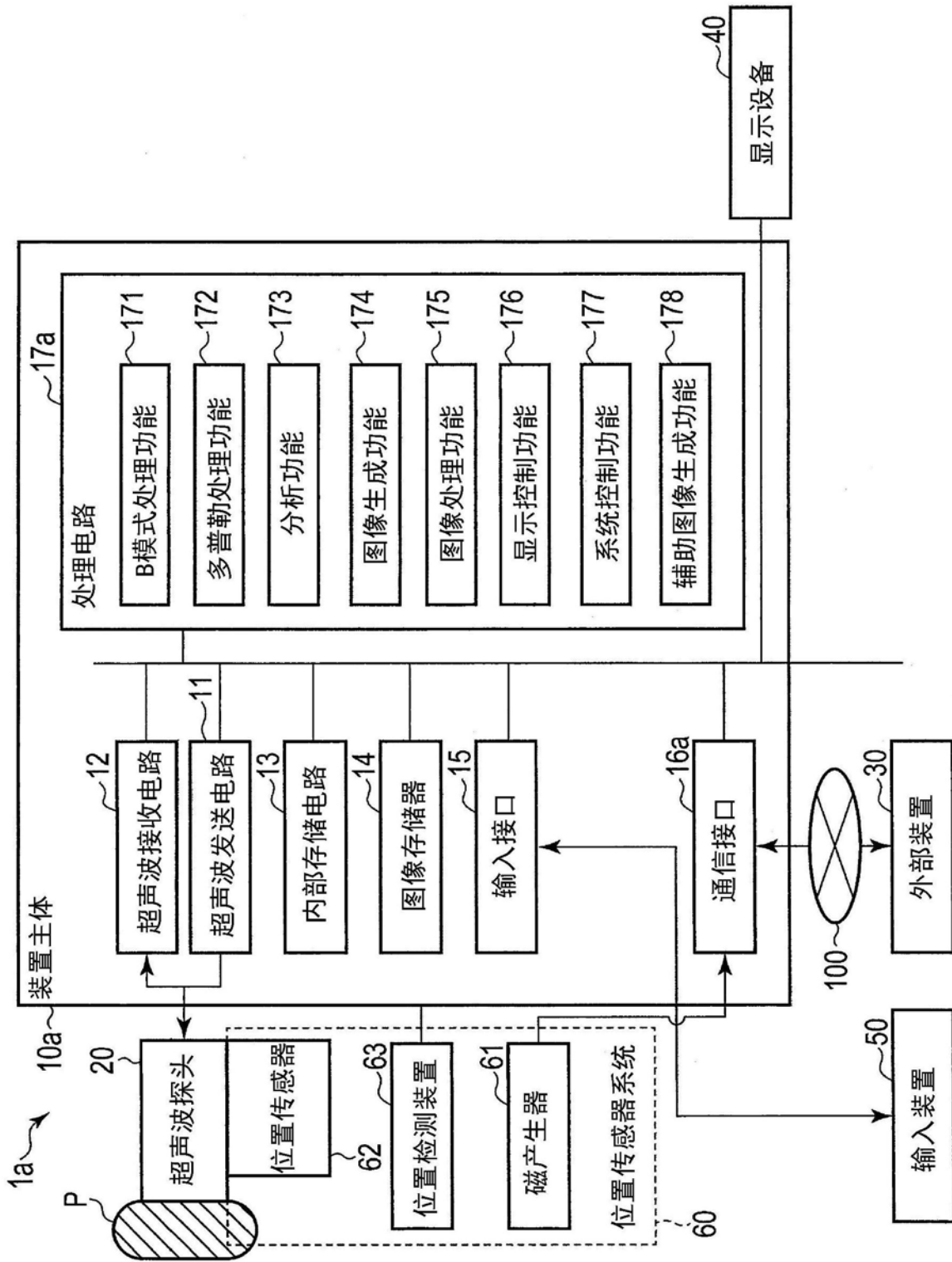


图19

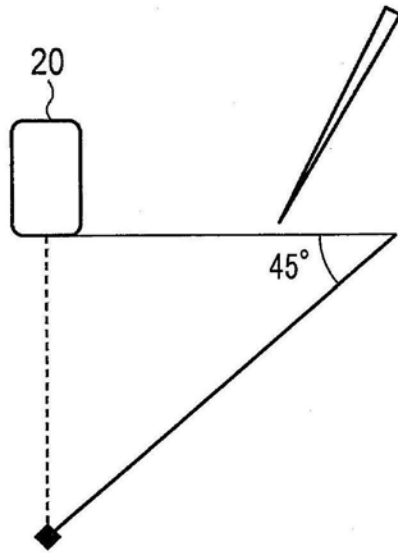


图20

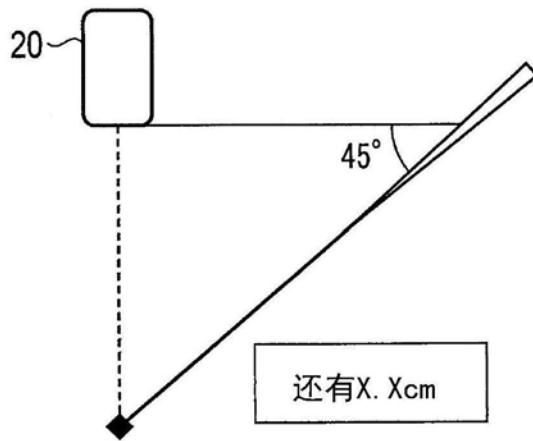


图21

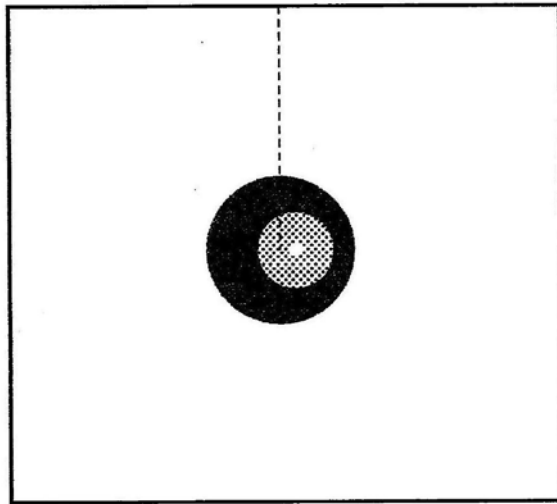


图22

专利名称(译)	超声波诊断装置以及穿刺辅助方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110403681A</a>	公开(公告)日	2019-11-05
申请号	CN201910343737.6	申请日	2019-04-26
[标]发明人	望月史生 栗田康一郎 增田贵志		
发明人	望月史生 栗田康一郎 增田贵志		
IPC分类号	A61B17/34 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/085 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5292 A61B17/3403 A61B2017/3413 A61B5/107 A61B5/489 A61B8/06 A61B8/0891 A61B8/463 A61B8/08 A61B8/5246		
优先权	2018086957 2018-04-27 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

提供一种超声波诊断装置以及穿刺辅助方法。根据实施方式，超声波诊断装置具备超声波探头、分析部以及控制部。超声波探头被按压于被检体的体表，并对所述被检体内的扫描区域执行超声波扫描。分析部通过分析所述超声波扫描的结果中的、与所述扫描区域的中央部分对应的一部分，来计算所述中央部分所含的血管与所述体表之间的距离。控制部使所述距离以及基于所述距离的数值中的至少某个显示于显示部。

