



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108498118 A

(43)申请公布日 2018.09.07

(21)申请号 201810167508.9

(22)申请日 2018.02.28

(30)优先权数据

2017-037703 2017.02.28 JP

2018-021326 2018.02.08 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 佐藤俊介 并木弘介 后藤英二

中内章一 中岛修

(74)专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 夏斌

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

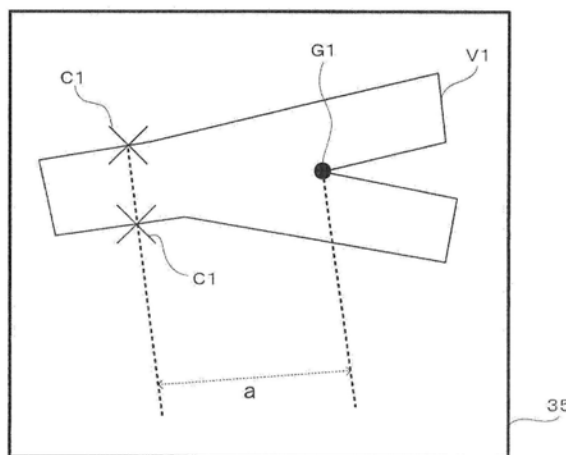
权利要求书2页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序

(57)摘要

本发明提供超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序,仅通过在作为指标的位置上配置引导件就能够迅速且容易地进行计测处理。实施方式的超声波图像诊断装置具备显示器以及控制电路。显示器显示基于来自向诊断对象部位发送的超声波的反射信号而生成的超声波图像。控制电路在显示器所显示的诊断对象部位的超声波图像上对计测对象进行计测。并且,控制电路具备:定义功能,定义用于计测对象的计测的卡尺与为了将卡尺配置于作为计测对象的位置而使用的引导件之间的间隔;显示控制功能,将隔开所定义的间隔而分离配置的卡尺以及引导件,在超声波图像上以能够一体地移动的方式显示控制;以及计测功能,使用卡尺对计测对象进行计测。



1. 一种超声波图像诊断装置,其特征在于,具备:

显示器,显示基于来自向诊断对象部位发送的超声波的反射信号而生成的超声波图像;以及

控制电路,在上述显示器所显示的上述诊断对象部位的上述超声波图像上对计测对象进行计测,

上述控制电路具备:

定义功能,定义用于上述计测对象的计测的卡尺、与为了将上述卡尺配置于作为上述计测对象的位置而使用的引导件之间的间隔;

显示控制功能,将隔开所定义的上述间隔而分离配置的上述卡尺以及上述引导件,在上述超声波图像上以能够一体地移动的方式显示控制;以及

计测功能,使用上述卡尺对上述计测对象进行计测。

2. 一种超声波图像诊断装置,其特征在于,具备:

显示器,显示基于来自向诊断对象部位发送的超声波的反射信号而生成的超声波图像;以及

控制电路,在上述显示器所显示的上述诊断对象部位的上述超声波图像上对计测对象进行计测,

上述控制电路具备:

定义功能,定义用于上述计测对象的计测的卡尺、与为了将上述卡尺配置于作为上述计测对象的位置而使用的引导件之间的时间轴上的间隔;

显示控制功能,将隔开所定义的上述间隔而分离配置的上述卡尺以及上述引导件,在上述超声波图像上以能够一体地移动的方式显示控制;以及

计测功能,使用上述卡尺对上述计测对象进行计测。

3. 如权利要求1所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

与上述计测对象相匹配地预先确定上述引导件与上述卡尺之间的上述间隔。

4. 如权利要求2所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

与上述计测对象相匹配地预先确定上述引导件与上述卡尺之间的上述间隔。

5. 如权利要求3所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

根据上述计测对象的实测值来确定上述引导件与上述卡尺之间的上述间隔。

6. 如权利要求4所述的超声波图像诊断装置,其特征在于,

根据上述计测对象的实测值来确定上述引导件与上述卡尺之间的上述间隔。

7. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

显示器,显示基于在诊断对象部位取得的被检体的内部信息而生成的医用图像;以及
控制电路,在上述显示器所显示的上述诊断对象部位的上述医用图像上对计测对象进行计测,

上述控制电路具备:

定义功能,定义用于上述计测对象的计测的卡尺、与为了将上述卡尺配置于作为上述计测对象的位置而使用的引导件之间的间隔;

显示控制功能,将隔开所定义的上述间隔而分离配置的上述卡尺以及上述引导件,在上述超声波图像上以能够一体地移动的方式显示控制;以及

计测功能,使用上述卡尺对上述计测对象进行计测。

8.一种医用图像处理程序,其特征在于,

使医用图像处理装置执行包括以下步骤的处理:

在显示器上显示基于在诊断对象部位取得的被检体的内部信息而生成的医用图像的步骤;

使对计测对象进行计测处理时使用且两者的间隔被定义的、用于上述计测对象的计测的卡尺以及为了将上述卡尺配置于作为上述计测对象的位置而使用的引导件,在上述医用图像上一体地移动,将上述引导件配置于上述医用图像上的作为指标的位置,由此将上述卡尺配置于从上述引导件分离了所定义的上述间隔的位置而进行显示的步骤;以及

使用上述卡尺对上述计测对象进行计测的步骤。

超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序

[0001] 本申请以日本专利申请2017-037703(申请日:2017年2月28日)以及日本专利申请2018-021326(申请日:2018年2月8日)为基础,享受这些申请的优先权。本申请通过参照这些申请而包含这些申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序。

背景技术

[0003] 近年来,有时使用如下的医疗器械(modality):在进行被检体的检查的情况下,收集被检体的内部信息,并基于该收集到的信息将被检体内部图像化而生成医用图像。作为该医疗器械,例如具有X射线CT装置(计算机断层摄像装置:computed tomography)、磁共振诊断装置(MRI:magnetic resonance imaging)、超声波图像诊断装置。

[0004] 此外,有时基于通过医疗器械而取得的医用图像,例如使用工作站等医用图像处理装置进行计测,而取得计测值。进而,例如,有时还使用安装于医疗器械、医用信息处理装置的临床应用程序(医用图像处理程序)并基于计测值进行计算,而取得计算值。

[0005] 当在医用图像上对计测对象进行计测的情况下,有时在医用图像上显示用于进行计测的卡尺,并且,显示用于作为离某个对象物的位置的标准的刻度、或者带刻度的引导线(日本专利第5907780号公报)。

[0006] 但是,该刻度例如仅是将引导线等间隔地划分而成的,并不直接表示离某个对象物的位置的一定距离。此外,还具有代替刻度而显示引导线本身的方法,但是在该情况下也是同样的。因此,无法直观地理解刻度间的长度,也无法直接掌握离某个对象物的位置的距离。

[0007] 此外,有时还预先决定有引导线的显示范围。在该情况下,在进行计测时,即便在仅显示从某个对象物的位置到计测物为止的距离即可的情况下,仍遍及预先决定的显示范围的整个范围来显示引导线。在该情况下,显示变得冗余。

[0008] 进而,根据计测对象的不同,也存在确定有由学会推荐的计测步骤的情况。作为该计测步骤,例如要求对从作为指标的特定的构造物起处于一定距离的对象物的尺寸进行计测。在该情况下,即便在医用图像上显示有刻度,在如上述那样该刻度不直接表示一定的距离的情况下,也成为计测处理复杂化的原因。

发明内容

[0009] 本发明是为了解决上述课题而完成的,本发明的目的在于提供超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序,当在医用图像上对计测对象进行计测处理的情况下,仅通过在作为指标的位置上配置引导件就能够迅速且容易地进行计测处理。

[0010] 实施方式的超声波图像诊断装置具备显示器以及控制电路。显示器显示基于来自向诊断对象部位发送的超声波的反射信号而生成的超声波图像。控制电路在显示器所显示的诊断对象部位的超声波图像上对计测对象进行计测。进而,控制电路具备:定义功能,定义用于计测对象的计测的卡尺、与为了将卡尺配置于作为计测对象的位置而使用的引导件之间的间隔;显示控制功能,将隔开所定义的间隔而分离配置的卡尺以及引导件在超声波图像上以能够一体地移动的方式显示控制;以及计测功能,使用卡尺对计测对象进行计测。

[0011] 根据该方式,当在医用图像上对计测对象进行计测处理的情况下,仅通过在作为指标的位置上配置引导件就能够迅速且容易地进行计测处理。

附图说明

[0012] 图1是功能性地表示实施方式的超声波图像诊断装置的整体构成的功能框图。

[0013] 图2是表示在实施方式中相对于计测对象配置有卡尺以及引导件的第1例的说明图。

[0014] 图3是表示在实施方式中相对于计测对象配置有卡尺以及引导件的第2例的说明图。

[0015] 图4是表示在实施方式中计测对象反转的情况下的卡尺以及引导件的配置的说明图。

[0016] 图5是表示在实施方式中相对于计测对象配置有卡尺以及引导件的第3例的说明图。

[0017] 图6是表示在实施方式中使用卡尺以及引导件对医用图像上的计测对象进行计测处理时的处理流程的流程图。

[0018] 图7是表示在实施方式中使用卡尺以及引导件对医用图像上的计测对象进行计测处理时的处理流程的流程图。

具体实施方式

[0019] 以下,参照附图对实施方式进行详细说明。

[0020] 此处,以下,在进行使用卡尺以及引导件对医用图像上的计测对象进行计测处理的说明时,以超声波图像诊断装置为例进行说明。超声波图像诊断装置是能够非侵入地调查被检体的内部构造、血流状态等的医用图像诊断装置的一例。

[0021] 超声波图像诊断装置为,从在前端具备振子(压电振子)的超声波探头朝向被检体的内部发送超声波。然后,通过超声波探头的振子接收在被检体内部由于声阻抗的不匹配而产生的反射波。基于如此获得的接收信号生成超声波图像。

[0022] [超声波图像诊断装置的构成]

[0023] 图1是功能性地表示实施方式的超声波图像诊断装置1的整体构成的功能框图。如图1所示,超声波图像诊断装置1具备相对于被检体进行超声波的收发(收发波)的超声波探头2、以及该超声波探头2能够拆装地连接的装置主体3。

[0024] 超声波探头2为,通过各超声波振子朝被检体内发送超声波而对扫描区域进行扫描,并将来自被检体的反射波作为反射信号进行接收。另外,作为该扫描,例如具有B模式扫描、多普勒模式扫描等各种扫描。此外,在超声波探头2中,存在对应于扇区扫描、对应于线

性扫描、对应于凸面扫描等的探头,根据诊断部位来任意地选择。

[0025] 装置主体3具备发送电路31、接收电路32、信号处理电路33、图像处理电路34、显示器35以及输入电路36。发送电路31进行对于超声波探头2的驱动信号的发送。接收电路32进行来自超声波探头2的反射信号的接收。信号处理电路33对该反射信号进行处理。图像处理电路34生成超声波图像。显示器35显示以所生成的超声波图像为代表的各种图像。输入电路36接收通过由检查者等操作者进行输入操作而被输入的信号。进而,装置主体3具备对与未图示的其他设备之间的信号的收发进行控制的通信控制电路37、存储电路38、以及对各部分进行控制的控制电路39。此外,这些电路各自相互与总线B连接,能够进行各种信号的更换。另外,以下,对这些电路各自的详细功能进一步进行说明。

[0026] 发送电路31基于控制电路39的控制,生成用于使超声波探头2产生超声波的驱动信号、即向各压电振子施加的电脉冲信号(以下,称作“驱动脉冲”),并将该驱动脉冲向超声波探头2发送。发送电路31具备未图示的例如基准脉冲产生电路、延迟控制电路、驱动脉冲产生电路等各电路,各电路发挥上述的功能。

[0027] 此外,接收电路32接收来自超声波探头2的接收信号即反射信号,对该接收信号进行整相相加,并将通过该整相相加而取得的信号输出至信号处理电路33。

[0028] 信号处理电路33使用从接收电路32供给的来自超声波探头2的接收信号而生成各种数据,并输出至图像处理电路34、控制电路39。信号处理电路33具有均未图示的例如B模式处理电路(或者Bc模式处理电路)、多普勒模式处理电路、彩色多普勒模式处理电路等。B模式处理电路进行接收信号的振幅信息的图像化,并生成基于B模式信号的数据。多普勒模式处理电路从接收信号中取出多普勒频移成分,进而实施FFT(Fast Fourier Transform:快速傅里叶变换)处理等,生成血流信息的多普勒信号的数据。彩色多普勒模式处理电路基于接收信号进行血流信息的图像化,并生成基于彩色多普勒模式信号的数据。

[0029] 图像处理电路34基于从信号处理电路33供给的数据而生成与扫描区域相关的二维、三维的超声波图像。例如,图像处理电路34根据所供给的数据而生成与扫描区域相关的体数据。然后,根据该生成的体数据,通过MPR处理(多断面重构法)来生成二维的超声波图像的数据,通过体绘制处理来生成三维的超声波图像的数据。图像处理电路34将所生成的二维、三维的超声波图像输出至显示器35。另外,作为超声波图像,例如具有B模式图像、多普勒模式图像、彩色多普勒模式图像、M模式图像等。

[0030] 显示器35按照控制电路39的控制而显示由图像处理电路34生成的超声波图像、操作画面(例如,用于从操作者受理各种指示的GUI(Graphical User Interface:图形用户界面))等各种图像。作为该显示器35,例如能够使用液晶显示器、有机EL(Electroluminescence:场致发光)显示器等。

[0031] 输入电路36例如受理图像显示、图像的切换、模式指定、各种设定等由操作者进行的各种输入操作。作为该输入电路36,例如能够使用GUI、按钮、键盘、轨迹球、显示于显示器35的触摸面板等输入设备。

[0032] 另外,在本发明的实施方式中,如图1所示,将显示器35、输入电路36记载为超声波图像诊断装置1的一个构成要素,但是并不限定于这样的构成。例如,也可以不使显示器35构成为超声波图像诊断装置1的构成要素,而使其与超声波图像诊断装置1分体地构成。此外,也能够使输入电路成为使用了该分体的显示器的触摸面板。

[0033] 通信控制电路37承担的作用为,使与未图示的通信网络相互连接的例如未图示的医用图像诊断装置(医疗器械)、服务器装置、医用图像处理装置等与超声波图像诊断装置1连接。与经由该通信控制电路37以及通信网络而和其他设备交换的信息、医用图像相关的规格,可以是DICOM(Digital Imaging and Communication in Medicine:医学数字成像和通信)等任意规格。

[0034] 存储电路38例如由半导体、磁盘构成,存储有由控制电路39执行的程序、数据、用于计测处理的卡尺以及引导件的组合等。

[0035] 控制电路39对超声波图像诊断装置1的各部分进行总括控制。控制电路39使显示器35显示在图像处理电路34中生成的超声波图像。此外,在操作者进行使用了超声波图像诊断装置1的诊断时,控制电路39进行在显示器35所显示的超声波图像上对诊断对象部位的计测对象进行计测的处理。

[0036] 控制电路39执行定义功能、显示控制功能、计测功能。定义功能是定义在超声波图像上对诊断对象部位的计测对象进行计测时所使用的一组的卡尺以及引导件的形状、位置关系的功能。在进行计测处理的情况下,将该卡尺以及引导件作为一体来使用,因此卡尺以及引导件按照一组来定义。

[0037] 此处,卡尺是为了在对计测对象进行计测时确定计测范围而使用的。例如,通过将卡尺配置成夹入显示于超声波图像的血管,由此对该血管的直径进行计测。此外,引导件是为了将卡尺配置于作为计测对象的位置而使用的。具体而言,引导件由操作者配置于在超声波图像上所显示的计测对象附近设置的指标的位置。

[0038] 在对计测对象进行计测时,由操作者按照每个计测对象来选择适当形状的卡尺以及引导件。此外,按照每个计测对象来预先确定卡尺与引导件之间的间隔。例如,在进行计测对象的计测时按照学会确定的计测步骤来确定该间隔。此外,也可以根据被检体的人种、居住地、性别等条件来统计性地确定。此外,还确定有卡尺与引导件的显示角度。

[0039] 如此,按照每个计测对象来定义卡尺以及引导件的形状、两者的位置关系。而且,该定义被保存于存储电路38。此处,使用附图说明控制电路39对卡尺以及引导件进行定义的定义例。

[0040] 图2是表示在实施方式中对于计测对象配置了卡尺以及引导件的第1例的说明图。在图2中,在显示器35上显示出作为诊断对象部位的计测对象的血管V1,该血管V1具备分支部。在图2中表示出对血管V1的外径进行计测的状态。

[0041] 当观察图2时,表示出引导件G1被配置于该分支部的状态。此处,以大致圆形的形状来显示引导件G1。另一方面,卡尺C1配置于从引导件G1分离了距离a的位置。此外,以叉(×)的形状在两处表示有卡尺C1。这是为了对作为计测对象的血管V1的外径进行计测,因此,卡尺C1被配置成夹入血管V1。

[0042] 因而,在该情况下,控制电路39通过其定义功能,作为适于对血管V1的外径进行计测的卡尺以及引导件,而定义卡尺C1以及引导件G1的显示形状。此外,将其位置关系定义为,卡尺C1被配置于从该引导件G1分离了规定间隔(此处为a)的位置。

[0043] 图3是表示在实施方式中对于计测对象配置了卡尺以及引导件的第2例的说明图。在图3中,表示在显示器35上显示有作为诊断对象部位的计测对象的血管(颈动脉)V2的例子。该颈动脉V2具备分支部,进而,在该分支部附近例如能够观察到能够视为颈动脉孔的膨

胀。在图3中,表示对颈动脉V2的血管壁的厚度进行计测的状态。

[0044] 在对颈动脉V2的血管壁的厚度进行计测的情况下,如图3所示,引导件G2不配置于血管分支部,而配置于颈动脉孔的近前、且是血管朝向分支部开始膨胀的位置。此外,与图2所示的引导件G1相同,引导件G2的形状以大致圆形的形状表示。

[0045] 另一方面,卡尺C2配置于从引导件G2分离了距离b的位置。此外,卡尺C2以两个大致板状的形状表示,将作为计测对象的血管壁夹在其间,配置于相互对置的位置。通过将卡尺C2配置成夹着血管壁,并对构成卡尺C2的两个大致板状的形状(C21、C22)之间进行计测,由此能够得该血管壁的厚度进行计测。

[0046] 如此,控制电路39通过其定义功能,作为适于对颈动脉V2的血管壁的厚度进行计测的卡尺以及引导件,而定义卡尺C2以及引导件G2的显示形状。此外,将其位置关系定义为,卡尺C2被配置于从该引导件G2分离了规定间隔(此处为b)的位置。

[0047] 另外,到此为止使用图2以及图3所示的说明图说明了控制电路39对卡尺以及引导件进行定义的定义例。此处,超声波探头2的把持法(向被检体的接触方法)根据操作者而不同。即,根据操作者的不同,例如在颈动脉等具有分支的血管为计测对象的情况下,有时以分支部朝向画面在右侧显示的方式把持超声波探头2进行操作。另一方面,在另外的操作者的情况下,有时以分支部朝向画面在左侧显示的方式把持超声波探头2进行操作。

[0048] 图4是表示在实施方式中计测对象反转的情况下的卡尺以及引导件的配置的说明图。在图4中,在显示器35上显示有作为诊断对象部位的计测对象的血管V1,该血管V1具备分支部。当对该图4所示的血管V1的显示朝向进行观察时,可知血管的分支部朝向画面在左侧显示,与图2所示的血管V1相比其朝向反转。

[0049] 如此,根据操作者如何把持超声波探头2,显示器35所显示的计测对象的朝向也不同。但是,在与计测对象的朝向反转无关、而卡尺以及引导件的显示保持不变的情况下,作为卡尺以及引导件无法起到本来的功能。因此,根据计测对象在显示器35上的显示的朝向,使卡尺以及引导件的朝向也变更。

[0050] 另外,与计测对象的朝向相应的卡尺以及引导件的朝向的变更,可以由操作者手动地进行,或者也可以由超声波图像诊断装置自动地进行。在前者的情况下,操作者一边观察显示器35的显示,一边与计测对象的朝向相匹配地适当操作输入电路36而使卡尺以及引导件的朝向变更。另一方面,在后者的情况下,控制电路39掌握显示器35所显示的计测对象的朝向,与计测对象的朝向相匹配地使卡尺以及引导件的朝向变更。另外,在该情况下,作为掌握计测对象的朝向的方法,例如也可以通过图像来识别显示器35所显示的计测对象,而掌握其朝向。此处,能够比较容易地掌握朝向。即,以分支部为边界,一方的管腔为一个(总颈动脉),另一方的管腔为两个(外颈动脉、内颈动脉),只要对该管腔构造进行图像识别即可,没有困难性。

[0051] 如以上说明的那样,通过根据计测对象的朝向而适当地使卡尺以及引导件的朝向变更,由此能够进行操作者不会感到不协调的显示,而不会导致操作者的误识别,能够迅速且容易地进行使用了卡尺以及引导件的计测处理。

[0052] 图5是表示在实施方式中对于计测对象配置了卡尺以及引导件的第3例的说明图。图5是表示所接收的超声波的多普勒波形的图,且表示为山状。多普勒波形的高度表示诊断对象部位的血流速度。因而,在血流较快的情况下显示为较高的山状,在血流较慢的情况下

显示为较低的山状。即，纵轴表示血流的速度，横轴表示时间的经过（时间轴）。在图5中表示在血流中计测从作为基准的时间到经过规定时间为止的期间的最大值或者最小值的情况、或者计测配置有卡尺的位置的值的值的情况。

[0053] 在图5中，在作为基准的时间上配置有引导件G3。如此，引导件G3表示的是作为基准的时间，因此，例如与到此为止列举图2、图3而说明的引导件G1、G2不同，引导件G3以与横轴所示的时间轴正交的方式呈棒状表示。另一方面，卡尺C3以叉（×）的形状表示，并配置于从引导件G3分离了时间c的位置。即，此处，计测对象是诊断对象部位的从作为基准的时间到经过规定时间为止的期间的最大值或者最小值等，因此，在时间轴上规定有引导件G3与卡尺C3之间的间隔。

[0054] 如此，控制电路39通过其定义功能，作为适于在血流中计测从作为基准的时间到经过规定时间为止的期间的最大值的卡尺以及引导件，而定义卡尺C3以及引导件G3的显示形状。此外，将其位置关系定义为，卡尺C3被配置于从该引导件G3在时间轴上分离了规定间隔（此处为c）的位置。

[0055] 另外，到此为止所说明的表示引导件G（以下，在将引导件G1至引导件G3汇总表示的情况下，适当表示为“引导件G”）与卡尺C（以下，在将卡尺C1至卡尺C3汇总表示的情况下，适当表示为“卡尺C”）之间的规定间隔，是在被检体中实际计测出的值。即，引导件G1与卡尺C1之间的距离、以及引导件G2与卡尺C2之间的距离，是在对被检体的诊断对象部位的计测对象进行了计测时所得到的实际尺寸。此外，引导件G3与卡尺C3之间的时间轴上的规定间隔是实际时间。另外，引导件与卡尺之间的时间轴上的规定间隔，可以以引导件为基准在时间上靠前（未来）设定卡尺，或者也可以反过来，以引导件为基准在时间上靠后（过去）设定卡尺。

[0056] 控制电路39的显示控制功能是使显示器35显示表示有诊断对象部位的计测对象的超声波图像的功能。此外，控制电路39的显示控制功能是如下的功能：在由操作者经由输入电路36进行了诊断对象部位的计测对象的计测处理的指示的情况下，基于与该指示相应的操作信号，在显示器35所显示的超声波图像上显示卡尺C以及引导件G。

[0057] 进而，控制电路39基于所显示的超声波图像具备的、例如表示摄像部位的信息等，提取存储电路38所存储的卡尺C以及引导件G，以便在超声波图像上显示卡尺C以及引导件G。在存储电路38中按照每个计测对象存储有卡尺C以及引导件G，但是根据计测对象的不同，有时存储有多个卡尺C以及引导件G的组合。在卡尺C以及引导件G的组合存在多个的情况下，控制电路39提取全部组合而显示于显示器35。

[0058] 控制电路39为，当由操作者选择了卡尺C以及引导件G时，进行用于使所选择的卡尺C以及引导件G显示于显示器35的事前准备。即，如上所述，对卡尺C与引导件G之间进行表示的间隔，是实际尺寸或者由实际时间表示的实测值。因此，当在该状态下直接显示于显示器35时，有可能与背后所显示的超声波图像的显示比例不一致。

[0059] 因此，控制电路39为，与显示器35所显示的超声波图像的显示比例相匹配地计算在画面上以何种程度的大小来显示引导件与卡尺，并变更所选择的卡尺C以及引导件G的大小。通过预先进行这样的处理，由此当操作者放置引导件G时，就会在所显示的画面上的计测对象的位置、即实际想要计测的位置上配置卡尺C。

[0060] 另外，此处，如上所述，卡尺C以及引导件G不一定两者同时显示于显示器35。但是，

在显示卡尺C以及引导件G中的任意一方的情况下,仅显示引导件G。其原因在于,引导件G用于将卡尺C配置于作为计测对象的位置。

[0061] 但是,在超声波图像上显示卡尺C以及引导件G的两者的情况下,当然使两者作为一体在超声波图像上移动,在仅显示引导件G的情况下,在基于来自操作者的操作指示而引导件G移动时,也使两者作为一体在超声波图像上移动。其原因在于,如上述那样,卡尺C与引导件G被按照一组来定义。另一方面,即便使两者一体地移动,也并不意味着始终同时显示在超声波图像上。

[0062] 即,在进行计测处理时,不仅具有在使卡尺C以及引导件G这两者显示在超声波图像上的基础上、使其一体地移动的情况,而且例如在仅显示引导件G并使其移动的情况下,卡尺C也仅是不显示,而不是说不移动。如此,与是否被显示无关,卡尺C以及引导件G都一体地移动,因此,通过将引导件G配置于作为指标的位置,由此能够在从该引导件G分离了规定间隔或者在时间轴上分离了规定间隔的位置上配置卡尺C。

[0063] 并且,卡尺C所配置的位置为计测对象的位置。如此,根据卡尺C与引导件G之间的关系来决定卡尺C的配置位置。即,例如,当以图2为例进行说明时,卡尺C1与引导件G1在始终保持规定的间隔a这样的位置关系的状态下,在显示器35所显示的超声波图像上一体地移动。

[0064] 此外,在使卡尺C1以及引导件G1旋转移动的情况下,两者也一体地旋转。另外,关于使卡尺C1以及引导件G1旋转移动的情况下的旋转轴,可以处于卡尺C1、引导件G1或者两者的中间等的任意位置。

[0065] 基于操作者将超声波图像上所显示的引导件G配置于作为指标的位置上的操作,控制电路39使引导件G移动。该指标表示为了在计测对象的位置上配置卡尺C而将引导件配置于哪个位置较好,例如,在学会推荐的计测步骤中表示有该指标。指标未显示在超声波图像上,操作者观察超声波图像来确定其位置,但是例如也可以预先显示在超声波图像上。

[0066] 并且,由于引导件G与卡尺C之间的间隔被预先定义,因此,当在超声波图像上确定了引导件G的配置位置时,同时卡尺C被配置到计测对象的位置上。但是,即使卡尺C被配置到计测对象的位置上,也不一定被配置成能够实际进行计测的状态。

[0067] 即,例如,当使用图3所示的表示对于计测对象配置了引导件G2以及卡尺C2的第2例的说明图进行说明时,首先,与指标的位置相匹配地配置引导件G2。当配置了引导件G2时,在从引导件G2分离了规定间隔b的位置上配置卡尺C2。此处,虽然是对颈动脉V2的血管壁的厚度进行计测的情况,但是为了适当地进行计测,必须通过一对表示为大致板状的卡尺C2(卡尺C21以及卡尺C22)隔开适当间隔地夹入血管壁。因此,在卡尺C2被配置于计测对象的位置上时,只要配置到适于对血管壁的厚度进行计测的位置即可,但在未配置到适合位置的情况下,为了夹入血管壁,而需要调整卡尺C21以及卡尺C22的间隔以及其角度。

[0068] 因此,控制电路39为,当在超声波图像上确定了引导件G的位置时,接下来,接受与计测对象的位置相匹配地设定卡尺C与引导件G的倾斜(角度)的来自操作者的输入信号,而以成为所设定的角度的方式显示卡尺C与引导件G。

[0069] 另外,超声波图像上的引导件G的配置位置的确定以及卡尺C与引导件G的角度的设定,哪个处理先进行都可以。其原因在于,如上所述,在显示器35上,能够使卡尺C以及引导件G与所配置的计测对象无关而一体地移动,当然,能够与引导件G的配置位置的确定无

关地进行角度的变更。

[0070] 控制电路39还具备进行配置有卡尺C的计测对象的计测处理的功能。在本发明的实施方式中,通过在超声波图像上与指标的位置相匹配地配置引导件G,由此卡尺C也同时被配置于计测对象的位置上。因此,也可以根据进行了引导件G的配置的情况,在超声波图像诊断装置1中自动地进行计测处理。

[0071] 或者,在配置了引导件G之后,为了确保使操作者确认卡尺C的配置位置等的时间,也可以在配置了引导件G之后,重新等待来自操作者的计测处理的开始信号的输入而开始计测处理。即,与上述情况同样,也可以在确定了卡尺C的配置位置之后,不自动地立即转移到计测处理,而暂时给予操作者判断卡尺C的位置是否适当的机会。在该情况下,通过存在用于开始计测处理的由操作者进行的输入电路36的操作,且控制电路39接收到基于该操作的输入信号,由此,控制电路39开始计测处理。

[0072] 另外,此处,例如,关于控制电路39的定义功能、显示控制功能、计测功能,也可以通过使处理器执行规定的存储器、存储电路38等所存储的例如医用图像处理程序这样的程序来实现。此处,本说明书中的“处理器”的术语,例如意味着专用或者通用的CPU (Central Processing Unit) arithmetic circuit (circuitry),或者,面向特定用途的集成电路 (Application Specific Integrated Circuit:ASIC)、可编程逻辑器件(例如,简单可编程逻辑器件 (Simple Programmable Logic Device:SPLD)、复杂可编程逻辑器件 (Complex Programmable Logic Device:CPLD) 以及现场可编程门阵列 (Field Programmable Gate Array:FPGA)) 等电路。

[0073] 处理器例如通过将存储电路38所保存的或者直接装入处理器的电路内的程序读出并执行来实现功能。存储程序的记录电路,可以按照每个处理器来单独地设置,或者,例如可以是存储与图1的信号处理电路33进行的功能对应的程序的记录电路,并且也可以采用图1所示的存储电路38的构成。存储电路的构成例如能够应用半导体、磁盘这样的一般的RAM (Random Access Memory:随机存取存储器)、HDD (Hard Disc Drive:硬盘驱动器) 等存储装置。

[0074] [动作]

[0075] 接着,在以下利用图6以及图7对超声波图像诊断装置1的计测对象的计测处理的流程进行说明。图6以及图7是表示在实施方式中使用引导件G以及卡尺C对医用图像上的计测对象进行计测处理时的处理流程的流程图。

[0076] 首先,控制电路39经由显示控制功能使显示器35显示表示有诊断对象部位的计测对象的超声波图像 (ST1)。由此,在显示器35上显示出超声波图像。进行计测处理的操作者使用所显示的超声波图像开始计测处理。具体而言,操作者为了进行计测处理而操作输入电路36。

[0077] 作为控制电路39,成为待机的状态直至操作者经由输入电路36输入开始计测处理的信号为止 (ST2的否)。另一方面,在操作者在输入电路36上进行了用于进行计测处理的操作的情况下,控制电路39接收计测处理开始的信号,而开始用于进行计测处理的一系列处理 (ST2的是)。

[0078] 在控制电路39中,当接收到计测处理开始的信号时,使显示器35显示适于计测对象的引导件G以及卡尺C (ST3)。

[0079] 操作者从显示器35所显示的卡尺C以及引导件G的组合中,选择对于对计测对象进行计测来说最佳的一组组合。在控制电路39中,接收操作者经由输入电路36进行的选择的信号(ST4)。

[0080] 因此,控制电路39为,与显示器35所显示的超声波图像的显示比例相匹配地计算在画面上以何种程度的大小来显示引导件与卡尺,并对所选择的卡尺C以及引导件G的大小进行变更(ST5)。在此基础上,在显示器35所显示的超声波图像上显示变更了显示比例的卡尺C以及引导件G(ST6)。

[0081] 此处,卡尺C以及引导件G作为一体地进行移动(ST7)。操作者在使卡尺C以及引导件G移动的情况下,例如,使用构成输入电路36的轨迹球、鼠标等。

[0082] 操作者在超声波图像上确定作为指标的位置,例如对轨迹球进行操作,以使引导件G与该指标的位置相匹配。控制电路39与操作者的操作相匹配地使引导件G在显示器35上移动(ST8)。在此期间,还未确定引导件G被配置在超声波图像上的哪个位置,因此,在控制电路39中虽然进行引导件G的移动控制,但是关于其配置位置的确定处理,成为待机状态直至接下来操作者进行确定引导件G的位置的操作为止(ST8的否)。

[0083] 操作者例如通过操作轨迹球而将引导件G配置到超声波图像上的作为指标的位置(ST8的是),此时,例如通过操作设置按钮这样的设置于输入电路36的按钮,来确定引导件G的配置位置。在控制电路39中,接收来自该按钮的输入信号,并在超声波图像上在所确定的位置上显示引导件G(ST9)。

[0084] 通过以上,在超声波图像上确定了引导件G的位置,接着,与计测对象的位置相匹配地设定卡尺C与引导件G的倾斜(角度)(ST10)。其原因在于,显示器35所显示的计测对象在显示器35上未必水平地显示。在设定角度时,操作者例如使用构成输入电路36的拨盘。

[0085] 另外,在不进行显示角度的设定的情况下(ST10的否),意味着卡尺C以及引导件G保持被显示于显示器35时的角度不变即可。在该情况下,操作者不进行拨盘操作。然后,当也包括不进行显示角度的设定的情况在内而设定完成时(ST10的是),操作者确定卡尺C以及引导件G的显示角度(图7的ST11)。具体而言,控制电路39接收基于由操作者进行的确定操作的确定信号,而使卡尺C以及引导件G以所设定的角度显示。

[0086] 因此,在超声波图像上将引导件G的配置位置、以及引导件G与卡尺C的角度按照与计测对象之间的关系配置成适当的位置关系之后,操作者接下来调整卡尺C的配置位置(ST12)。作为实际的操作,例如,利用轨迹球来调整卡尺C的配置位置。在该情况下,为了使引导件G移动而使用的轨迹球的作用,通过引导件G的配置位置被确定而转移为调整卡尺C的配置位置的作用。

[0087] 另外,此处的卡尺C的配置位置的调整,不仅包括如上述那样以能够进行血管壁的计测的方式夹入血管壁,而且包括与血管壁的角度相匹配地调整卡尺C的角度。

[0088] 在控制电路39中,当接收到表示操作者开始操作轨迹球的信号时(ST12的是),根据该信号在超声波图像上使卡尺C的显示移动,进行卡尺C的配置位置的调整(ST13)。持续进行卡尺C的配置位置的调整,直至卡尺C被配置于适于计测的位置为止(ST14的否),当操作者进行设置按钮这样的确定卡尺C的配置位置的处理时(ST14的是),卡尺C的配置位置被最终地确定(ST15)。

[0089] 另外,在引导件G被配置于作为指标的位置的时刻,卡尺C被配置于计测对象,但也

存在无需对卡尺C的配置位置进一步进行调整的情况(ST12的否)。在该情况下,卡尺的配置位置被确定为该位置(ST15)。

[0090] 如此,当卡尺C在计测对象中被配置于最终的位置时,对计测对象进行计测(ST16),并在显示器35显示计测结果(ST17)。

[0091] 如以上说明的那样,能够提供超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序,当在医用图像上对计测对象进行计测处理的情况下,仅通过将引导件配置到作为指标的位置上卡尺就自动地被配置于计测对象,因此,能够迅速且容易地进行计测处理。

[0092] 另外,以上,对在超声波图像诊断装置中所显示的超声波图像上利用卡尺以及引导件的情况进行了说明。但是,关于本发明的实施方式的卡尺以及引导件,在能够显示包含超声波图像在内的通过各种医疗器械取得的医用图像的医用图像处理装置中也能够利用。

[0093] 此外,在上述的图2、图3中,作为诊断对象部位的计测对象而表示出颈动脉等血管,并说明了指标的位置的引导件的配置、以及与引导件的配置相伴随的卡尺向计测对象的配置。但是,关于卡尺以及引导件的利用,不仅能够应用于血管,例如,还能够应用于在心脏的心尖配置引导件并掌握配置在分离了规定间隔的位置上的卡尺所示的部位这样的将诊断对象部位设为心脏的情况。

[0094] 并且,利用图5说明了在时间轴上定义引导件与卡尺之间的规定的间隔的情况。在图5中,对于血流的速度利用了引导件与卡尺,但是例如也能够利用于心电波形。即,例如,在取得进行心脏疾病的早期诊断时所需要的参数时,在基于根据心电波形中的R波而确定的舒张末期来设定以收缩末期为基准的舒张期心拍时相时,能够应用上述的卡尺以及引导件。

[0095] 并且,如上所述,在卡尺以及引导件的显示时,作为事前准备而将其大小调整为与所显示的医用图像的显示比例相匹配。这样的处理并不限于事前准备时,例如,即使在医用图像上显示了卡尺以及引导件之后,每当以放大或者缩小这样的方式变更医用图像的显示比例时,也可以相匹配地调整卡尺以及引导件这两者的间隔。由此,在任何显示比例中,卡尺以及引导件的相对位置关系都不发生变化,能够降低操作者看错计测对象的大小的危险性。

[0096] 此外,在到此为止的说明中,以卡尺与引导件之间的间隔被预先定义的情况为前提。但是,即便是相同诊断对象部位的计测对象,例如,根据大人、儿童、人种、性别等的不同,卡尺与引导件之间的间隔也会发生变化。因此,也可以设定为,能够由操作者对卡尺与引导件之间的间隔进行调整。并且,在该情况下,能够根据患者ID等条件来自动地变更。

[0097] 或者,在存在基于按照人种、性别、年龄等条件而收集的某个统计来进行的检查的情况下,当选择了该检查时,也可以与其条件相匹配地变更卡尺与引导件之间的间隔。并且,在计测对象的计测值与其他计测项目之间具有规定的关系的情况下,也能够与该其他计测项目相匹配地变更卡尺与引导件之间的间隔。

[0098] 并且,关于卡尺与引导件之间的间隔,还能够预先定义不同的多个模式并进行存储。在该情况下,操作者能够与被检体相匹配地适宜选择与适当的卡尺与引导件之间的间隔相关的模式并应用。

[0099] 以上,对本发明的几个实施方式进行了说明,这些实施方式是作为例子而提示的,

并不意图对发明的范围进行限定。这些实施方式能够以其他的各种方式加以实施,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于发明的范围及主旨中,并且包含于专利请求范围所记载的发明和与其等同的范围中。

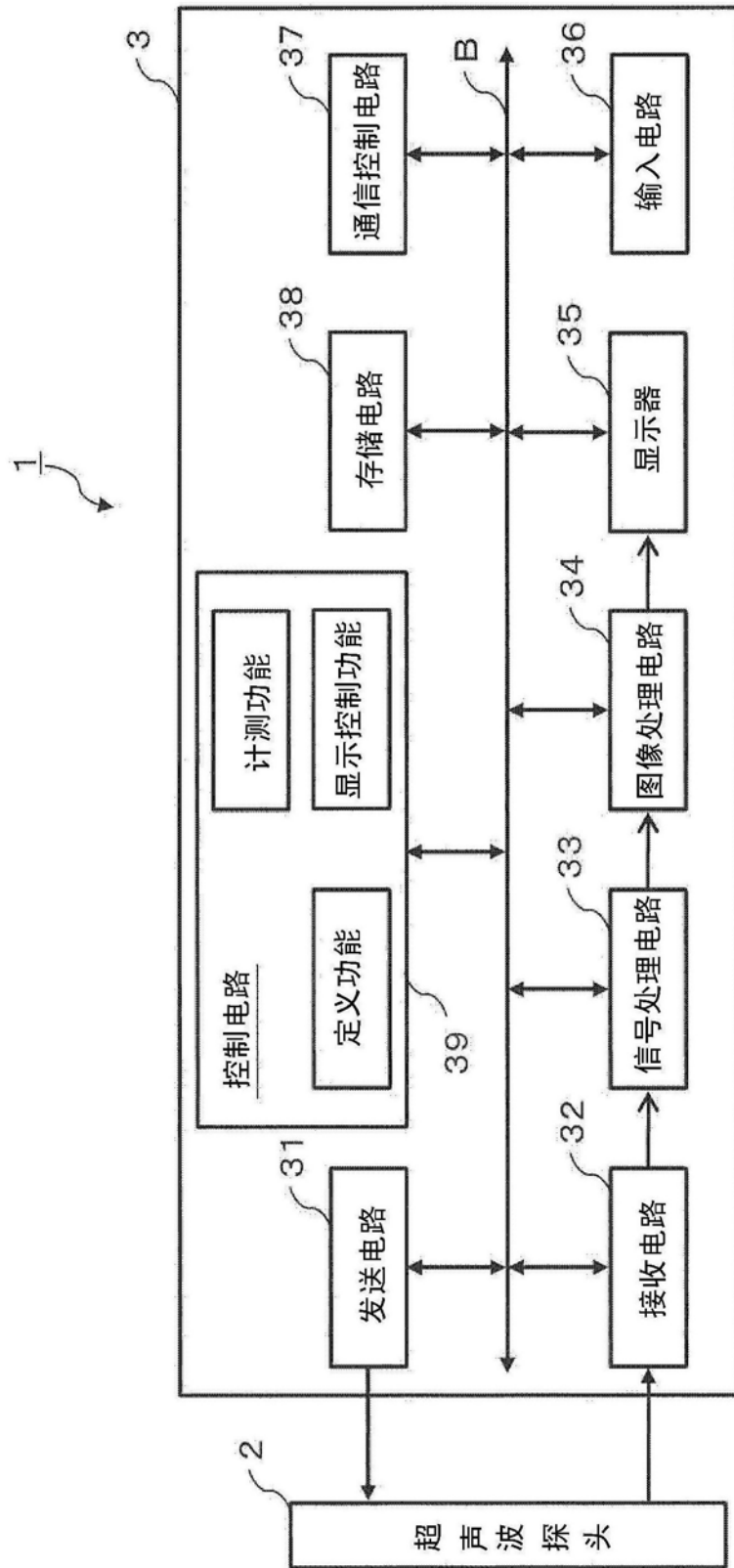


图1

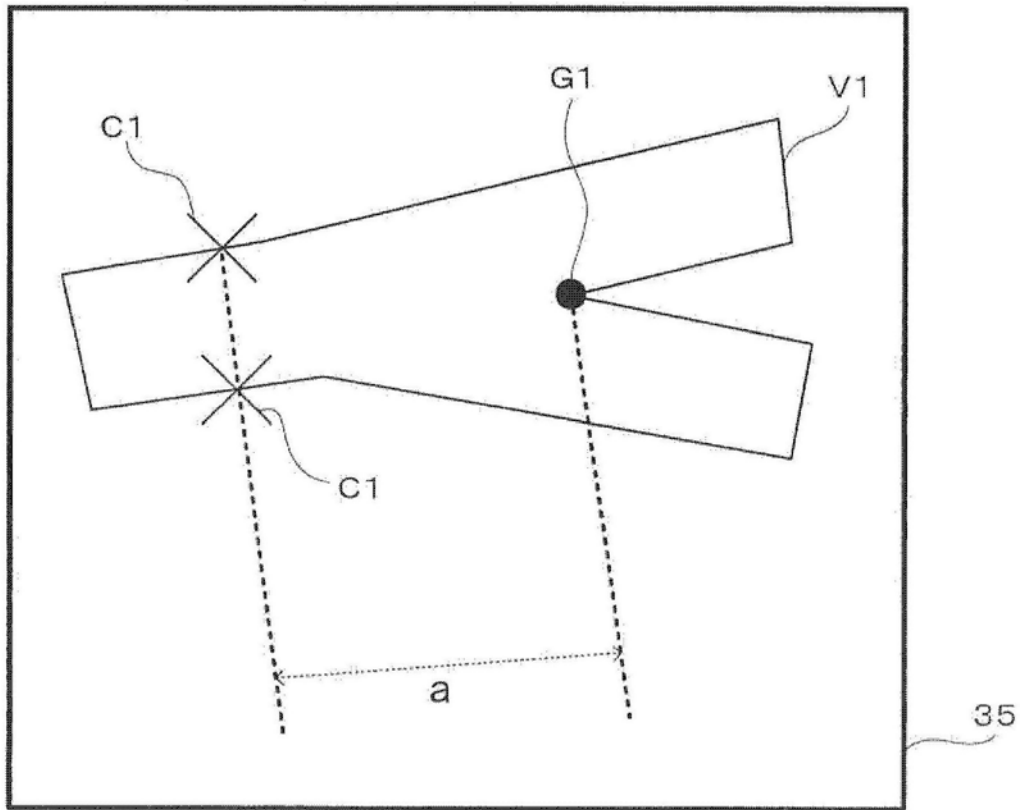


图2

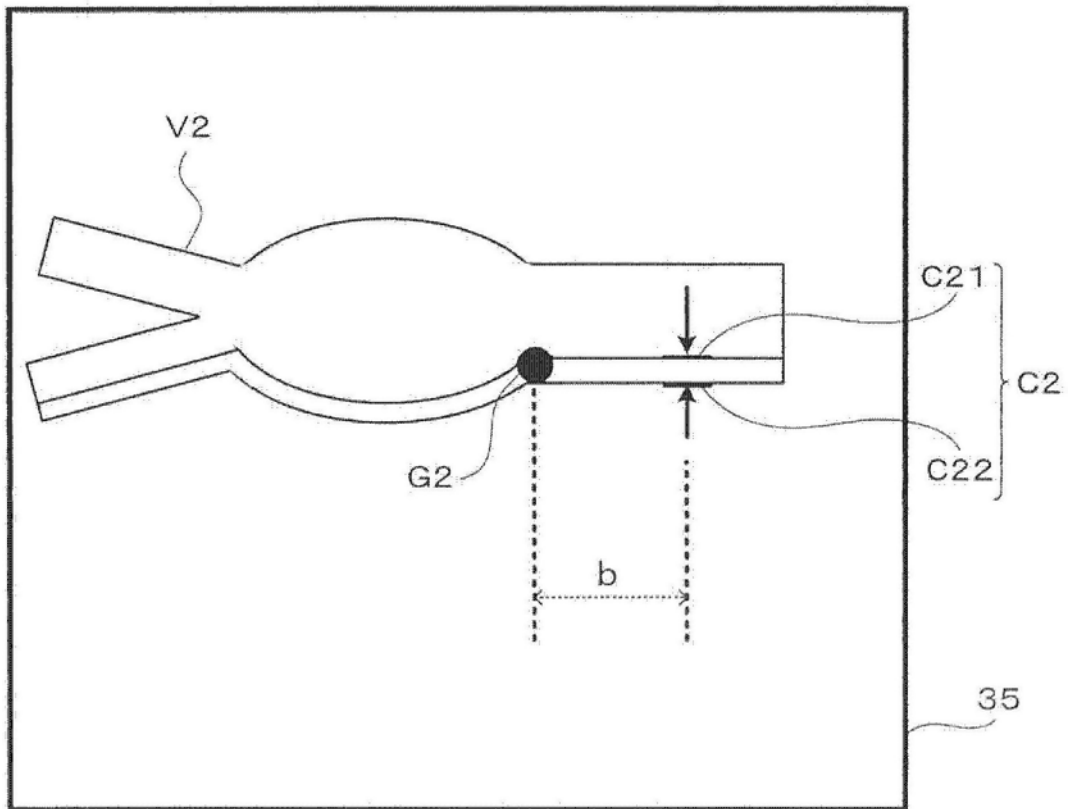


图3

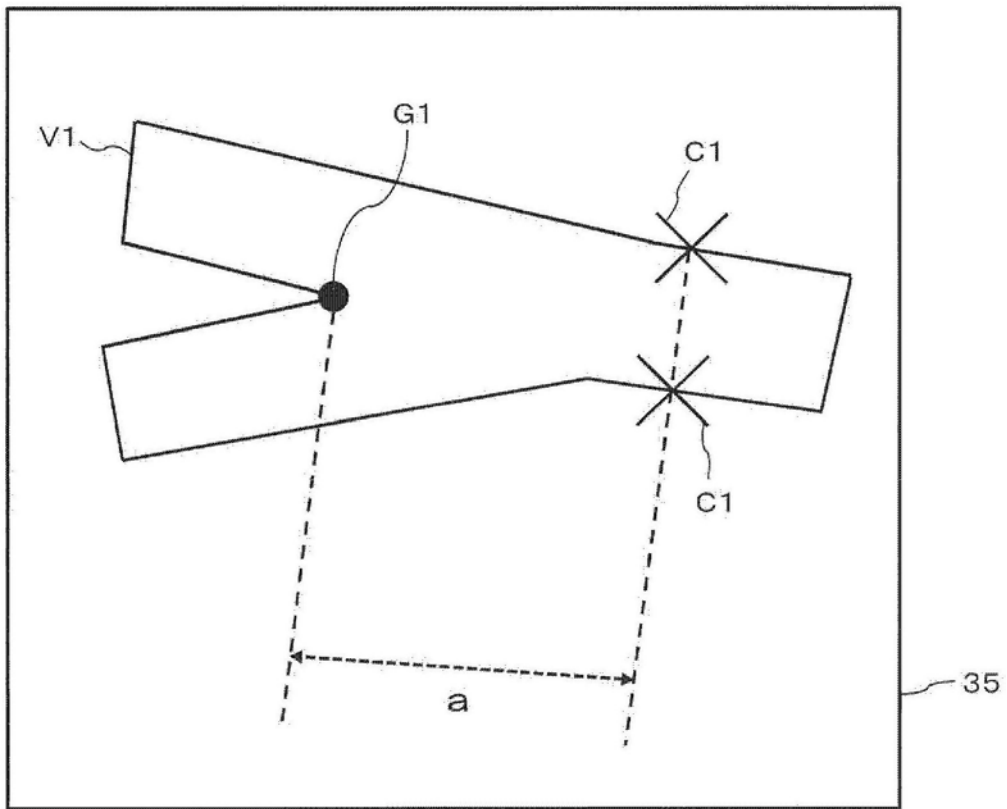


图4

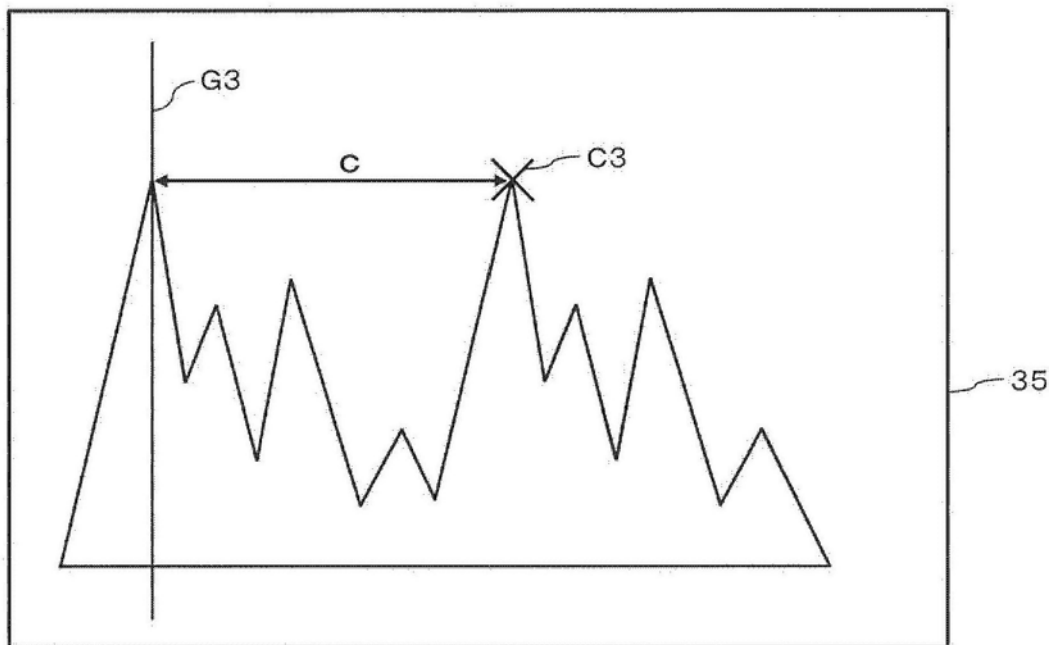


图5

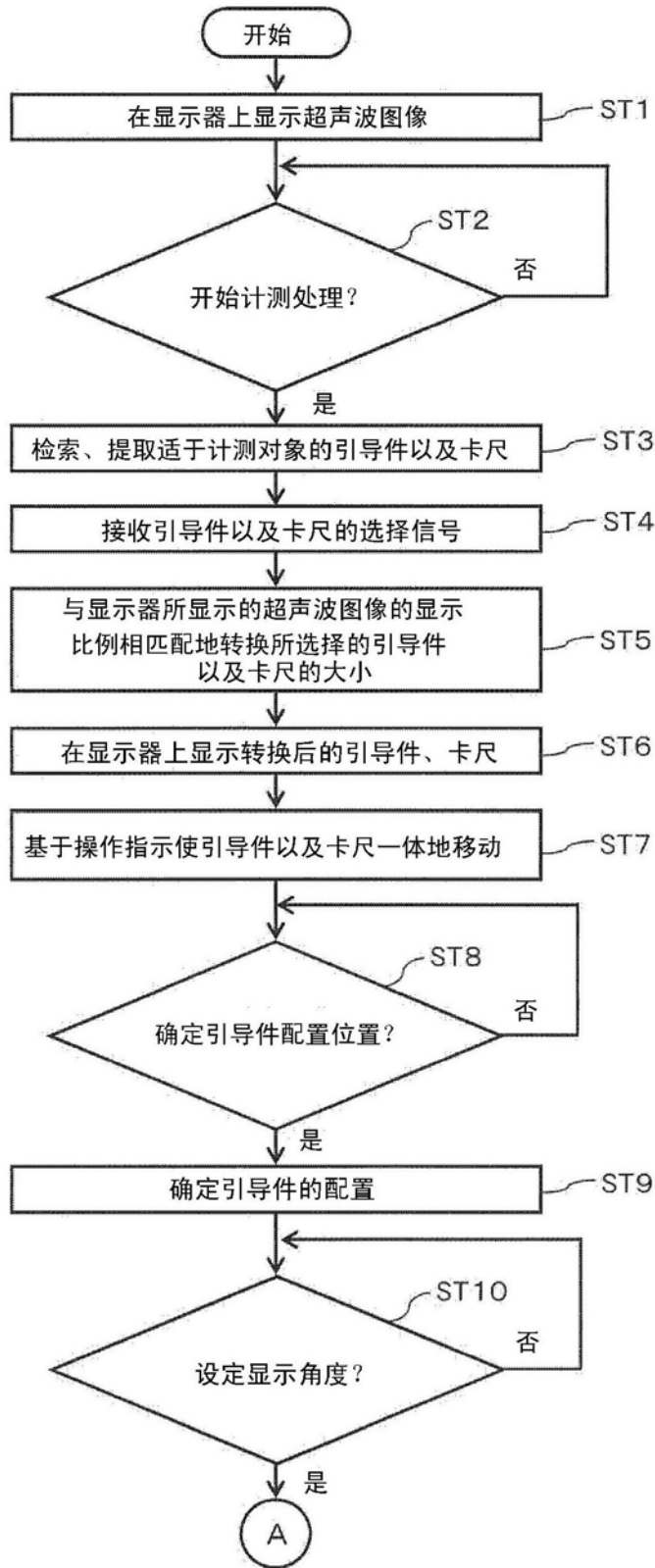


图6

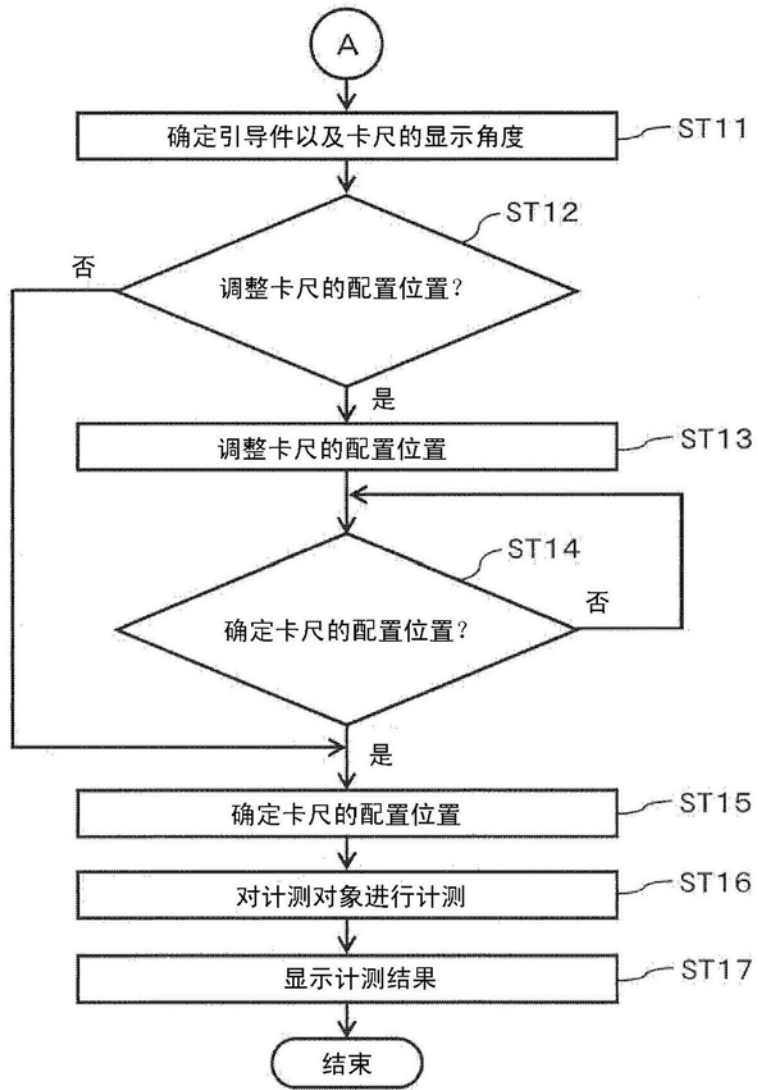


图7

专利名称(译)	超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序		
公开(公告)号	CN108498118A	公开(公告)日	2018-09-07
申请号	CN201810167508.9	申请日	2018-02-28
[标]发明人	佐藤俊介 并木弘介 后藤英二 中内章一 中岛修		
发明人	佐藤俊介 并木弘介 后藤英二 中内章一 中岛修		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/44 A61B8/461 A61B8/5223 A61B8/0841 A61B8/5207 A61B90/37 A61B2017/00778 A61B2090/061 A61B2090/378 G16H50/30 G06T7/0012		
代理人(译)	夏斌		
优先权	2017037703 2017-02-28 JP 2018021326 2018-02-08 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供超声波图像诊断装置、医用图像处理装置以及医用图像处理程序，仅通过在作为指标的位置上配置引导件就能够迅速且容易地进行计测处理。实施方式的超声波图像诊断装置具备显示器以及控制电路。显示器显示基于来自向诊断对象部位发送的超声波的反射信号而生成的超声波图像。控制电路在显示器所显示的诊断对象部位的超声波图像上对计测对象进行计测。并且，控制电路具备：定义功能，定义用于计测对象的计测的卡尺与为了将卡尺配置于作为计测对象的位置而使用的引导件之间的间隔；显示控制功能，将隔开所定义的间隔而分离配置的卡尺以及引导件，在超声波图像上以能够一体地移动的方式显示控制；以及计测功能，使用卡尺对计测对象进行计测。

