(19)中华人民共和国国家知识产权局

(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110893107 A
(43)申请公布日 2020.03.20

(21)申请号 201910863273.1

(22)申请日 2019.09.12

(30)优先权数据
2018-170793 2018.09.12 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 小泽明日香 吉新宽树 杉尾武
生田目富夫 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 房永峰

(51)Int.Cl.
A61B 8/06(2006.01)
A61B 8/08(2006.01)

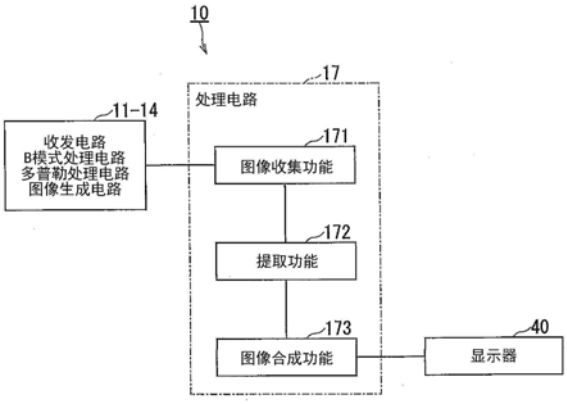
权利要求书2页 说明书10页 附图13页

(54)发明名称

超声波诊断装置、医用图像处理装置及非暂时性记录介质

(57)摘要

本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置以及记载有计算机程序的非暂时性记录介质。可提供除了血管构造特别是毛细血管等微小血管构造以外还能够观察造影像的图像。实施方式涉及的超声波诊断装置具有图像收集部、提取部以及图像合成部。图像收集部收集造影像，并且通过能够捕捉到血管构造的图像收集模式来收集包含血管构造的图像即血管构造图像。提取部基于血管构造图像来提取表示血管构造的信息。图像合成部对造影像合成表示血管构造的信息来生成合成图像，并使显示部显示合成图像。



CN 110893107 A

1.一种超声波诊断装置,其中,具有:

图像收集部,收集造影像,并且通过能够捕捉到血管构造的图像收集模式来收集血管构造图像,该血管构造图像是包含血管构造的图像;

提取部,基于上述血管构造图像来提取表示上述血管构造的信息;以及

图像合成部,对上述造影像合成表示上述血管构造的信息来生成合成图像,并使上述合成图像显示于显示部。

2.根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其中,

表示上述血管构造的信息是上述血管构造的轮廓。

3.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像收集部通过作为上述图像收集模式的、能够捕捉到微小血管构造的模式来收集上述血管构造图像。

4.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像合成部对在上述造影像中合成组织像后得到的图像合成表示上述血管构造的信息,从而生成上述合成图像。

5.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像合成部将上述造影像和组织像向上述显示部的并列显示切换成上述合成图像和上述组织像向上述显示部的并列显示。

6.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述造影像包括多个造影像,

上述图像收集部依次收集上述多个造影像,

上述图像合成部通过对上述多个造影像的各造影像合成表示上述血管构造的信息来依次生成多个合成图像,并使上述多个合成图像依次显示于上述显示部。

7.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像合成部对于三维图像的上述合成图像中的、沿着渲染处理的投影方向存在于近前侧的血管构造的部分实施成为半透明的处理。

8.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像合成部对于三维图像的上述合成图像中的、沿着渲染处理的投影方向存在于近前侧的血管构造的部分实施分配与血管构造的其他部分不同的色彩的处理。

9.根据权利要求1或者2所述的超声波诊断装置,其中,

上述图像收集部利用通过分析运动伪影的特征而在残留了规定的微小信号的状态下仅抑制运动伪影的方法,来收集上述血管构造图像。

10.一种医用图像处理装置,其中,具有:

图像取得部,取得造影像和包含血管构造的血管构造图像,上述包含血管构造的血管构造图像是通过能够捕捉到血管构造的图像收集模式来收集的;

提取部,基于上述血管构造图像来提取表示上述血管构造的信息;以及

图像合成部,对上述造影像合成表示上述血管构造的信息来生成合成图像,并使上述合成图像显示于显示部。

11.根据权利要求10所述的医用图像处理装置,其中,

上述图像合成部通过使用了输入部的操作,将上述合成图像的显示切换成作为其要素

的上述造影像和上述血管构造图像的并列显示、或者切换成上述造影像、上述血管构造图像和组织像的并列显示。

12.一种非暂时性记录介质，其中，记载有实现下述功能的计算机程序，上述功能包括：

取得造影像和包含血管构造的血管构造图像的功能，上述包含血管构造的血管构造图像是通过能够捕捉到血管构造的图像收集模式来收集的；

基于上述血管构造图像来提取表示上述血管构造的信息的功能；以及

对上述造影像合成表示上述血管构造的信息来生成合成图像，并使上述合成图像显示于显示部的功能。

超声波诊断装置、医用图像处理装置及非暂时性记录介质

[0001] 本申请基于日本专利申请2018－170793(申请日:2018年9月12日)为基础来根据该申请主张优先权。本申请通过参照该申请而包括该申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及记载有计算机程序的非暂时性记录介质。

背景技术

[0003] 在医用领域中,利用由超声波探头的多个振子(压电振子)产生的超声波来将被检体内部图像化的超声波诊断装置已被使用。超声波诊断装置从与超声波诊断装置连接的超声波探头向被检体内发送超声波,并生成基于反射波的回波信号,通过图像处理来获得所希望的超声波图像。

[0004] 在超声波诊断装置中的基于血管信息与组织像的双画面显示中,操作者能够通过组织像来确认扫描位置并且观察血管构造。然而,无法同时观察造影像。另外,在超声波诊断装置中的基于造影像与组织像的双画面显示中,操作者能够通过组织像来确认扫描位置并且观察造影像。然而,如果成为后期相(Late Phase)则造影剂从血管扩展至组织,存在难以捕捉到血管构造的情况。

发明内容

[0005] 本发明想要解决的课题在于,提供一种除了血管构造特别是毛细血管等微小血管构造以外还能够观察造影像的图像。

[0006] 实施方式涉及的超声波诊断装置具有图像收集部、提取部以及图像合成部。图像收集部收集造影像,并且通过能够捕捉到血管构造的图像收集模式来收集包含血管构造的图像即血管构造图像。提取部基于血管构造图像来提取表示血管构造的信息。图像合成部对造影像合成表示血管构造的信息来生成合成图像,并使合成图像显示于显示部。

[0007] 根据上述构成的超声波诊断装置,可提供除了血管构造特别是毛细血管等微小血管构造以外还能够观察造影像的图像。

附图说明

[0008] 图1是表示实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的简要图。

[0009] 图2是表示实施方式涉及的超声波诊断装置的功能的框图。

[0010] 图3是将实施方式涉及的超声波诊断装置的动作表示为流程图的图。

[0011] 图4是在实施方式涉及的超声波诊断装置中表示CHI图像的一个例子的图。

[0012] 图5是在实施方式涉及的超声波诊断装置中表示微小血管构造的血管构造图像的一个例子的图。

[0013] 图6是在实施方式涉及的超声波诊断装置中表示合成图像的第1例的图。

[0014] 图7是表示比较例涉及的合成图像的图。

[0015] 图8是在实施方式涉及的超声波诊断装置中表示合成图像的第2例的图。

[0016] 图9是在实施方式涉及的超声波诊断装置中表示显示图像的一个例子的图。

[0017] 图10是在实施方式涉及的超声波诊断装置中用于对实施方式涉及的合成图像(三维图像)进行说明的图。

[0018] 图11是表示实施方式涉及的医用图像处理装置的构成的简要图。

[0019] 图12是表示实施方式涉及的医用图像处理装置的功能的框图。

[0020] 图13是用于对在实施方式涉及的医用图像处理装置中将合成图像的显示切换为作为其要素的CHI图像、血管构造图像与组织像的并列显示的概念进行说明的图。

具体实施方式

[0021] 以下,参照附图对超声波诊断装置、医用图像处理装置、以及记载有计算机程序的非暂时性记录介质的实施方式详细进行说明。

[0022] 1.超声波诊断装置

[0023] 图1是表示实施方式涉及的超声波诊断装置的构成的简要图。

[0024] 图1表示实施方式涉及的超声波诊断装置10。另外,图1示出了超声波探头20、输入接口30以及显示器40。此外,也存在对超声波诊断装置10增加超声波探头20、输入接口30以及显示器40中的至少一个的装置而称为超声波诊断装置的情况。在以下的说明中,对在超声波诊断装置10的外部具备超声波探头20、输入接口30以及显示器40的全部的情况进行说明。

[0025] 超声波诊断装置10具备收发电路11、B模式处理电路12、多普勒处理电路13、图像生成电路14、图像存储器15、网络接口16、处理电路17、以及主存储器18。电路11～14由专用集成电路(ASIC:Application Specific Integrated Circuit)等构成。然而,并不限定于该情况,电路11～14的功能的全部或者一部分也可以通过处理电路17执行程序来实现。

[0026] 收发电路11具有发送电路以及接收电路(省略图示)。收发电路11在处理电路17的控制下,来控制超声波的收发中的发送指向性和接收指向性。此外,对收发电路11设置于超声波诊断装置10的情况进行说明,但收发电路11也可以设置于超声波探头20,还可以设置于超声波诊断装置10以及超声波探头20双方。其中,收发电路11是收发部的一个例子。

[0027] 发送电路具有脉冲产生电路、发送延迟电路以及脉冲发生器电路(pulsar circuit)等,向超声波振子供给驱动信号。脉冲产生电路以规定的帧频反复产生用于形成发送超声波的速率脉冲(rate pulse)。发送延迟电路对脉冲产生电路产生的各速率脉冲赋予每个压电振子的延迟时间,该每个压电振子的延迟时间是为了将从超声波探头20的超声波振子产生的超声波集中成束状并决定发送指向性所需要的时间。另外,脉冲发生器电路在基于速率脉冲的时刻对超声波振子施加驱动脉冲。发送延迟电路通过使针对各速率脉冲赋予的延迟时间变化,来任意地调整从压电振子面发送的超声波束的发送方向。

[0028] 接收电路具有放大器电路、A/D(Analog to Digital)转换器以及加法器等,接受由超声波振子接收到的回波信号,并对该回波信号进行各种处理来生成回波数据。放大电路按每个信道将回波信号放大来进行增益修正处理。A/D转换器对被增益修正后的回波信号进行A/D转换,对数字数据赋予为了决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器进行由A/

D转换器处理后的回波信号的加法处理来生成回波数据。通过加法器的加法处理，使得来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射成分被强调。

[0029] B模式处理电路12在处理电路17的控制下，从接收电路接收回波数据，并进行对数放大以及包络线检波处理等来生成以辉度的明亮度表现信号强度的数据(二维或者三维数据)。该数据一般被称为B模式数据。其中，B模式处理电路12是B模式处理部的一个例子。

[0030] 此外，B模式处理电路12通过利用滤波处理使检波频率变化，能够改变进行影像化的频带。通过使用B模式处理电路12的滤波处理功能，能够执行对比谐波成像(CHI：Contrast Harmonic Imaging)、组织谐波成像(THI:Tissue Harmonic Imaging)等谐波成像。即，B模式处理电路12能够根据被注入了造影剂的被检体的反射波数据，来分离以造影剂(微小气泡、泡沫)为反射源的谐波成分的反射波数据(高次谐波数据或者分频率据)和以被检体内的组织为反射源的基波成分的反射波数据(基波数据)。B模式处理电路12还能够根据谐波成分的反射波数据(接收信号)生成用于生成造影图像数据的B模式数据，另外，能够根据基波成分的反射波数据(接收信号)生成用于生成基波(Fundamental)图像数据的B模式数据。

[0031] 另外，在B模式处理电路12使用滤波处理功能进行的THI中，能够从被检体的反射波数据中分离作为谐波成分的反射波数据(接收信号)的高次谐波数据或者分频率数据。而且，B模式处理电路12根据谐波成分的反射波数据(接收信号)能够生成用于生成将噪声成分除去后的组织图像数据的B模式数据。

[0032] 并且，在进行CHI或THI的谐波成像时，B模式处理电路12能够通过与上述的使用了滤波处理的方法不同的方法来提取谐波成分。在谐波成像中，可进行振幅调制(AM：Amplitude Modulation)法或相位调制(PM:Phase Modulation)法、将AM法以及PM法组合而成的被称为AMPM法的影像法。在AM法、PM法以及AMPM法中，针对同一扫描线多次进行振幅、相位不同的超声波发送。由此，收发电路11在各扫描线中生成多个反射波数据(接收信号)并输出。而且，B模式处理电路12通过对各扫描线的多个反射波数据(接收信号)进行与调制法对应的加减法处理，来提取谐波成分。而且，B模式处理电路12对谐波成分的反射波数据(接收信号)进行包络线检波处理等来生成B模式数据。

[0033] 例如，在进行PM法的情况下，收发电路11通过处理电路17所设定的扫描序列，由各扫描线发送两次例如(－1，1)那样的使相位极性反转的相同振幅的超声波。而且，收发电路11生成基于“－1”的发送的接收信号和基于“1”的发送的接收信号，B模式处理电路12将这两个接收信号相加。由此，生成基波成分被除去、主要残留有2次高次谐波成分的信号。而且，B模式处理电路12对该信号进行包络线检波处理等，来生成THI的B模式数据、CHI的B模式数据。

[0034] 或者，例如在THI中，利用接收信号所含的2次高次谐波成分与差音成分来进行影像化的方法已经实用化。在使用了差音成分的影像化法中，例如从超声波探头20发送将中心频率为“f1”的第1基波与中心频率为大于“f1”的“f2”的第2基波合成而得到的合成波形的发送超声波。该合成波形是将以产生具有与2次高次谐波成分相同的极性的差音成分的方式被调整了相互的相位后的第1基波的波形与第2基波的波形合成而得到的波形。收发电路11一边使相位反转一边例如发送两次合成波形的发送超声波。该情况下，例如B模式处理电路12通过将两个接收信号相加来除去基波成分而提取出主要残留有差音成分以及2次高

次谐波成分的谐波成分，之后进行包络线检波处理等。

[0035] 多普勒处理电路13在处理电路17的控制下，根据来自接收电路的回波数据对速度信息进行频率解析，生成针对多点提取出了平均速度、分散、功率等移动体的移动信息的数据(二维或者三维数据)。该数据一般被称为多普勒数据。这里，移动体例如是血流、心壁等组织、造影剂。其中，多普勒处理电路13是多普勒处理部的一个例子。

[0036] 图像生成电路14在处理电路17的控制下，基于超声波探头20接收到的回波信号，生成被以规定的辉度范围表现的超声波图像作为图像数据。例如，图像生成电路14根据由B模式处理电路12生成的二维的B模式数据，生成以辉度表示了反射波的强度的B模式图像作为超声波图像。另外，图像生成电路14根据由多普勒处理电路13生成的二维的多普勒数据，生成表示移动态信息的平均速度图像、分散图像、功率图像或者作为这些的组合图像的彩色多普勒图像作为超声波图像。其中，图像生成电路14是图像生成部的一个例子。

[0037] 这里，图像生成电路14一般将超声波扫描的扫描线信号列转换(扫描转换)为以电视机等为代表的视频格式的扫描线信号列，生成显示用的超声波图像数据。具体而言，图像生成电路14通过根据超声波探头20的超声波的扫描方式进行坐标转换，来生成显示用的超声波图像数据。另外，除了扫描转换以外，作为各种图像处理，图像生成电路14例如进行使用扫描转换后的多个图像帧来重新生成辉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。另外，图像生成电路14对超声波图像数据合成各种参数的文字信息、刻度、体位标记等。

[0038] 即，B模式数据以及多普勒数据是扫描转换处理前的超声波图像数据，图像生成电路14生成的数据是扫描转换处理后的显示用的超声波图像数据。其中，B模式数据以及多普勒数据也被称为原始数据(Raw Data)。图像生成电路14根据扫描转换处理前的二维超声波图像数据生成显示用的二维超声波图像数据。

[0039] 并且，图像生成电路14通过对由B模式处理电路12生成的三维的B模式数据进行坐标转换，来生成三维B模式图像数据。另外，图像生成电路14通过对由多普勒处理电路13生成的三维的多普勒数据进行坐标转换，来生成三维多普勒图像数据。图像生成电路14生成“三维的B模式图像数据、三维多普勒图像数据”作为“三维超声波图像数据(体数据)”。

[0040] 并且，图像生成电路14为了生成用于由显示器40显示体数据的各种二维图像数据而对体数据进行渲染(rendering)处理。作为渲染处理，图像生成电路14执行例如进行剖面重建法(MPR:Multi Planer Reconstruction)来根据体数据生成MPR图像数据的处理。另外，作为渲染处理，图像生成电路14执行例如生成反映了三维的信息的二维图像数据的体渲染(VR:Volume Rendering)处理。

[0041] 图像存储器15包括二维存储器，该二维存储器是每1帧在2个轴方向具备多个存储器单元且具备多帧量的上述多个存储器单元的存储器。作为图像存储器15的二维存储器在处理电路17的控制所实现的控制下，将由图像生成电路14生成的1帧或者多帧涉及的超声波图像存储为二维图像数据。其中，图像存储器15是存储部的一个例子。

[0042] 图像生成电路14在处理电路17的控制下，针对在作为图像存储器15的二维存储器中排列的超声波图像执行根据需要进行插值处理的三维重建，由此在作为图像存储器15的三维存储器内生成超声波图像作为体数据。作为插值处理方法，可使用公知的技术。

[0043] 也存在图像存储器15包括三维存储器的情况，该三维存储器是在3个轴方向(X轴、

Y轴以及Z轴方向)具备多个存储单元的存储器。作为图像存储器15的三维存储器在处理电路17的控制所实现的控制下,将由图像生成电路14生成的超声波图像存储为体数据。

[0044] 网络接口16安装有与网络的方式对应的各种信息通信用协议。网络接口16根据该各种协议,将超声波诊断装置10与外部的医用图像管理装置60以及医用图像处理装置70等其他设备连接。在该连接中能够应用经由电子网络的电连接等。这里,电子网络是指利用了电气通信技术的全部信息通信网,除了无线/有线的医院主干的LAN(Local Area Network)、因特网以外,还包括电话通信线路网、光纤通信网络、线缆通信网络以及卫星通信网络等。

[0045] 另外,网络接口16可以安装有非接触无线通信用的各种协议。该情况下,超声波诊断装置10例如能够不经由网络而直接与超声波探头20收发数据。其中,网络接口16是网络连接部的一个例子。

[0046] 对于处理电路17而言,除了专用或者通用的CPU(central processing unit)、MPU(micro processor unit)或者GPU(Graphics Processing Unit)以外,还指ASIC以及可编程逻辑器件等。作为可编程逻辑器件,例如可举出简单可编程逻辑器件(SPLD:simple programmable logic device)、复杂可编程逻辑器件(CPLD:complex programmable logic device)、以及现场可编程门阵列(FPGA:field programmable gate array)等。

[0047] 另外,处理电路17可以由单一的电路构成,也可以由多个独立的电路要素的组合构成。在后者的情况下,可以按每个电路要素分别独立地设置主存储器18,也可以由单一的主存储器18存储与多个电路要素的功能对应的程序。其中,处理电路17是处理部的一个例子。

[0048] 主存储器18由RAM(random access memory)、闪存(flash memory)等半导体存储器元件、硬盘、光盘等构成。主存储器18可以由USB(universal serial bus)存储器以及DVD(digital video disk)等便携介质构成。主存储器18存储在处理电路17中使用的各种处理程序(除了应用程序以外还包括OS(operating system)等)、程序的执行所需要的数据。另外,OS中也能够包括GUI(graphical user interface),该GUI是显示器40上对操作者显示信息时较多使用图形、且能够通过输入接口30进行基础的操作的GUI。其中,主存储器18是存储部的一个例子。

[0049] 超声波探头20在前表面部具备多个微小的振子(压电元件),针对包括扫描对象的区域例如包括管腔体的区域进行超声波的收发。各振子是电气声学转换元件,具有在发送时将电气脉冲转换为超声波脉冲,另外,在接收时将反射波转换为电信号(接收信号)的功能。超声波探头20构成为小型、轻型,经由线缆(或者无线通信)与超声波诊断装置10连接。

[0050] 根据扫描方式的不同,超声波探头20被分为线型、凸型以及扇型等种类。另外,根据阵列排列维的不同,超声波探头20包括在方位方向1维(1D)排列多个振子的1D阵列探头、在方位方向且竖直方向二维(2D)排列有多个振子的2D阵列探头的种类。其中,1D阵列探头包括在竖直方向排列有少数振子的探头。

[0051] 这里,在执行3D扫描、即体扫描的情况下,作为超声波探头20,可利用具备线型、凸型以及扇型等扫描方式的2D阵列探头。或者,在执行体扫描的情况下,作为超声波探头20,可利用具备线型、凸型以及扇型等扫描方式并具备在竖直方向以机械方式摆动的机构的1D探头。后者的探头也被称为机械4D探头。

[0052] 输入接口30包括能够由操作者操作的输入器件、和输入来自输入器件的信号的输入电路。输入器件可由跟踪球、开关、鼠标、键盘、通过碰触操作面来进行输入操作的触摸板、显示画面与触摸板一化而成的触摸屏、使用了光学传感器的非接触输入器件、以及声音输入器件等实现。如果输入器件被操作者操作，则输入电路生成与该操作对应的信号并向处理电路17输出。其中，输入接口30是输入部的一个例子。

[0053] 显示器40例如由液晶显示器或OLED(Organic Light Emitting Diode)显示器等一般的显示输出装置构成。显示器40根据处理电路17的控制来显示各种信息。其中，显示器40是显示部的一个例子。

[0054] 另外，图1表示作为超声波诊断装置10的外部设备的医用图像管理装置60以及医用图像处理装置70。医用图像管理装置60例如是DICOM(Digital Imaging and Communications in Medicine)服务器，经由网络N与超声波诊断装置10等设备连接为能够收发数据。医用图像管理装置60将由超声波诊断装置10生成的超声波图像等医用图像作为DICOM文件进行管理。

[0055] 医用图像处理装置70经由网络N与超声波诊断装置10、医用图像管理装置60等设备连接为能够收发数据。作为医用图像处理装置70，例如可举出针对由超声波诊断装置10生成的超声波图像实施各种图像处理的工作站、平板终端等便携式信息处理终端等。此外，医用图像处理装置70也可以是在线的装置，能够经由便携式的存储介质读出由超声波诊断装置10生成的超声波图像。

[0056] 接着，对超声波诊断装置10的功能进行说明。

[0057] 图2是表示超声波诊断装置10的功能的框图。

[0058] 处理电路17通过读出主存储器18或者处理电路17内的存储器等暂时性记录介质所记载的计算机程序并加以执行，来实现图像收集功能171、提取功能172、以及图像合成功能173。以下，对功能171～173以软件方式发挥功能的情况为例进行说明，但功能171～173的全部或者一部分也可以在超声波诊断装置10中被设置为ASIC等电路等。

[0059] 图像收集功能171包括控制收发电路11、B模式处理电路12、多普勒处理电路13、以及图像生成电路14等而执行使用了超声波探头20的扫描来收集超声波图像(例如，活动图像)的功能。具体而言，图像收集功能171通过CHI(Contrast Harmonic Imaging)来收集CHI图像，并且通过能够捕捉到血管构造、特别是毛细血管等微小血管构造的图像收集模式(以下，称为“血管收集模式”)来收集包含血管构造的图像即血管构造图像。以下，对血管收集模式是能够捕捉到微小血管构造的模式的情况进行说明，但并不限定于该情况。血管收集模式只要是不管血管直径如何都能够捕捉到血管构造的模式即可。

[0060] 血管收集模式是即使在血管之中也能够描绘特别微小血管内的血流的模式，能够通过微小血管内的血流的提取来提取微小血管构造的边界信息。

[0061] 例如，图像收集功能171通过适用由申请人作为血管收集模式而申请的日本专利(日本专利第3724846号)所示那样的技术，来收集血管构造图像。其中，该技术是通过分析运动伪影(motion artifact)的特征，在残留有临床上有用的微小信号的状态下仅抑制运动伪影的技术，申请人将该技术例如也称为SMI(Superb Microvascular Imaging)。以下，设想上述专利所示的技术来对血管构造图像进行说明，但并不限定于该情况。

[0062] 提取功能172包括基于根据图像收集功能171的控制而生成的血管构造图像来提

取血管构造的功能。对于通过提取功能172实现的血管构造的提取而言，只要通过与从彩色多普勒图像或功率多普勒图像提取血管构造相同的方法进行即可。

[0063] 图像合成功能173包括通过对由图像收集功能171收集到的造影像合成表示由提取功能172提取出的血管构造的信息来生成合成图像的功能。

[0064] 使用图3～图10对功能171～173详细进行说明。

[0065] 接着，对超声波诊断装置10的动作进行说明。

[0066] 图3是将超声波诊断装置10的动作表示为流程图的图。在图3中，“ST”附带数字的附图标记表示流程图的各步骤。

[0067] 在开始注入造影剂之后，图像收集功能171控制收发电路11、B模式处理电路12、多普勒处理电路13、以及图像生成电路14等，开始使用了超声波探头20的第1扫描(步骤ST1)。通过步骤ST1，图像收集功能171基于CHI来收集CHI图像。

[0068] 图4是表示CHI图像的一个例子的图。图4(A)表示第n时刻涉及的CHI图像，图4(B)表示第n+1时刻涉及的CHI图像。如果时间从图4(A)所示的时刻经过而到达图4(B)所示的时刻，则造影剂行进。

[0069] 返回到图3的说明，图像收集功能171控制图像生成电路14等来生成CHI图像(步骤ST2)并使CHI图像显示于显示器40(步骤ST3)。

[0070] 图像收集功能171对是否到达造影后期的时刻、即是否开始图像合成(或者血管收集模式)进行判断(步骤ST4)。在步骤ST4中，图像收集功能171通过经过基于开始注入造影剂的时刻的时间或者CHI图像的图像识别，来对是否达到造影后期的时刻进行判断。当在步骤ST4的判断中判断为否、即判断为不开始图像合成的情况下，图像收集功能171在下一时刻生成CHI图像(步骤ST2)。

[0071] 另一方面，当在步骤ST4的判断中判断为是、即判断为开始图像合成的情况下，在开始注入造影剂之后，图像收集功能171控制收发电路11、B模式处理电路12、多普勒处理电路13、以及图像生成电路14等来开始使用了超声波探头20的第2扫描(步骤ST5)。通过步骤ST5，图像收集功能171基于CHI来收集CHI图像，并且基于血管收集模式来收集血管构造图像。图5是对示出微小血管构造的血管构造图像的一个例子进行表示的图。

[0072] 返回到图3的说明，图像收集功能171控制图像生成电路14等来生成CHI图像以及血管构造图像(步骤ST6)。提取功能172基于通过步骤ST6而生成的血管构造图像，来提取微小血管构造(步骤ST7)。通过步骤ST7实现的微小血管构造的提取只要通过与从彩色多普勒图像、功率多普勒图像提取血管构造相同的方法来进行即可。

[0073] 图像合成功能173对由步骤ST6生成的CHI图像合成表示通过步骤ST7提取出的微小血管构造的信息来生成合成图像(步骤ST8)。表示微小血管构造的信息例如是微小血管构造的轮廓。

[0074] 图6是表示合成图像的第1例的图。图6(A)表示第n+1时刻涉及的CHI图像与对其合成的微小血管构造的轮廓M，图6(B)表示第n+2时刻涉及的CHI图像与对其合成的微小血管构造的轮廓M。如果时间从图6(A)所示的时刻经过而到达图6(B)所示的时刻，则造影剂行进。

[0075] 通过生成图6(A)、(B)所示那样的、合成有微小血管构造的轮廓M的合成图像，操作者不仅能够明了地视觉确认微小血管构造，还能够视觉确认造影剂向微小血管构造流入的

样子。

[0076] 返回到图3的说明，图像合成功能173使合成图像显示于显示器40(步骤ST9)。图像合成功能173对是否结束通过步骤ST5而开始的第2扫描进行判断(步骤ST10)。当在步骤ST8的判断中判断为是、即判断为将通过步骤ST5而开始的第2扫描结束的情况下，超声波诊断装置10结束动作。

[0077] 另一方面，当在步骤ST10的判断中判断为否、即判断为不结束通过步骤ST5而开始的第2扫描的情况下，图像收集功能171在下一时刻生成CHI图像以及血管构造图像(步骤ST6)。

[0078] 如使用图3所说明那样，超声波诊断装置10通过进行一次由步骤ST6～ST9构成的组合的处理，能够使显示器40显示基于一个CHI图像的一个合成图像。并且，超声波诊断装置10通过进行m(m是2以上的整数)次由步骤ST6～ST9构成的组合的处理，能够使显示器40依次显示基于m个CHI图像的m个合成图像。具体而言，超声波诊断装置10依次生成m个CHI图像(步骤ST6)，并对依次生成的m个CHI图像的各CHI图像合成血管构造的轮廓M，由此依次生成m个合成图像(步骤ST7、ST8)，并使显示器40依次显示依次生成的m个合成图像(步骤ST9)。

[0079] 根据超声波诊断装置10，能够实时或者大致实时地提供除了通过血管收集模式收集到的微小血管构造以外还能够观察基于CHI的造影像的图像。由此，能够简易地对操作者提供无需繁琐的操作且适于诊断的图像。

[0080] 2.第1变形例

[0081] 图像合成功能173并不限定于对CHI图像合成表示微小血管构造的信息。例如，也可以对在CHI图像中合成了组织像的图像进一步合成表示微小血管构造的信息。

[0082] 图7是表示比较例涉及的合成图像的图。图7(A)表示第n+1时刻涉及的CHI图像与对其合成的组织像，图7(B)表示第n+2时刻涉及的CHI图像与对其合成的组织像。如果时间从图7(A)所示的时刻经过而到达图7(B)所示的时刻，则造影剂行进。

[0083] 另一方面，图8是表示实施方式涉及的合成图像的第2例的图。图8(A)表示第n+1时刻涉及的CHI图像以及组织像与对其合成的微小血管构造的轮廓M，图8(B)表示第n+2时刻涉及的CHI图像以及组织像与对其合成的微小血管构造的轮廓M。如果时间从图8(A)所示的时刻经过而到达图8(B)所示的时刻，则造影剂行进。这里，组织像表示B模式图像。另外，B模式图像包括通过与CHI图像不同的扫描而生成的所谓B的模式图像、根据基波成分的反射波数据(接收信号)生成的通过与CHI图像相同的扫描而生成的基波图像等。

[0084] 通过生成图8(A)、(B)所示那样的、将微小血管构造的轮廓M合成而得到的合成图像，与图7(A)、(B)相比，操作者能够一边通过组织像确认扫描位置一边明了地视觉确认微小血管构造，除此之外还能够视觉确认造影剂向微小血管构造流入的样子。

[0085] 3.第2变形例

[0086] 图像收集功能171通过图3的步骤ST1所涉及的第1扫描来生成并显示组织像以及CHI图像，通过步骤ST5所涉及的第2扫描来生成并显示组织像、CHI图像以及血管构造图像。

[0087] 图9是表示显示图像的一个例子的图。

[0088] 如图9(A)所示，造影早期为由CHI图像以及组织像构成的并列显示。然后，在到达造影后期的情况下，图像合成功能173将CHI图像与组织像的并列显示切换为合成图像与组

织像的并列显示(由图9(B)图示)。由此,操作者能够不进行繁琐的操作来观察微小血管构造。

[0089] 4.第3变形例

[0090] 也能够将本发明的技术思想应用于三维显示或四维显示(空间且时间)。在造影后期,当向对CHI图像合成了组织像的三维图像合成表示基于血管构造图像的微小血管构造的信息的情况下,以半透明来显示表示微小血管构造的信息。

[0091] 图10是用于对实施方式涉及的合成图像(三维图像)进行说明的图。图10(A)表示比较例涉及的合成图像(三维图像)。图10(B)表示第3变形例涉及的合成图像(三维图像)。

[0092] 在图10(A)中,操作者无法视觉确认沿着渲染处理的投影方向重叠的两个微小血管构造的轮廓M中的、沿着该方向存在于里侧的微小血管构造。另一方面,在图10(B)中,通过图像合成功能173对微小血管构造的整体中的、沿着该方向存在于近前侧的微小血管构造的部分实施成为半透明的处理。其结果是,根据图10(B),操作者即使不进行作为三维图像的合成图像的旋转(视线方向的变更)操作,也能够视觉确认里侧的微小血管构造,并且能够立体地捕捉到微小血管构造的轮廓M。

[0093] 此外,并不限定于对微小血管构造的整体中的、沿着投影方向位于近前侧的微小血管构造的部分实施成为半透明的处理的情况。例如,图像合成功能173也可以实施对该部分分配与微小血管构造的其他部分不同的色彩的处理。由此,能够促使操作者进行作为三维图像的合成图像的旋转(视线方向的变更)操作。

[0094] 5.医用图像处理装置

[0095] 图11是表示实施方式涉及的医用图像处理装置的构成的简要图。

[0096] 图11表示实施方式涉及的医用图像处理装置70。医用图像处理装置70是医用图像管理装置(图像服务器)、工作站或读影终端等,被设置在经由网络而连接的医用图像系统上。此外,医用图像处理装置70也可以是在线的装置。

[0097] 医用图像处理装置70具备处理电路71、存储器72、输入接口73、显示器74、以及网络接口75。处理电路71、存储器72、输入接口73、以及显示器74具有与图1以及图2所示的处理电路17、主存储器18、输入接口30以及显示器40同等的构成而省略说明。

[0098] 网络接口75由符合并行连接方式或串行连接方式的连接器构成。在医用图像处理装置70被设置于医用图像系统上的情况下,网络接口75与网络上的外部装置进行信息的收发。例如,网络接口75在处理电路71的控制下,从外部装置接收CT图像数据等医用图像数据。

[0099] 接着,对医用图像处理装置70的功能进行说明。

[0100] 图12是表示医用图像处理装置70的功能的框图。

[0101] 处理电路71通过执行存储器72或者处理电路71内的存储器等的暂时性记录介质中存储的计算机程序来实现图像取得功能711、提取功能712、以及图像合成功能713。其中,并不限定于功能711～713的全部或者一部分通过医用图像处理装置70的程序的执行来实现的情况,也可以是在医用图像处理装置70中作为ASIC等电路而具备功能711～713的全部或者一部分的情况。

[0102] 图像取得功能711包括经由网络接口75从医用图像管理装置60或者超声波诊断装置10取得对应的CHI图像、组织像以及血管构造图像的功能。其中,图像取得功能711是图像

取得部的一个例子。

[0103] 提取功能712包括与图2所示的提取功能172同等的功能。其中，提取功能712是提取部的一个例子。

[0104] 图像合成功能713包括与图2所示的图像合成功能173同等的功能。其中，图像合成功能713是图像合成部的一个例子。

[0105] 此外，关于医用图像处理装置70的动作，由于与图3所示的超声波诊断装置10的动作相同，所以省略说明。

[0106] 根据医用图像处理装置70，能够提供除了基于血管收集模式获得的微小血管构造以外还能够观察基于CHI的造影像的图像。由此，能够简易地针对操作者提供无需繁琐的操作而适合于诊断的图像。

[0107] 6.第4变形例

[0108] 如上所述，在超声波诊断装置10中对在扫描中将表示CHI图像、组织像、微小血管组织的信息重叠而通过1个画面显示的情况进行了说明。但是，当在医用图像处理装置70中在检查后再次确认图像的情况下，图像合成功能713通过使用了输入接口73的操作，将合成图像的显示切换成作为其要素的CHI图像与血管构造图像的并列显示、或者切换成CHI图像、血管构造图像以及组织像的并列显示。

[0109] 图13是用于对将合成图像的显示切换成作为其要素的CHI图像、血管构造图像以及组织像的并列显示的概念进行说明的图。

[0110] 图13的左侧表示合成图像的单独显示例。图13的右侧表示CHI图像、血管构造图像以及组织像的并列显示例。通过左侧的单独显示被切换为右侧的并列显示，能够进行每个图像种类的详细的观察、计测。另外，通过在并列显示之后进行重新保存，能够减小所希望的数据量地进行保存。

[0111] 根据以上说明的至少一个实施方式，能够提供除了血管构造特别是毛细血管等微小血管构造以外还能够观察造影像的图像。

[0112] 其中，图像收集功能171是图像收集部的一个例子。提取功能172、712是提取部的一个例子。图像合成功能173、713是图像合成部的一个例子。图像取得功能711是图像取得部的一个例子。

[0113] 此外，对本发明的几个实施方式进行了说明，但该实施方式只是例示，并不意图限定发明的范围。这些新的实施方式能够通过其他的各种方式加以实施，在不脱离发明主旨的范围，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中，并且，包含在技术方案所记载的发明及其等同的范围。

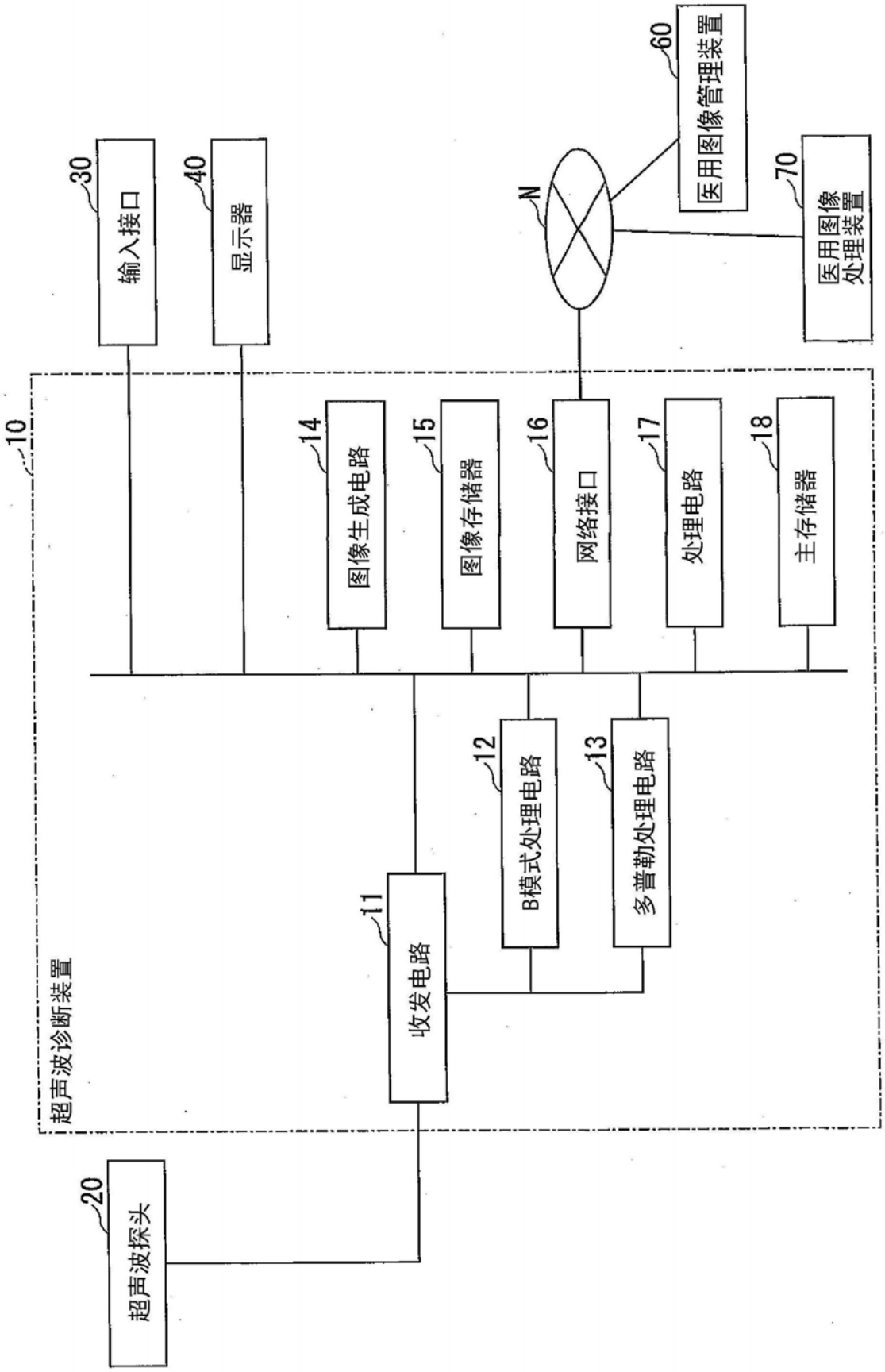

超声波诊断装置
10
输入接口
30
显示器
40
N
医用图像管理装置
60
医用图像处理装置
70
图像生成电路
14
图像存储器
15
网络接口
16
处理电路
17
主存储器
18
B模式处理电路
12
多普勒处理电路
13
收发电路
11
超声波探头
20

图1

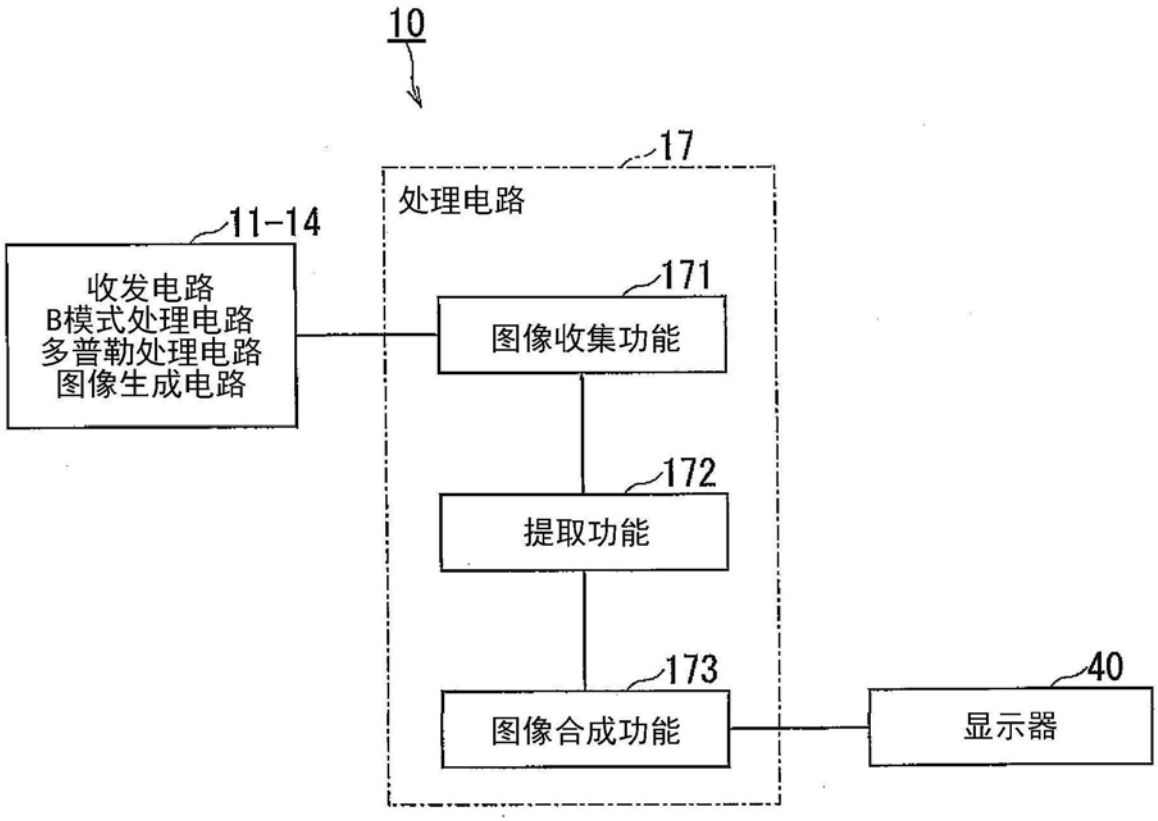

10
17
处理电路
11-14
收发电路
B模式处理电路
多普勒处理电路
图像生成电路
171
图像收集功能
172
提取功能
173
图像合成功能
40
显示器

图2

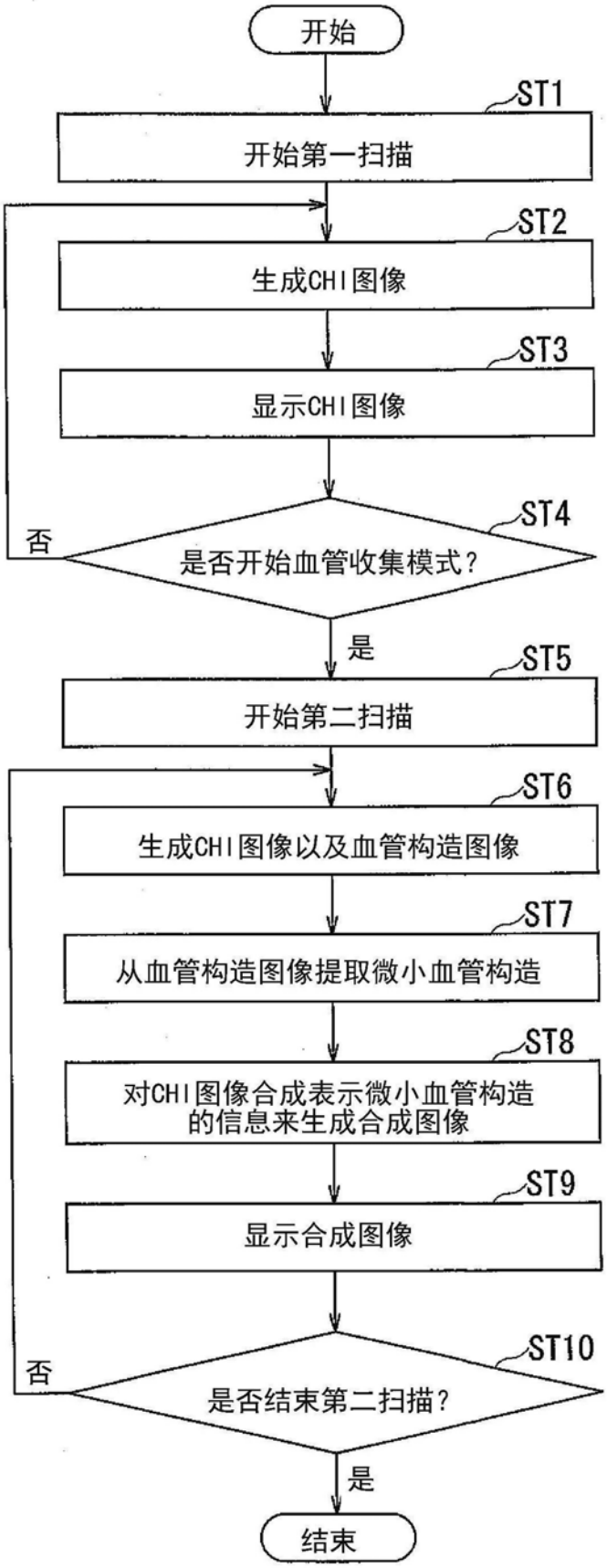

开始
ST1
开始第一扫描
ST2
生成CHI图像
ST3
显示CHI图像
ST4
是否开始血管收集模式？
否
是
ST5
开始第二扫描
ST6
生成CHI图像以及血管构造图像
ST7
从血管构造图像提取微小血管构造
ST8
对CHI图像合成表示微小血管构造的信息来生成合成图像
ST9
显示合成图像
ST10
是否结束第二扫描？
否
是
结束

图3

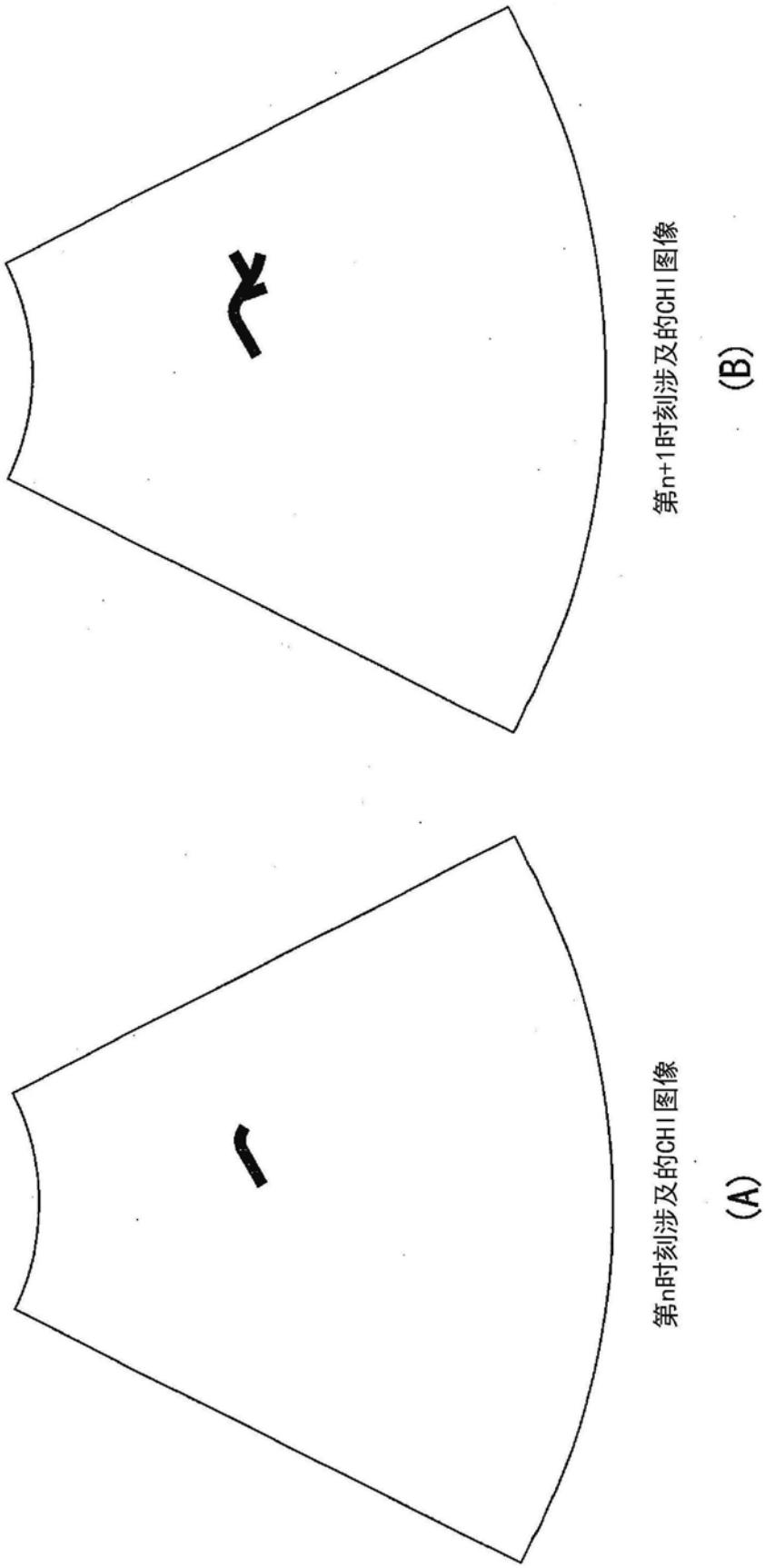
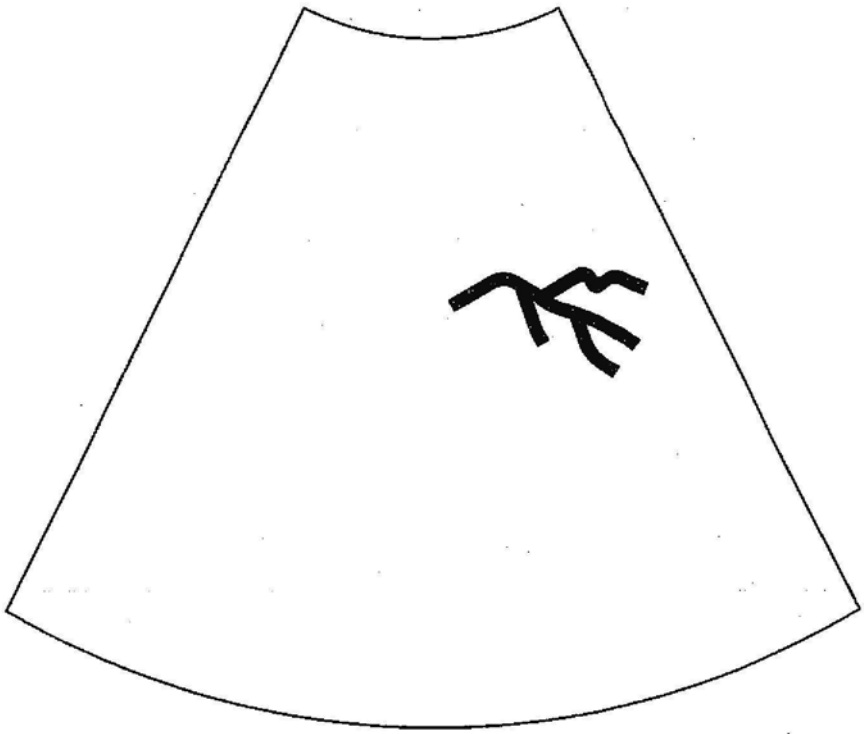
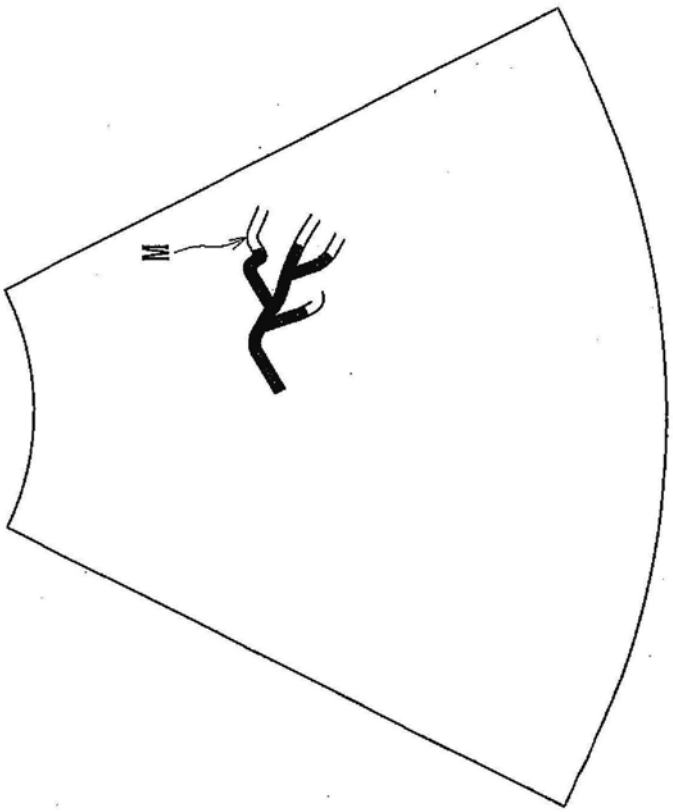


图4



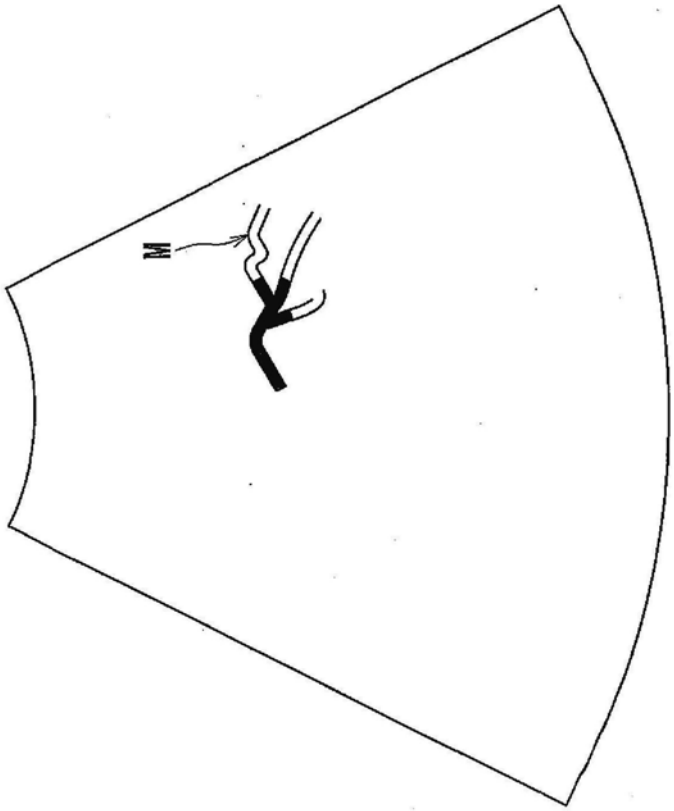
血管构造图像

图5



第n+2时刻涉及的合成图像

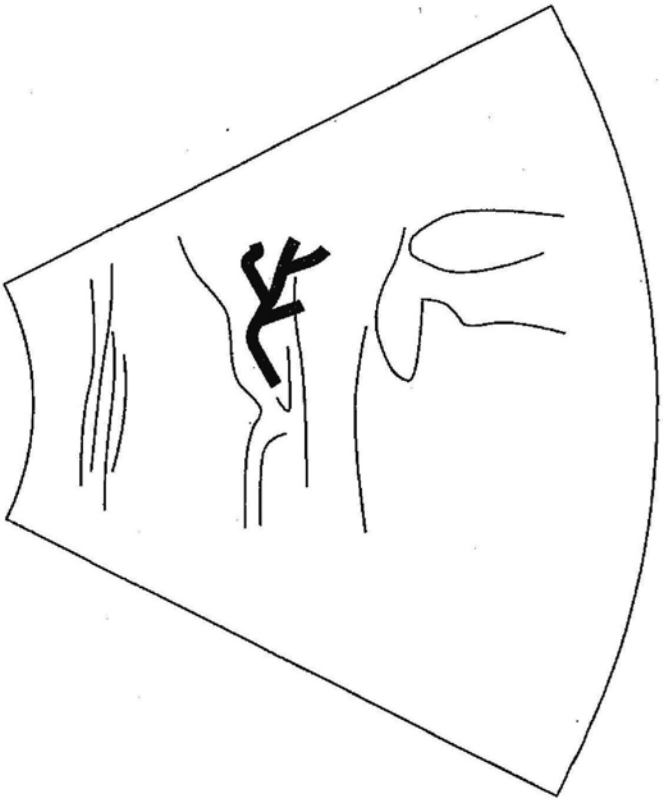
(B)



第n+1时刻涉及的合成图像

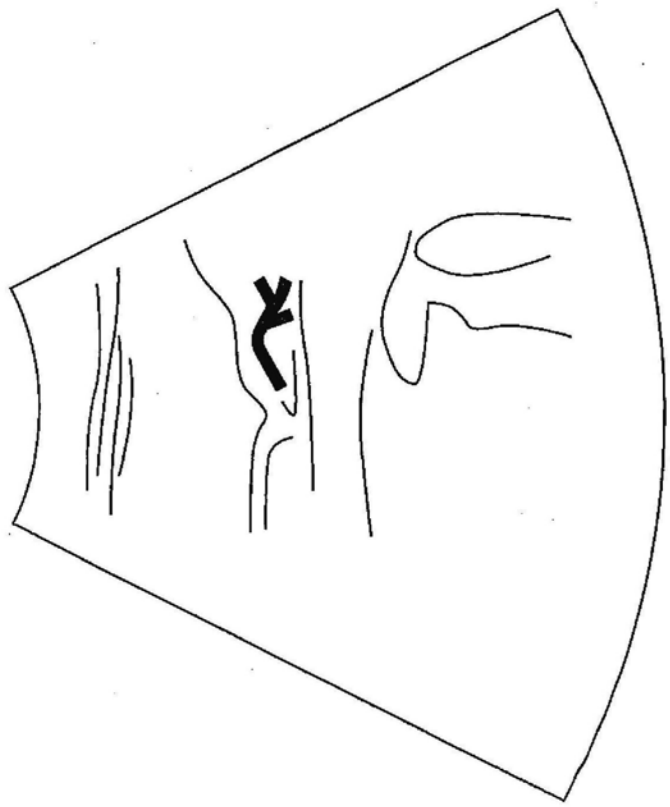
(A)

图6



第n+1时刻涉及的CHI图像（包括组织像）

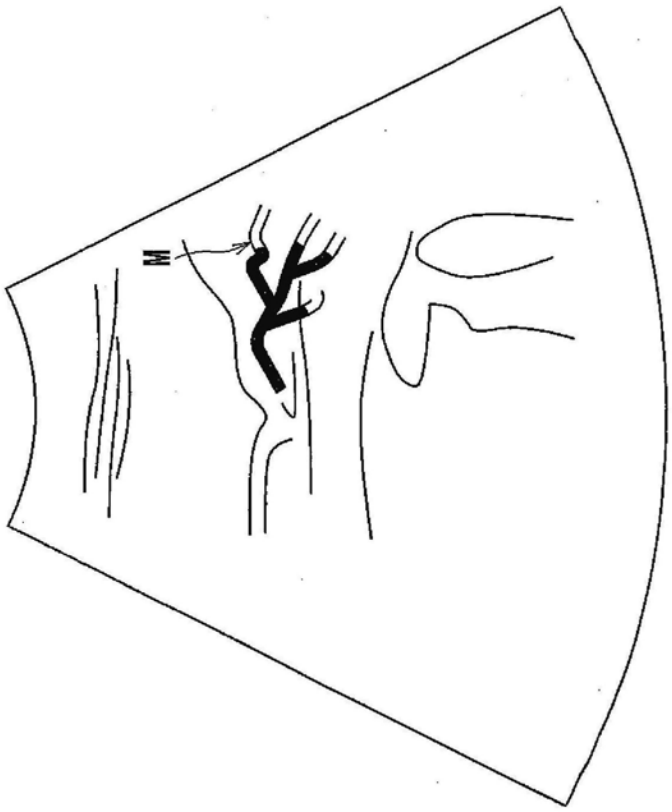
(A)



第n+2时刻涉及的CHI图像（包括组织像）

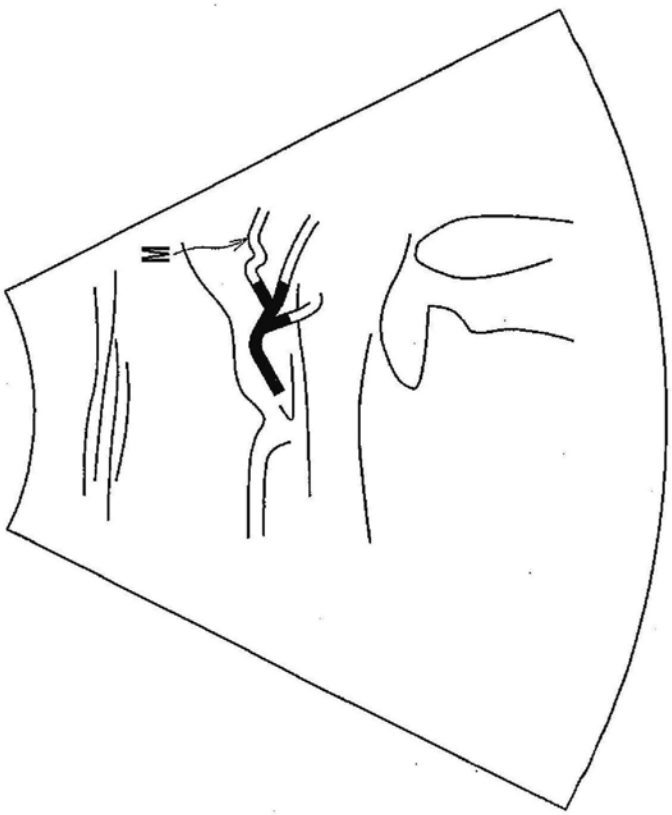
(B)

图7



第n+2时刻涉及的合成图像（包括组织像）

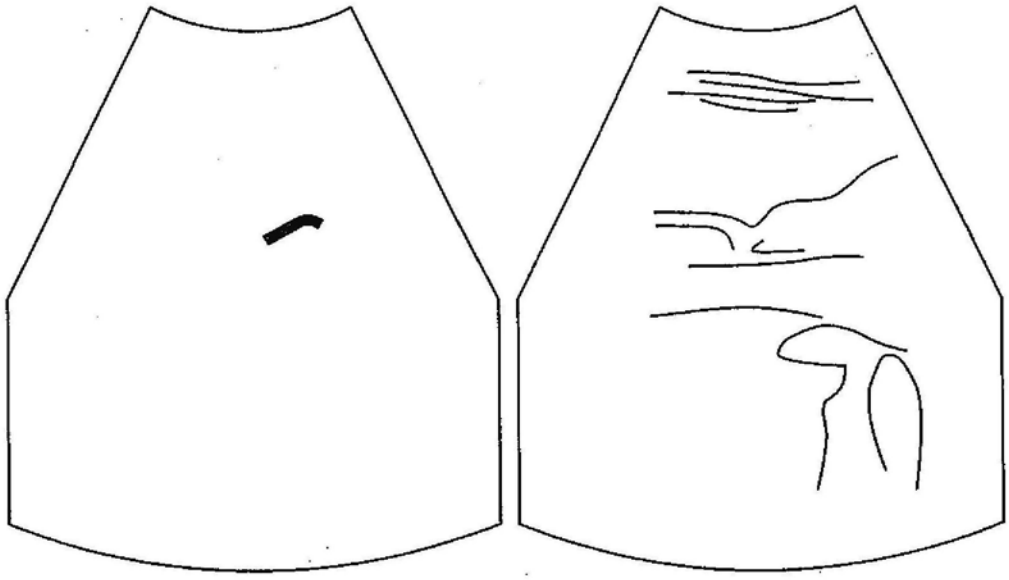
(B)



第n+1时刻涉及的合成图像（包括组织像）

(A)

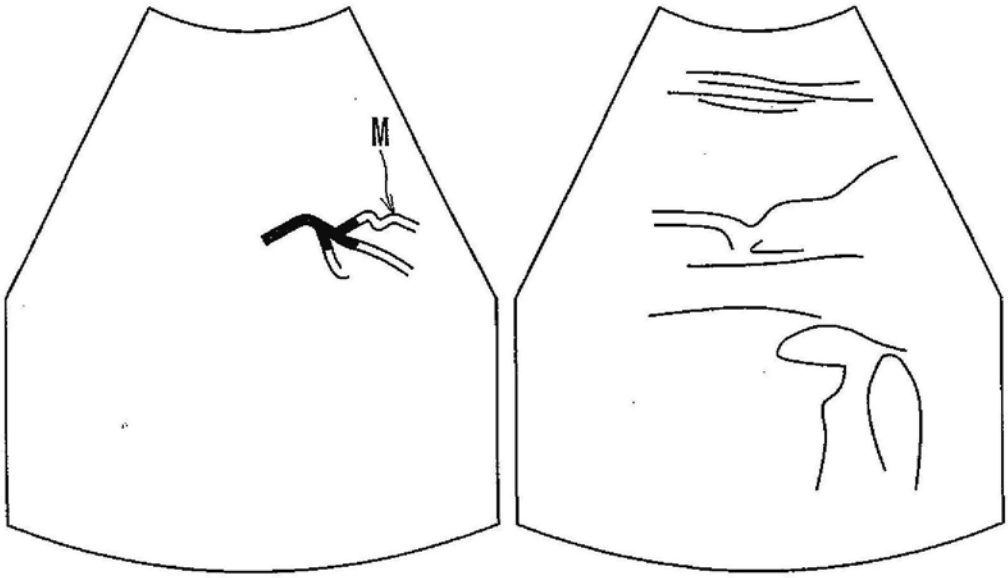
图8



第n时刻涉及的CHI图像　　第n时刻涉及的组织像

并列显示

(A)



第n+1时刻涉及的合成图像　　第n+1时刻涉及的组织像

并列显示

(B)

图9

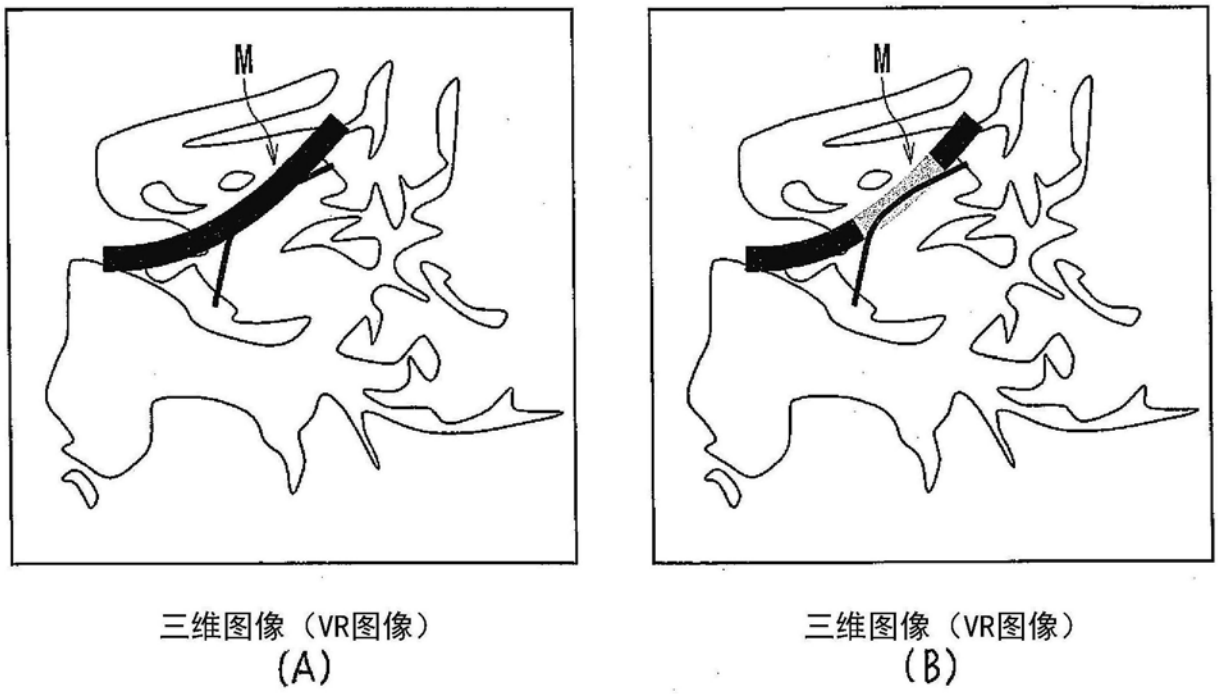


图10

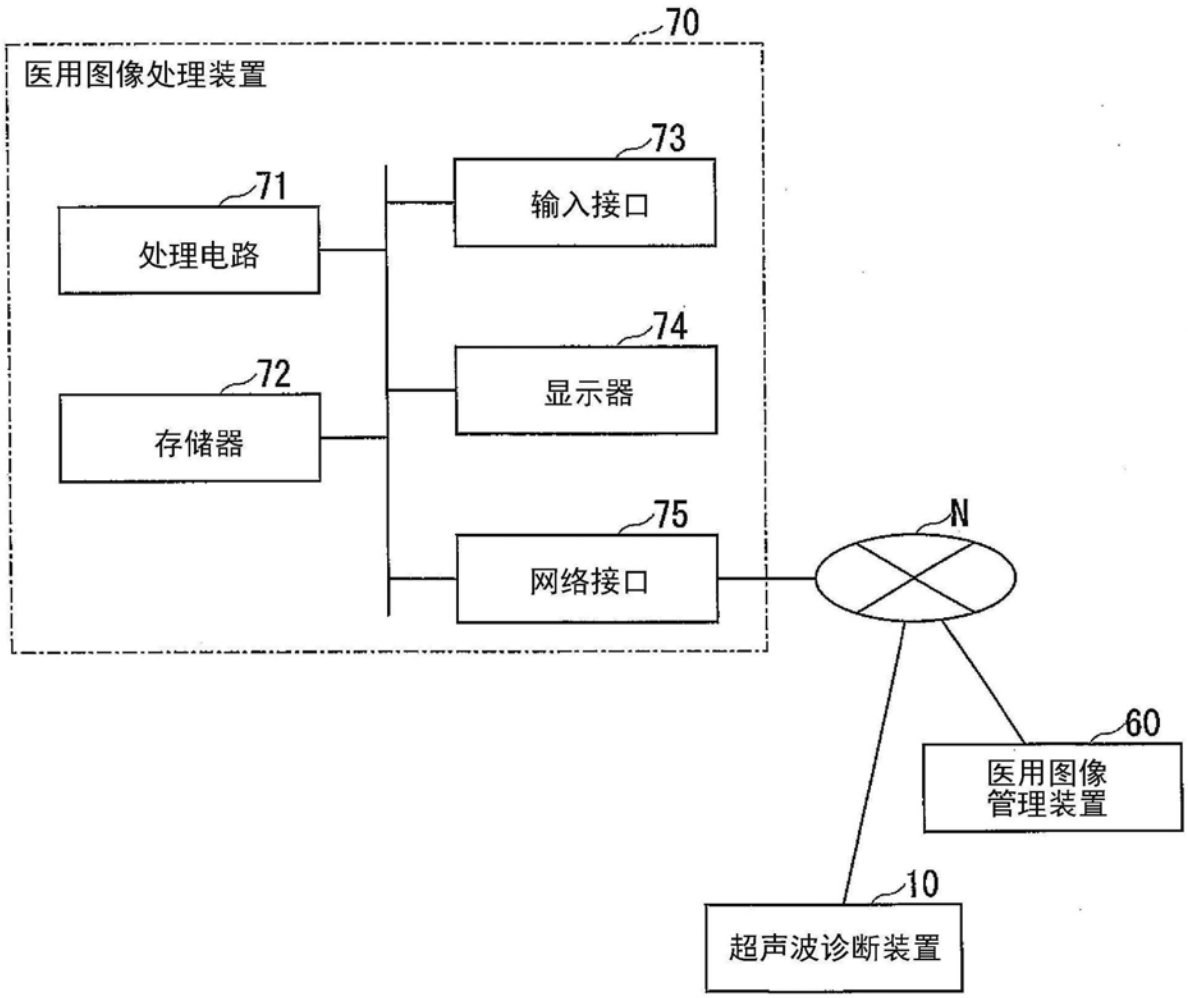

70
医用图像处理装置
71
处理电路
72
存储器
73
输入接口
74
显示器
75
网络接口
N
60
医用图像
管理装置
10
超声波诊断装置

图11

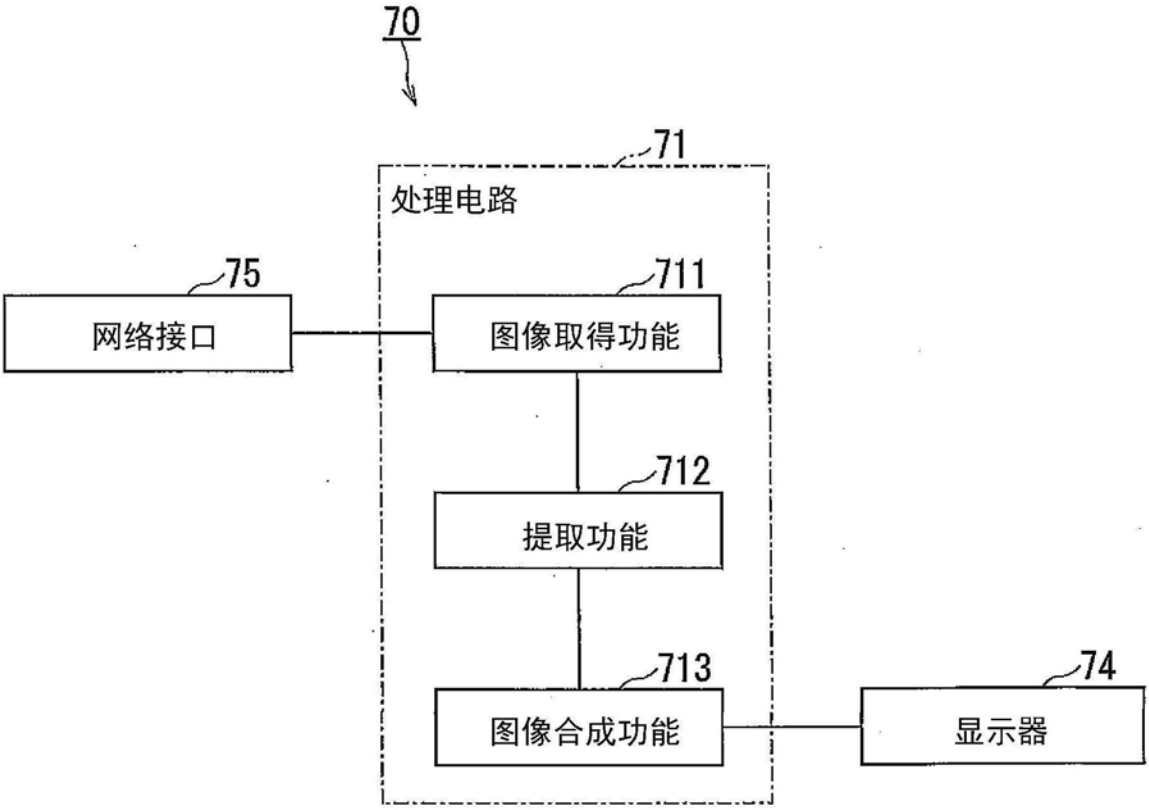
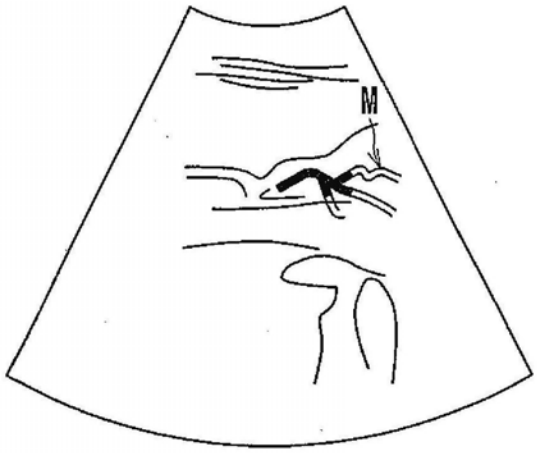
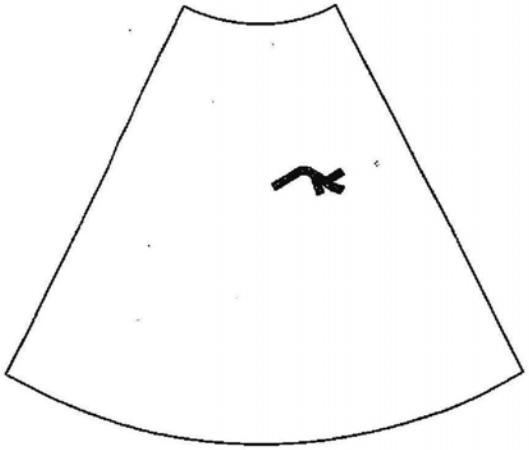
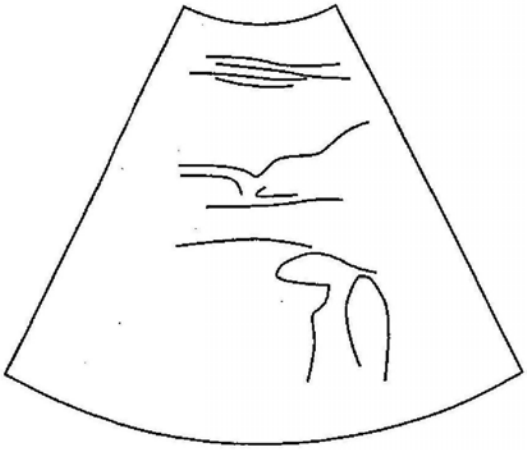


图12

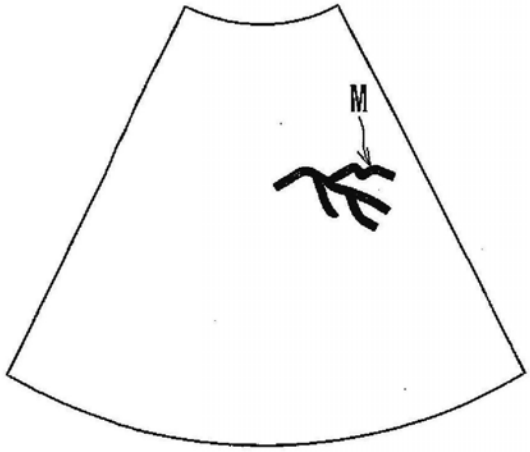




CHI图像



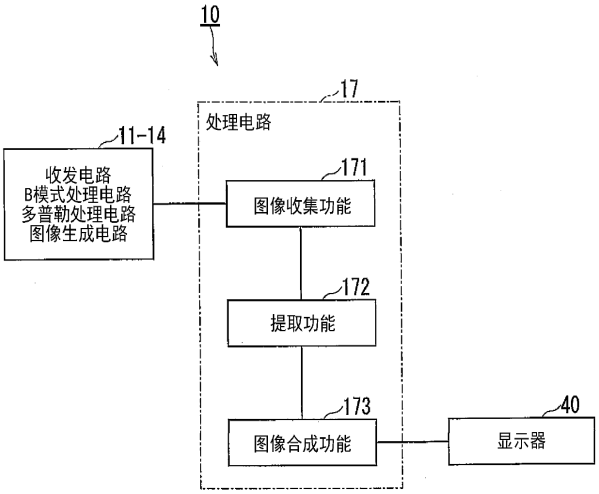
组织像



血管构造图像

图13

专利名称(译)	超声波诊断装置、医用图像处理装置及非暂时性记录介质		
公开(公告)号	CN110893107A	公开(公告)日	2020-03-20
申请号	CN201910863273.1	申请日	2019-09-12
[标]发明人	吉新宽树 杉尾武 生田目富夫 增田贵志		
发明人	小泽明日香 吉新宽树 杉尾武 生田目富夫 增田贵志		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/481 A61B8/483 A61B8/488 A61B8/5207 A61B8/5246 A61B8/08 A61B8/463 A61B8/54 A61B8/4444 G01S7/52041 G01S7/52084		
优先权	2018170793 2018-09-12 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的实施方式涉及超声波诊断装置、医用图像处理装置以及记载有计算机程序的非暂时性记录介质。可提供除了血管构造特别是毛细血管等微小血管构造以外还能够观察造影像的图像。实施方式涉及的超声波诊断装置具有图像收集部、提取部以及图像合成部。图像收集部收集造影像，并且通过能够捕捉到血管构造的图像收集模式来收集包含血管构造的图像即血管构造图像。提取部基于血管构造图像来提取表示血管构造的信息。图像合成部对造影像合成表示血管构造的信息来生成合成图像，并使显示部显示合成图像。