



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105640589 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 08

(21) 申请号 201510848958. 0

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2015. 11. 27

A61B 8/00(2006. 01)

(30) 优先权数据

2014-240791 2014. 11. 28 JP

2015-192326 2015. 09. 29 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 森川浩一 内海勋 岩间信行

平野亨 本乡宏信 福尾悠平

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

72002

代理人 徐冰冰 黄剑锋

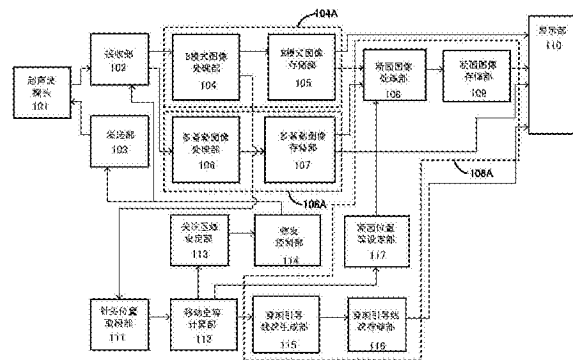
权利要求书2页 说明书13页 附图10页

(54) 发明名称

超声波诊断装置

(57) 摘要

本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。能够在超声波引导下的穿刺术中维持高帧速率、实时显示血流图像或者体图像，消除使手术医治拖长的因素，对做手术的人不造成负担。超声波诊断装置具有发送部、接收部、针尖位置取得部、关注区域设定部、关注区域图像生成部及显示控制部。发送部一边对穿刺了穿刺针的被检体发送超声波束一边扫描。接收部接收从被检体反射的信号。针尖位置取得部逐次取得穿刺针的针尖位置。关注区域设定部至少设定针尖位置的刺入方向上的关注区域。关注区域图像生成部根据针尖位置取得部逐次取得的针尖位置，基于接收到的信号生成关注区域中的关注区域图像。显示控制部显示关注区域图像生成部生成的关注区域图像。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具有:
发送部,一边向穿刺了穿刺针的被检体发送超声波波束一边进行扫描;
接收部,接收从所述被检体反射的信号;
针尖位置取得部,逐次取得所述穿刺针的针尖位置;
关注区域设定部,至少设定所述针尖位置的刺入方向上的关注区域;
关注区域图像生成部,根据由所述针尖位置取得部逐次取得的针尖位置,基于所述接收到的信号来生成所述关注区域中的关注区域图像;以及
显示控制部,显示由所述关注区域图像生成部生成的关注区域图像。
2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域图像生成部生成表示所述关注区域的血流信息的血流图像作为所述关注区域图像。
3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域图像生成部生成所述关注区域的体图像作为所述关注区域图像。
4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域图像生成部以预先决定的下限值以上的每单位时间生成的图像的数量即速率来生成所述关注区域图像,
所述关注区域设定部按照不小于所述速率的下限值的方式设定所述关注区域的大小。
5. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域设定部根据所述逐次取得的针尖位置的每单位时间的移动量以及 / 或者每单位时间的移动速度来设定所述关注区域的大小。
6. 根据权利要求 5 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述关注区域设定部设定从所述针尖位置起在深度方向上的长度作为所述关注区域的大小。
7. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述发送部还一边在深度方向上发送超声波波束,一边在与该方向正交的方向即宽度方向上进行扫描,
所述接收部还接收从所述被检体反射来的信号,
所述超声波诊断装置还具有基于所述接收到的信号来生成超声波图像的超声波图像生成部,
所述显示控制部使与所述超声波图像中的所述针尖位置对应的所述关注区域中的所述关注区域图像重叠于所述超声波图像来进行显示。
8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述超声波诊断装置还具有断面图像生成部,该断面图像生成部基于所述逐次取得的所述针尖位置来求出所述穿刺针前行的方向,并基于与所述针尖位置对应的所述关注区域中的所述关注区域图像,生成从所述针尖位置向所述前行的方向离开了预先决定的距离的位置处的与所述求出的所述前行的方向正交的面中的断面图像,
所述显示控制部使所述断面图像进行显示。
9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述断面图像生成部还基于与所述针尖位置对应的所述关注区域中的关注区域图像,

生成沿着与深度方向正交的方向即宽度方向且与所述断面图像正交的面的图像,并且求出该图像中的所述断面图像的位置,

所述显示控制部使所述断面图像的位置显示于所述正交断面图像。

10. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述超声波诊断装置还具有断面图像生成部,该断面图像生成部基于所述逐次取得的所述针尖位置来求出所述穿刺针前行的方向,并基于与所述针尖位置对应的所述关注区域中的所述关注区域图像,生成在从所述针尖位置向所述前行的方向离开了预先决定的距离的位置处的与所述求出的所述前行的方向正交的面上投影了比所述离开的位置位于深度方向的所述血流图像的投影图像,

所述显示控制部使所述投影图像进行显示。

超声波诊断装置

[0001] 本申请基于日本专利申请 2014-240791(申请日:11/28/2014)以及日本专利申请 2015-192326(申请日:09/29/2015),基于该申请享受其优先权。本申请通过参照该申请而包括上述申请的全部内容。

技术领域

[0002] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0003] 超声波诊断装置例如具有:发送部,一边从超声波探头沿深度方向对被穿刺了穿刺针的被检体发送超声波波束,一边将进行发送的方向不断逐次切换(扫描)为与该方向正交的方向(宽度方向);接收部,将由超声波探头接收到的反射波转换成电信号,并通过对电信号施加时间延迟来获得波束信号;图像生成部,基于波束信号求出沿着深度方向的扫描线上的图像信号(表示反射波的强度的信号),通过将扫描线上的各点(像素)的图像信号存储到作为断层图像存储部的帧存储器内的与扫描线的位置相当的位置来构成断层图像;以及显示器(显示部),显示断层图像。

[0004] 这里,有时将宽度方向称为“X方向”,将深度方向称为“Y方向”,将与宽度方向以及深度方向正交的方向即前后方向称为“Z方向”。并且,有时将断层图像称为“B模式图像”,将通过超声波诊断装置取得断层图像的处理称为“B模式拍摄”。其中,深度方向还包括以扇状进行辐射的方向。为了使超声波波束以扇状进行辐射,可通过设置延迟时间而逐次驱动振子来实现。

[0005] 由超声波诊断装置取得的断层图像不仅被用于图像诊断,例如也被用于作为肝细胞癌的局部治疗法的射频消融疗法(Radio frequency ablation:RFA)、检查肝细胞组织的活组织检查等中。在这些治疗、检查中,必须使用安装在超声波探头的穿刺针,对肿瘤等关注部位准确地进行穿刺。

[0006] 因此,利用能够实时观察在宽度方向(X方向)以及深度方向(Y方向)的二维方向具有恒定的长度的关注区域(region of interest:ROI)、和穿刺针的超声波诊断装置。关注区域的大小被设定成在关注区域中的断层图像上显示穿刺针。由此,能够明确地掌握穿刺针被插入至被检体内的什么地方。有时将一边观察穿刺针一边进行穿刺的做法称为“超声波(回波)引导下的穿刺术”。

[0007] 但是,在超声波(回波)引导下的穿刺术中,如果穿刺针的针尖从关注区域中的断层图像上脱离,则针尖将不被显示在断层图像上。此时,做手术的人若将显示于断层图像的穿刺针的端部错认为针尖,则有时会将针尖刺入过深。该情况下,如果在针尖行进的前方存在血管,则有可能伤及血管。

[0008] 为了防止血管被针尖伤及,接收来自接收部的波束信号,通过针对波束信号进行正交相位检波来仅对超声波波束的频率发生了多普勒位移的部分进行检波,并基于该检波输出求出扫描线上的血流信号(表示流速、方差以及功率的信号),通过将扫描线上的各

点（像素）的血流信号存储到作为血流图像存储部的帧存储器内的与扫描线的位置相当的位置，来构成血流图像。其中，有时将血流图像称为“多普勒图像”，将通过超声波诊断装置取得多普勒图像的处理称为“多普勒模式拍摄”。另外，这里，将基于穿刺针的针尖朝向的方向向被检体进行插入时预想的穿刺针的插入路线、或者基于针尖前行的方向而预想的穿刺针的插入路线称为“穿刺引导线路”。即，穿刺引导线路根据这些方向而逐次变更。

[0009] 按照收纳穿刺引导线路的整体的方式，设定血流图像的关注区域（R01）的大小。提出了一种使通过多普勒模式拍摄而取得的血流图像重叠于通过B模式拍摄而取得的断层图像来以按单位时间生成的图像数量（帧速率或者体速率，以下作为代表而称为“帧速率”）进行显示的技术（提案技术）。由此，无论在穿刺引导线路上的哪个位置存在针尖，都能够掌握在针尖行进的前方是否正有血管经过。

[0010] 但是，在上述的提案技术中，在按每一条扫描线逐次执行超声波波束的收发这一特性上，为了取得血流图像的生成所需的波束信号而需要一定时间。例如，为了获得关注区域中的血流图像，当在宽度方向收发规定根数的超声波波束时，关注区域沿深度方向以及/或者宽度方向越长（关注区域越大）则此时花费的需要时间越长，作为需要时间的倒数的生成速率降低。即，血流图像的关注区域（R01）越大，则能够实现的生成速率的上限值越低，若以降低的上限值（低帧速率）生成血流图像，则有时无法实时显示血流图像。

[0011] 为了防止帧速率的降低，可以在穿刺针插入开始后按照针尖位置，由做手术的人通过手动随时重新设定血流图像的关注区域（R01）的位置，但此时需要每次都中断穿刺作业，存在不仅成为使手术医治拖长的因素，而且会加重做手术的人的负担这一问题。

发明内容

[0012] 本实施方式用于解决上述的问题，其目的在于，提供一种在超声波（回波）引导下的穿刺术中能够维持高帧速率而实时显示血流图像或者体图像，并消除使手术医治拖长的因素，对做手术的人不造成负担的超声波诊断装置。

[0013] 实施方式的超声波诊断装置具有：发送部、接收部、针尖位置取得部、关注区域设定部、关注区域图像生成部、以及显示控制部。发送部一边对穿刺了穿刺针的被检体发送超声波波束一边进行扫描。接收部接收从被检体反射的信号。针尖位置取得部逐次取得穿刺针的针尖位置。关注区域设定部至少设定针尖位置的刺入方向上的关注区域。关注区域图像生成部根据由针尖位置取得部逐次取得的针尖位置，基于接收到的信号来生成关注区域中的关注区域图像。显示控制部对由关注区域图像生成部生成的关注区域图像进行显示。

[0014] 根据上述构成的超声波诊断装置，在超声波（回波）引导下的穿刺术中，能够维持高帧速率，实时显示血流图像或者体图像，并消除使手术医治拖长的因素，对做手术的人不造成负担。

附图说明

[0015] 图1是第一实施方式涉及的超声波诊断装置的构成框图。

[0016] 图2是表示超声波图像的关注区域、血流图像的关注区域、以及穿刺针的相互的位置关系的图。

[0017] 图3是表示速率关系表的图。

- [0018] 图 4 是表示移动量关系表的图。
- [0019] 图 5A 是断面 A 中的三维的超声波图像。
- [0020] 图 5B 是断面 B 中的三维的超声波图像。
- [0021] 图 5C 是断面 C 中的三维的超声波图像。
- [0022] 图 5D 是表示断面 A、断面 B、以及断面 C 的相互的位置关系的图。
- [0023] 图 6 是表示血流图像的关注区域、断面 A、断面 B、以及断面 C 的相互的位置关系的图。
- [0024] 图 7 是表示从穿刺针的移动到断面图像的显示为止的各部的动作的时间图。
- [0025] 图 8 是表示在第二实施方式涉及的超声波诊断装置中,从穿刺针的移动到断面图像的显示为止的各部的动作的时间图。
- [0026] 图 9A 是断面 A 中的三维的超声波图像。
- [0027] 图 9B 是断面 B 中的三维的超声波图像。
- [0028] 图 9C 是断面 C 中的三维的超声波图像。
- [0029] 图 9D 是表示断面 A、断面 B、以及断面 C 的相互的位置关系的图。
- [0030] 图 10 是第三实施方式涉及的超声波诊断装置的构成框图。
- [0031] 图 11 是表示在第三实施方式涉及的超声波诊断装置中,从穿刺针的移动到断面图像的显示为止的各部的动作的时间图。

具体实施方式

[0032] 在上述的提案技术中,为了在超声波(回波)引导下的穿刺术中,无论针尖位于穿刺引导线路上的哪个位置,都掌握在针尖行进的前方是否正有血管经过,按照收纳穿刺引导线路的整体的方式,设定了血流图像的关注区域(R01)的大小。因此,不得不增大关注区域,结果,不能维持高帧速率。

[0033] 与此相对,在本实施方式中,根据针尖位置来设定血流图像的关注区域的位置。因此,能够使血流图像的关注区域成为限定于针尖位置及其周边的区域的必要最小限度的大小。

[0034] 根据上述的构成,由于使关注区域成为必要最小限度的大小,所以以高帧速率生成血流图像,由此,血流图像会被实时显示。并且,由于根据针尖位置自动地对位关注区域,所以会消除使手术医治拖长的因素,对做手术的人不造成负担。并且,由于关注区域的位置对应于针尖位置,所以即使针尖未被显示于超声波图像,也能够基于关注区域的位置来判断针尖位置,由此,针尖与关注区域中的血管的位置关系变得清楚。结果,例如可知在针尖行进的前方是否正有血管经过。

[0035] 其中,作为超声波图像,可以是 X、Y 方向的二维或者 X、Y、Z 方向的三维的任一图像,并且,与该超声波图像重叠显示的血流图像也可以是二维或者三维的任一图像。

[0036] 在以下的实施方式中,对使三维的血流图像重叠于三维的超声波图像来显示的构成进行说明。

[0037] <第一实施方式>

[0038] 参照图 1 对第一实施方式的超声波诊断装置进行说明。图 1 是超声波诊断装置的构成框图。如图 1 所示,超声波诊断装置具有:超声波探头 101、接收部 102、发送部 103、超

声波图像生成部 104A、血流图像生成部 106A、断面图像生成部 108A、显示部 110、针尖位置取得部 111、移动量等计算部 112、关注区域设定部 113、收发控制部 114。

[0039] 超声波图像生成部 104A 具有 B 模式图像处理部 104 以及 B 模式图像存储部 105。血流图像生成部 106A 相当于技术方案中的关注区域图像生成部的一个例子。血流图像生成部 106A 生成表示关注区域的血流信息的血流图像作为关注区域图像。血流图像生成部 106A 具有多普勒图像处理部 106 以及多普勒图像存储部 107。断面图像生成部 108A 具有断面图像处理部 108、断面图像存储部 109、穿刺引导线路生成部 115、穿刺引导线路存储部 116、以及断面位置等设定部 117。

[0040] (超声波探头 101、接收部 102、发送部 103)

[0041] 超声波探头 101 具有进行电信号与超声波声学信号的转换(电声学转换)的被二维排列的多个振子。发送部 103 一边从振子沿深度方向对穿刺了穿刺针 NL 的被检体发送超声波波束,一边将发送方向逐次切换成与该方向正交的方向(宽度方向)(宽度方向的扫描),并且,沿前后方向(Z 方向)进行宽度方向的扫描(前后方向的扫描)。超声波波束若到达被检体内的反射源则进行反射,再次返回到各振子。

[0042] 接收部 102 将由振子接收到的反射波转换成电信号,通过对电信号施加时间延迟来取得与沿着深度方向的扫描线相当的波束信号。

[0043] (收发控制部 114)

[0044] 收发控制部 114 按照以分时方式进行 B 模式拍摄和多普勒模式拍摄的方式,例如按照每当进行规定的多次(例如,4 次)多普勒模式拍摄便进行 1 次 B 模式拍摄的方式,对发送部 103 以及接收部 102 进行控制。

[0045] 收发控制部 114 在 B 模式拍摄中受理超声波图像的关注区域 R012 以及帧速率 R2,求出发送条件(延迟时间、发送次数)以及接收条件(接收信道、各信道延迟量),通过这些条件对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,以帧速率 R2 重复具有为了描绘关注区域 R012 中的三维的超声波面像所需的根数的扫描线的 1 个静止图像量的扫描。

[0046] 收发控制部 114 在多普勒模式拍摄中受理血流图像的关注区域 R011、R011' 以及帧速率 R1,求出发送条件(延迟时间、发送次数)以及接收条件(接收信道、各信道延迟量),通过这些条件对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,从而每条扫描线进行规定的多次(例如,4 次)的超声波波束的发送和反射波的接收,以帧速率 R1 重复具有为了描绘关注区域 R011、R011' 中的三维的血流图像所需的根数的扫描线的 1 个静止图像量的扫描。血流图像相当于技术方案中的关注区域图像的一个例子。

[0047] 图 2 是表示血流图像的关注区域 R011、R011'、超声波图像的关注区域 R012、以及穿刺针 NL 的相互的位置关系的图。如后述那样,由于按单位时间(例如 0.05 秒)求出穿刺针的针尖位置,并在与求出的针尖位置对应的位置逐次表示关注区域,所以在通常的穿刺术中,逐次表示的关注区域相互重叠,但若对此进行图示,则由于难以看到各关注区域,所以在图 2 中,将在与针尖位置对应的位置逐次表示的 2 个关注区域 R011、R011' 表示于相互分离的位置。如图 2 所示,在超声波探头 101 的主体设置有具有供穿刺针 NL 通过而对其引导的插入孔的引导机构。

[0048] (针尖位置取得部 111)

[0049] 针尖位置取得部 111 逐次取得穿刺针 NL 的针尖位置。如图 1 以及图 2 所示,针尖

位置取得部 111 具有：被安装于引导机构，检测穿刺针 NL 沿着穿刺引导线路移动时的移动量的移动量传感器（由根据穿刺针的移动而旋转的辊、和检测辊的旋转量的编码器构成）；和对针尖 NT 通过了穿刺引导线路上的基准点进行检测的通过传感器，该针尖位置取得部 111 构成为根据从基准点起的移动量来求出插入量，并根据穿刺引导线路上的从基准点起的插入量来求出针尖在坐标上的位置。此外，并不局限于此，针尖位置取得部 111 也可以构成为基于描绘出穿刺针 NL 的超声波图像，并参照穿刺针 NL 的前端的亮度值、穿刺针 NL 的形状，来按单位时间求出穿刺针 NL 的针尖位置。针尖位置取得部 111 将求出的针尖的坐标转换成三维的超声波图像（由后述的 B 模式图像处理部 104 生成的图像）的坐标。

[0050] （移动量等计算部 112）

[0051] 移动量等计算部 112 基于按每单位时间求出并被坐标转换后的针尖 NT 在三维坐标上的位置 P1、P2、P3、P4、…来计算单位时间的针尖位置的移动量 $L1 = |P2 - P1|$ 、 $L2 = |P3 - P2|$ 、 $L3 = |P4 - P3|$ 、…、单位时间的移动速度 $V1 = (L2 - L1)$ 、 $V2 = (L3 - L2)$ 、 $V3 = (L4 - L3)$ ，并且，计算出针尖前行的方向 $D1 = (P2 - P1)$ 、 $D2 = (P3 - P2)$ 、 $D3 = (P4 - P3)$ 、…。计算出的每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及移动速度 V 相当于针尖 NT 的速度以及加速度。

[0052] 其中，每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及移动速度 V 能够基于每单位时间由针尖位置取得部 111 的移动量传感器（上述）检测出的通过基准点的穿刺针 NL 的移动量 L 来求出。每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及移动速度 V 能够根据按单位时间计测的辊的旋转角度（旋转量）以及旋转角度（旋转量）的增减来求出。

[0053] 根据每单位时间的针尖位置的移动量 L 等来设定血流图像的关注区域 R011、R011' 的大小（后述详细内容）。因此，需要使检测移动量 L 等时的单位时间为生成血流图像时的需要时间（血流图像的帧速率 R1 的倒数）以下。帧速率 R1 的上限值为 20fps（后述）。此时，检测移动量 L 等时的单位时间为 0.05（= 1/20）秒。

[0054] （关注区域设定部 113）

[0055] 接下来，对关于超声波图像的关注区域 R012 以及帧速率 R2 的设定进行说明。关注区域设定部 113 至少设定针尖位置的刺入方向上的关注区域。关注区域设定部 113 在超声波（回波）引导下的穿刺术之前受理用户的操作部（未图示）的输入，对发送部 103 设定关于三维的超声波图像的关注区域 R012，并且对发送部 103 设定帧速率 R2。

[0056] 关注区域设定部 113 在术中将超声波图像的关注区域 R012 以及帧速率 R2 输出至收发控制部 114。另外，超声波图像的关注区域 R012 的位置、大小以及帧速率 R2 是恒定的，不根据每单位时间的针尖位置的移动量 L（相当于速度）以及 / 或者每单位时间的针尖位置的移动速度 V（相当于加速度）而变更。其中，关注区域设定部 113 受理用户的操作部（未图示）的输入，来变更帧速率 R2。

[0057] 接下来，针对关于血流图像的关注区域 R011、R011' 以及帧速率 R1 的设定进行说明。

[0058] 关注区域设定部 113 在手术开始时，将关注区域 R011、R011' 的大小的初始值（后述的深度指标 d3）以及与之对应的帧速率 R1 的初始值（例如后述的 14fps）输出至收发控制部 114。

[0059] 如图 2 所示，若将血流图像的关注区域 R011、R011' 的大小 S 设为深度方向、宽度

方向以及前后方向的各方向上的长度 d 、 w 、 u 之积,则关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 的大小 S 由下式 (1) 表示。

$$[0060] \quad S = d * w * u \quad (1)$$

[0061] 在血流图像的关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 中,长度 d 、 w 、 u 以相同的倍率增减。不局限于此,也可以将深度方向的长度 d 设为与每单位时间的针尖位置的移动量 L 等对应的长度,将长度 w 、 u 不设定为与移动量 L 等对应的长度而使其恒定。

[0062] 关注区域设定部 113 预先存储有表示速度指标以及 / 或者加速度指标与深度指标 $d0 \sim d5$ 的对应关系的移动量关系表 (参照图 4) 和表示深度指标与帧速率 $R1$ 的关系的速率关系表 (参照图 3),在术中,按由针尖位置取得部 111 取得针尖位置的单位时间,求出包括针尖位置的血流图像的关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 的位置,基于针尖 NT 的移动量 L 以及移动速度 V ,参照移动量关系表以及速率关系表,来求出作为关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 的大小的深度指标,根据深度指标求出帧速率 $R1$,并送至收发控制部 114。由此,所设定的关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 包括针尖位置,即关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 的上边缘部 (近似去头锥状的血流图像的关注区域中的头部) 成为针尖位置 (参照图 2)。

[0063] 图 3 是表示速率关系表的一个例子的图。作为与血流图像的关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 的深度方向上的长度 d (参照图 2) 的值的的大小对应的深度指标 $d0 \sim d5$,从小到大设置了 6 个阶段。将该与作为血流图像的关注区域 $R011$ 、 $R011'$ 的大小的深度指标 $d0 \sim d5$ 对应的帧速率 $R1$ 预先存储为速率关系表。

[0064] 在图 3 所示的速率关系表中,对应于深度指标从 $d0$ 向 $d5$ 阶段性变大而使帧速率 $R1$ [fps] 从 20 向 10 阶段性变低。为了实时显示血流图像,需要将帧速率 $R1$ 维持得高。因此,对帧速率 $R1$ 设置下限值 (这里为 10fps)。另外,作为与该下限值对应的血流图像的关注区域的大小,这里对血流图像的关注区域的深度方向 (图 2 所示的 Y 方向) 上的长度 d 设置上限值 (深度指标 $d5$)。关注区域设定部 113 使术前的用户通过操作部 (未图示) 而输入的帧速率 $R1$ 的下限值以及初始值 (例如,14fps) 存储于其内部存储器。

[0065] 图 4 是表示移动量关系表的一个例子的图。在图 4 中,作为与每单位时间的针尖位置的移动量 L 的值的的大小对应的速度指标 $0 \sim 3$,从小到大设置了 4 个阶段。另外,作为与每单位时间的针尖位置的移动速度 V 的值的的大小对应的加速度指标 $0 \sim 3$,从小到大设置了 4 个阶段。

[0066] 在图 4 所示的移动量关系表中,例如当加速度指标为 0 时,若速度指标按 0、1、2、3 变大,则与之对应,深度指标按 $d0$ 、 $d1$ 、 $d2$ 、 $d3$ 变大。当速度指标为 0 时,若加速度指标按 0、1、2、3 变大,则与之对应,深度指标按 $d0$ 、 $d1$ 、 $d2$ 、 $d3$ 变大。即,若每单位时间的针尖位置的移动量 L (相当于速度) 或者移动速度 V (相当于加速度) 变大,则作为关注区域 $R01$ 的大小的深度方向的长度 d 缓缓变长。另外,例如在速度指标为 0、加速度指标为 0 时,速度指标为 1、加速度指标为 1 时,速度指标为 2、加速度指标为 2 时,速度指标为 3、加速度指标为 3 时,与这些情况对应,深度指标按 $d0$ 、 $d2$ 、 $d4$ 、 $d5$ 变大。即,若每单位时间的针尖位置的移动量 L (相当于速度) 以及移动速度 V (相当于加速度) 都变大,则从关注区域 $R011$ 变为 $R011'$,作为关注区域的大小的深度方向的长度 d 急剧变长 (参照图 2)。其中,当速度指标为 3、加速度指标为 2 时,深度指标为 $d5$,但此时即便使加速度指标从 2 增大到 3,深度指标也保持 $d5$ 不变。这样,对深度指标设置上限值 $d5$ 。通过对深度指标设置上限值 $d5$,能够防

止帧速率 R1 小于下限值 10fps。

[0067] 由于若加速度指标变大,则深度指标变大,由此使得关注区域 R011' 在深度方向变大,生成其血流图像,所以做手术的人能够眺望到从针尖位置沿深度方向大幅远离的范围。由此,如图 2 所示,在为了对目标物 TG 进行穿刺而迅速移动了针尖 NT 时,即使在比针尖 NT 朝向的目标物 TG 靠前的地方存在血管 VN,也基于在深度方向变大的关注区域 R011' 中的血流图像眺望到血管 VN 存在的范围,因此没有伤及血管 VN 之虞。

[0068] 此外,也可以不基于上述速度指标以及 / 或者加速度指标,参照移动量关系表来求出深度指标,而基于单位时间的针尖位置的移动量 L 以及 / 或者移动速度 V,根据函数 f 来求出血流的关注区域 R011、R011' 的深度方向上的长度 d。长度 d 作为每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及 / 或者移动速度 V 的函数 f,由下式 (2) 表示。

$$[0069] \quad d = f(L, V) \quad (2)$$

[0070] 其中,在此也对长度 d 设置上限值。关注区域设定部 113 在该动作中,当根据上式 (2) 求出的长度 d 例如超过预先决定的上限值时,输出上限值。由此,可防止帧速率 R1 小于下限值。

[0071] 收发控制部 114 受理超声波图像的关注区域 R012 及其帧速率 R2、以及血流图像的关注区域 R011、R011' 及其帧速率 R1,为了以时分方式进行 B 模式拍摄和多普勒模式拍摄,例如按照每当进行规定的多次 (例如,4 次) 多普勒模式拍摄便进行 1 次 B 模式拍摄的方式,对发送部 103 以及接收部 102 进行控制。

[0072] (B 模式图像处理部 104、多普勒图像处理部 106)

[0073] B 模式图像处理部 104 基于通过 B 模式拍摄而取得的波束信号,生成三维的超声波图像,并存储于 B 模式图像存储部 105。多普勒图像处理部 106 基于通过多普勒模式拍摄而取得的波束信号,生成三维的血流图像,并存储于多普勒图像存储部 107。

[0074] (穿刺引导线路生成部 115)

[0075] 穿刺引导线路生成部 115 受理由移动量等计算部 112 计算出的针尖位置的移动量以及针尖 NT 前行的方向 DR,来生成三维的超声波图像中的穿刺引导线路 GL,并存储于穿刺引导线路存储部 116。

[0076] (断面位置等设定部 117、断面图像处理部 108)

[0077] 图 5A 表示断面 A 中的三维的超声波图像,图 5B 表示断面 B 中的三维的超声波图像,图 5C 表示断面 C 中的三维的超声波图像,图 5D 是表示断面 A、断面 B、以及断面 C 的相互的位置关系的图,图 6 是表示超声波图像、断面 A、断面 B、以及断面 C 的相互的位置关系的图。这里,断面 C 是指与穿刺针 NL 前行的方向 DR (也是与穿刺引导线路 GL 正交的面) 正交的断面。另外,断面 A 是指与断面 C 正交并沿着宽度方向 (X 方向) 的断面。并且,断面 B 是指与断面 A 以及断面 C 正交的断面。图 5A 中表示了与针尖位置对应的关注区域 R011、R011'。另外,图 6 中表示了与穿刺针 NL 的轴正交的断面中作为从穿刺针 NL 的针尖位置远离了规定距离的断面的断面 C。

[0078] 断面位置等设定部 117 受理按单位时间求出的针尖 NT 在三维坐标上的位置以及由移动量等计算部 112 计算出的针尖 NT 前行的方向,来设定不显示断面图像的断面 (断面 C) 的位置、其角度 (相当于针尖前行的方向)、断面的数量 (这里为断面 A、断面 B、断面 C 这 3 个)、各断面的位置。其中,从针尖位置到断面 C 的位置为止距离通过用户的操作部

(未图示),例如作为 0mm ~ 20mm 中的任意的距离,被输入至断面位置等设定部 117。断面图像处理部 108 受理所设定的各断面的位置等,生成断面 A、断面 B 以及断面 C 中的断面图像,并存储于断面图像存储部 109。

[0079] (显示部 110)

[0080] 显示部 110 具有显示控制部,显示控制部使三维的血流图像重叠于三维的超声波图像,并且,使穿刺针 NL 的穿刺引导线路 GL 显示于显示器(未图示)(参照图 2)。并且,显示部 110 使显示器显示断面 A、断面 B 以及断面 C 中的断面图像(参照图 5D 以及图 6)。

[0081] (动作)

[0082] 接下来,参照图 5A ~ 图 5D 以及图 7 对构成超声波诊断装置的各部位的动作进行说明。

[0083] 在手术开始时,针尖位置取得部 111 取得针尖 NT 在三维的超声波图像的坐标上的位置,关注区域设定部 113 设定超声波图像的关注区域 R012(恒定)、帧速率 R2(恒定)、作为血流图像的关注区域 R011、R011' 的大小的深度指标(初始值:d3)、以及帧速率 R1(初始值:14fps)。收发控制部 114 基于包括这些信息的条件来控制发送部 103 以及接收部 102, B 模式图像处理部 104 基于所取得的接收波束生成三维的超声波图像,多普勒图像处理部 106 生成三维的血流图像。显示控制部(未图示)使三维的血流图像重叠于三维的超声波图像而显示到显示器。其中,这里对于基于针尖位置的移动量 L 等生成穿刺针 NL 的穿刺引导线路,并对其进行显示没有言及。

[0084] 图 7 是表示从术中的穿刺针 NL 的移动到断面图像的显示为止的各部的动作的时间图。其中,在手术中,基于超声波图像的关注区域 R012 的大小(恒定)以及其帧速率 R2(恒定)生成三维的超声波图像,生成的超声波图像被显示于显示器。在手术开始时,基于血流图像的关注区域 R011 的大小(初始值)以及帧速率 R1(初始值)生成三维的血流图像,生成的血流图像与超声波图像重叠被显示于显示器。

[0085] 以下,主要对重叠于三维的超声波图像来显示的三维的血流图像的生成以及其显示进行说明。

[0086] (位置、移动量等的计算)

[0087] 如图 7 所示,若在手术中移动了穿刺针 NL,则针尖位置取得部 111 基于移动量传感器以及通过传感器的检测结果,按单位时间求出针尖 NT 在三维坐标上的位置。并且,移动量等计算部 112 基于按单位时间求出的针尖 NT 在三维坐标上的位置,来计算每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及移动速度 V。

[0088] (关注区域 R011、R011' 的位置、大小设定)

[0089] 关注区域设定部 113 基于针尖 NT 在三维坐标上的位置、以及计算出的每单位时间的针尖位置的移动量 L 及 / 或移动速度 V,根据该速度指标以及加速度指标,参照图 4 所示的移动量关系表,来求出血流图像的关注区域的位置以及深度指标,并参照图 3 所示的速率关系表,来求出与深度指标对应的帧速率 R1,将血流图像的关注区域 R011、R011' 的位置及大小、以及帧速率 R1 输出至收发控制部 114。

[0090] 因此,血流图像的关注区域 R011、R011' 的大小(深度方向上的长度 d)成为与由关注区域设定部 113 计算出的每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及 / 或者移动速度 V 对应的长度。

[0091] 根据由移动量等计算部 112 计算出的结果,例如在速度指标为 2、加速度指标为 1 时,关注区域设定部 113 参照移动量关系表,求出与速度指标以及加速度指标对应的深度指标 d_3 ,并且,参照速率关系表,求出与深度指标 d_3 对应的帧速率 R_1 即 14fps。

[0092] (波束发送、波束接收)

[0093] 收发控制部 114 受理血流图像的关注区域 R_{011} 的位置及大小、以及帧速率 R_1 ,来求出收发条件,通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,来进行超声波波束的发送和反射波的接收(多普勒模式拍摄)。此外,收发控制部 114 受理超声波图像的关注区域 R_{012} 的大小、以及帧速率 R_1 ,来求出收发条件,通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,来进行超声波波束的发送和反射波的接收(B 模式拍摄)。如上所述,B 模式拍摄和多普勒模式拍摄被以时分方式进行。

[0094] (超声波图像生成、血流图像生成、坐标对照等)

[0095] B 模式图像处理部 104 基于通过 B 模式拍摄而取得的波束信号,来生成三维的超声波图像。多普勒图像处理部 106 基于通过多普勒模式拍摄而取得的波束信号,来生成三维的血流图像。显示控制部(未图示)对照三维的血流图像以及三维的超声波图像的坐标,使与针尖位置对应的关注区域 R_{011} 中的血流图像重叠于超声波图像来进行显示。图 5A 示出血流图像的关注区域 R_{011} ,并且示出对在关注区域 R_{011} 的上端配置的针尖位置进行表示的标记 M。

[0096] 接下来,根据由移动量等计算部 112 计算出的结果,例如在速度指标为 2、加速度指标为 3 时,关注区域设定部 113 参照移动量关系表,来求出与速度指标以及加速度指标对应的深度指标 d_5 ,并且,参照速率关系表,来求出与深度指标 d_5 对应的帧速率 R_1 即 10fps。

[0097] 收发控制部 114 受理血流图像的关注区域 R_{011}' 的位置及大小、以及帧速率 R_1 ,来求出收发条件,通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,来进行超声波波束的发送和反射波的接收(多普勒模式拍摄)。此外,收发控制部 114 受理超声波图像的关注区域 R_{012} 的大小、以及帧速率 R_1 ,来求出收发条件,通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,来进行超声波波束的发送和反射波的接收(B 模式拍摄)。如上所述,B 模式拍摄与多普勒模式拍摄被以时分方式进行。

[0098] B 模式图像处理部 104 基于通过 B 模式拍摄而取得的波束信号,来生成三维的超声波图像。多普勒图像处理部 106 基于通过多普勒模式拍摄而取得的波束信号,来生成三维的血流图像。显示控制部(未图示)对照三维的血流图像以及三维的超声波图像的坐标,使与针尖位置对应的关注区域 R_{011}' 中的血流图像重叠于超声波图像来进行显示。图 2 中根据速度指标以及加速度指标,表示了长度 d 不同的血流图像的关注区域 R_{011} 、 R_{011}' 。其中,为了简化附图,在图 2 中省略了对在关注区域 R_{011}' 的上端配置的针尖位置进行表示的标记 M(参照图 5A),另外,为了比较关注区域 R_{011} 、 R_{011}' 的大小,在关注区域 R_{011}' 中用虚线表示关注区域 R_{011} 。

[0099] (断面图像生成)

[0100] 其中,断面图像处理部 108 受理针尖位置,生成断面 A、断面 B 以及断面 C 中的断面图像。显示控制部(未图示)使显示器显示各断面图像(参照图 5A ~ 图 5C)。并且,如图 5A 所示,断面图像处理部 108 求出断面 A 上的断面 C 的位置 PC,显示控制部使断面 C 的位置 PC 重叠于断面 A 中的断面图像来进行显示。

[0101] 由于显示了断面图像（特别是断面C中的断面图像），所以能够视觉确认处于从针尖沿深度方向离开了规定距离的位置（即断面C的位置）的对象（根据情况为血管）。并且，由于使断面C的位置显示于其他的断面（断面A或断面B），所以能够在显示于其他断面的断面C的位置目测从针尖到断面C为止的距离。

[0102] 此外，断面图像处理部108也可以生成在从针尖位置沿深度方向（Y方向）离开了预先决定的距离的位置处的、与穿刺针NL前行的方向DR（也是与穿刺引导线路GL正交的面）正交的面投影了比该面的位置位于深度方向的血流图像的投影图像，显示控制部使投影图像进行显示。由此，能够视觉确认在针尖NT的周边从针尖沿深度方向存在的1个或者多个对象（图5A所示的血管VN）。

[0103] <第二实施方式>

[0104] 参照各图对第二实施方式的超声波诊断装置进行说明。在第二实施方式中，主要针对与第一实施方式的超声波诊断装置不同的构成进行说明，对于相同的构成，有时省略其说明。

[0105] 图8是表示从穿刺针NL的移动到断面图像的显示为止的各部的动作的时间图。

[0106] 在第一实施方式中，针尖位置取得部111按单位时间取得针尖在坐标上的位置。移动量等计算部112基于取得的针尖位置来计算每单位时间的针尖位置的移动量L以及移动速度V，关注区域设定部113在手术中，每当通过针尖位置取得部111取得针尖位置时，便按照血流图像的关注区域R011的上边缘部（近似去头锥状的血流图像的关注区域中的头部）成为针尖位置的方式，将具有与每单位时间的针尖位置的移动量L以及/或者移动速度V对应的深度方向上的长度d的血流图像的关注区域R011设定在与针尖位置对应的位置。

[0107] 与此相对，在第二实施方式中，如图8所示，超声波诊断装置不具有移动量等计算部112。关注区域设定部113在手术中，每当通过针尖位置取得部111取得针尖位置时，便求出包括针尖位置在内沿着针尖的移动方向（穿刺引导线路）的血流图像的关注区域R011，将与针尖位置对应的血流图像的关注区域R011送至收发控制部114。由此，所设定的关注区域R011包括针尖位置、即关注区域R011的上边缘部（近似去头锥状的血流图像的关注区域中的头部）成为针尖位置（参照图9A）。在第二实施方式中，关注区域设定部113根据针尖位置来变更血流图像的关注区域R011的位置，但血流图像的关注区域R011的大小（长度d、w、u）不根据每单位时间的针尖位置的移动量L以及/或者移动速度V而变更，是恒定的。

[0108] 图9A是断面A中的三维的超声波图像。如图9A所示，显示控制部（未图示）使显示器显示血流图像的关注区域R011、以及用于识别针尖位置的标记M。标记M被显示在血流图像的关注区域R011的上端部的位置。

[0109] 由于血流图像的关注区域R011移动至与针尖位置对应的位置，所以显示比针尖位置位于深度方向的对象，做手术的人能够视觉确认在所显示的对象中是否含有血管VN（参照图9A）。

[0110] 图9A是断面A中的三维的超声波图像，图9B是断面B中的三维的超声波图像，图9C是断面C中的三维的超声波图像，图9D是表示超声波图像、断面A、断面B、以及断面C的相互的位置关系的图。

[0111] 如图 9A ~ 图 9D 所示, 在第二实施方式中, 断面图像处理部 108 也生成断面 A、断面 B 以及断面 C 中的断面图像, 显示部 110 使断面 A、断面 B 以及断面 C 中的断面图像显示于显示器。

[0112] 在上述实施方式中, 使血流图像重叠于超声波图像进行显示, 但也可以使血流图像重叠于形态图像 (CT 图像或者 MRI 图像) 来进行显示。其中, 此时与血流图像一同显示用于识别针尖位置的标记 M。由此, 在形态图像上实时显示血管与针尖的位置关系, 能够准确地掌握在针尖行进的前方是否正有血管经过。

[0113] 另外, 在上述实施方式中, 为了容易一同视觉确认关注区域 R011、R012, 所以显示控制部 (未图示) 使三维的血流图像重叠于三维的超声波图像来进行显示, 但并不限于此。例如, 显示控制部也可以使二维或者三维的血流图像重叠于二维的超声波图像来进行显示。由此, 即使穿刺针 NL 的针尖从二维的超声波图像脱离, 也能够通过二维或者三维的血流图像视觉确认在针尖的周边是否存在血管。并且, 显示控制部也可以使二维的血流图像重叠于三维的超声波图像来进行显示。由此, 例如若穿刺针 NL 前行的方向 DR 与二维 XY 的平面平行, 则能够通过二维的血流图像视觉确认在针尖行进的前方是否有血管。并且, 由于相对于三维的血流图像, 二维的血流图像的帧速率维持得较高, 所以血流图像被实时显示。

[0114] 并且, 在上述实施方式中, 表示了从针尖位置到断面 C 的位置为止的距离例如被决定为 0mm ~ 20mm 中的任意的距离, 所决定的位置处的断面 C 的断面图像被显示的情况, 但并不限于此。断面位置等设定部 117 例如如 0mm、5mm、10mm、15mm、20mm 那样阶段性决定从针尖位置到断面 C 的位置为止的距离, 断面图像处理部 108 生成阶段性决定的距离的各位置处的断面 C 的断面图像, 显示控制部使显示器选择性显示各位置处的断面 C 的断面图像的 1 个或者多个。由此, 做手术的人通过按照使针尖 NT 向深度方向移动时的移动量, 向断面位置等设定部 117 输入所希望的距离, 能够选择适合于做手术的人的位置处的断面 C 的断面图像。另外, 通过进行了两个以上断面图像的显示, 例如在血管图像不被显示于距离为 5mm 的位置处的断面 C 的断面图像, 而被显示于距离为 15mm 的位置处的断面 C 的断面图像时, 做手术的人知晓可使针尖 NT 向深度方向移动约 10mm。

[0115] <第三实施方式>

[0116] 对第三实施方式的超声波诊断装置进行说明。在第三实施方式中, 主要对与第一实施方式的超声波诊断装置不同的构成进行说明, 对于相同的构成有时省略其说明。

[0117] 图 10 是表示第三实施方式的超声波诊断装置的构成的构成框图。第三实施方式的超声波诊断装置取代第一实施方式中的血流图像生成部 106A 而具有体图像生成部 118A。体图像生成部 118A 相当于技术方案中的关注区域图像生成部的一个例子。体图像生成部 118A 具有体图像处理部 118 以及体图像存储部 119。

[0118] 收发控制部 114 为了以时分方式进行 B 模式拍摄和体模式拍摄, 例如按照每当进行规定的多次 (例如, 4 次) 体模式拍摄时便进行 1 次 B 模式拍摄的方式对发送部 103 以及接收部 102 进行控制。

[0119] 收发控制部 114 在体模式拍摄中, 受理体图像的关注区域以及帧速率, 求出发送条件 (延迟时间、发送次数) 以及接收条件 (接收信道、各信道延迟量), 通过以这些条件对发送部 103 以及接收部 102 进行控制, 来按每一条扫描线进行规定的多次 (例如, 4 次) 的

超声波波束的发送和反射波的接收,以体图像的帧速率重复具有为了描绘关注区域中的三维的形态而需要的根数的扫描线的 1 个静止图像量的扫描。体图像相当于技术方案中的关注区域图像的一个例子。

[0120] 第三实施方式中的体图像的关注区域对应于图 2 所示的血流图像的关注区域 R011、R011'。另外,体图像的帧速率对应于第一实施方式中的帧速率 R1。

[0121] 收发控制部 114 受理超声波图像的关注区域 R012 及其帧速率 R2、以及血流图像的关注区域 R011、R011' 及其帧速率 R1,为了以时分方式进行 B 模式拍摄和体模式拍摄,例如按照每当进行规定的多次(例如,4 次)体模式拍摄便进行 1 次 B 模式拍摄的方式对发送部 103 以及接收部 102 进行控制。

[0122] 体图像处理部 118 基于通过体模式拍摄而取得的波束信号,生成体图像,并存储于体图像存储部 119。

[0123] 接下来,参照图 11 对构成第三实施方式的各部位的动作进行说明。

[0124] 在手术的开始时,针尖位置取得部 111 取得针尖 NT 在三维的超声波图像的坐标上的位置,关注区域设定部 113 设定超声波图像的关注区域 R012(恒定)、帧速率 R2(恒定)、作为血流图像的关注区域 R011、R011' 的大小的深度指标(初始值:d3)、以及帧速率 R1(初始值:14fps)。收发控制部 114 基于包含这些信息的条件来控制发送部 103 以及接收部 102, B 模式图像处理部 104 基于所取得的接收波束来生成三维的超声波图像,体图像处理部 118 生成体图像。

[0125] 图 11 是表示术中的从穿刺针 NL 的移动到断面图像的显示为止的各部的动作的时间图。其中,在手术中,基于超声波图像的关注区域 R012 的大小(恒定)以及其帧速率 R2(恒定)来生成三维的超声波图像,生成的超声波图像被显示于显示器。在手术开始时,基于体图像的关注区域 R011 的大小(初始值)以及帧速率 R1(初始值)生成体图像,生成的体图像重叠于超声波图像被显示到显示器。

[0126] 关注区域设定部 113 基于针尖 NT 在三维坐标上的位置、以及计算出的每单位时间的针尖位置的移动量 L 及 / 或移动速度 V,根据该速度指标以及加速度指标,参照图 4 所示的移动量关系表,来求出体图像的关注区域的位置以及深度指标,并参照图 3 所示的速率关系表,来求出与深度指标对应的帧速率 R1,将体图像的关注区域 R011、R011' 的位置及大小、以及帧速率 R1 输出至收发控制部 114。

[0127] 因此,体图像的关注区域 R011、R011' 的大小(深度方向上的长度 d)成为与由关注区域设定部 113 计算出的每单位时间的针尖位置的移动量 L 以及 / 或者移动速度 V 对应的长度。

[0128] 收发控制部 114 受理血流图像的关注区域 R011 的位置及大小、以及帧速率 R1,来求出收发条件,通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,来进行超声波波束的发送和反射波的接收(体模式拍摄)。此外,收发控制部 114 受理超声波图像的关注区域 R012 的大小、以及帧速率 R1,来求出收发条件,通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制,来进行超声波波束的发送和反射波的接收(B 模式拍摄)。如上所述,B 模式拍摄和体模式拍摄被以时分方式进行。

[0129] B 模式图像处理部 104 基于通过 B 模式拍摄而取得的波束信号,来生成三维的超声波图像。体图像处理部 118 基于通过体模式拍摄而取得的波束信号,来生成体图像。

[0130] 收发控制部 114 受理血流图像的关注区域 R011' 的位置及大小、以及帧速率 R1, 来求出收发条件, 通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制, 来进行超声波波束的发送和反射波的接收 (体模式拍摄)。此外, 收发控制部 114 受理超声波图像的关注区域 R012 的大小、以及帧速率 R1, 来求出收发条件, 通过对发送部 103 以及接收部 102 进行控制, 来进行超声波波束的发送和反射波的接收 (B 模式拍摄)。如上所述, B 模式拍摄和体模式拍摄被以时分方式进行。

[0131] B 模式图像处理部 104 基于通过 B 模式拍摄而取得的波束信号, 来生成三维的超声波图像。体图像处理部 118 基于通过体模式拍摄而取得的波束信号, 来生成体图像。显示控制部 (未图示) 对照体图像以及三维的超声波图像的坐标, 使与针尖位置对应的关注区域 R011' 中的体图像重叠于超声波图像来进行显示。

[0132] 根据以上叙述的至少一个实施方式的超声波诊断装置, 能够在超声波 (回波) 引导下的穿刺术中维持高帧速率, 实时显示血流图像或者体图像, 能够消除使手术医治拖长的因素, 对做手术的人不造成负担。

[0133] 对本发明的几个实施方式进行了说明, 这些实施方式只是例示, 并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, 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与包含于发明的范围及主旨同样地包含在权利要求所记载的发明和其等同的范围中。

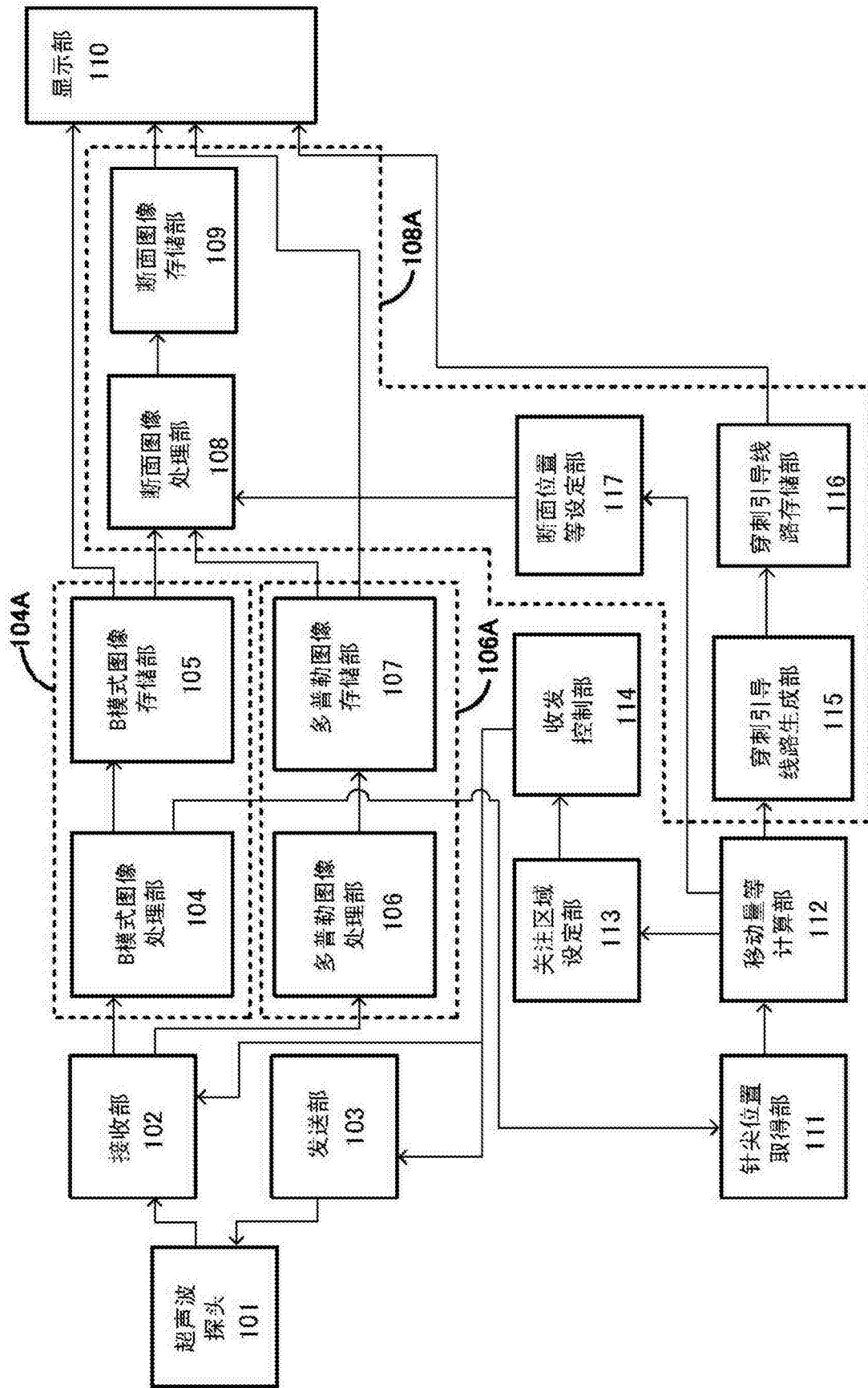


图 1

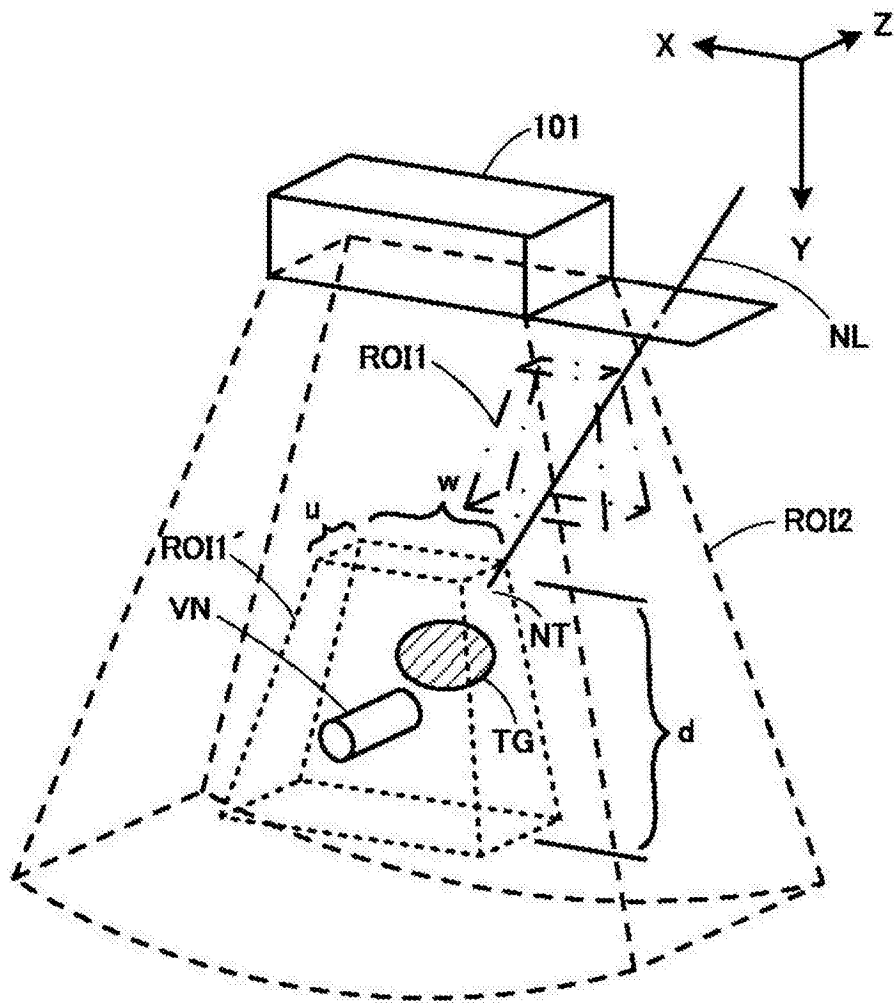


图 2

深度指标	帧速率 [fps]
d0	20
d1	18
d2	16
d3	14
d4	12
d5	10

图 3

速度指标 加速度指标	0	1	2	3
0	d0	d1	d2	d3
1	d1	d2	d3	d4
2	d2	d3	d4	d5
3	d3	d4	d5	d5

图 4

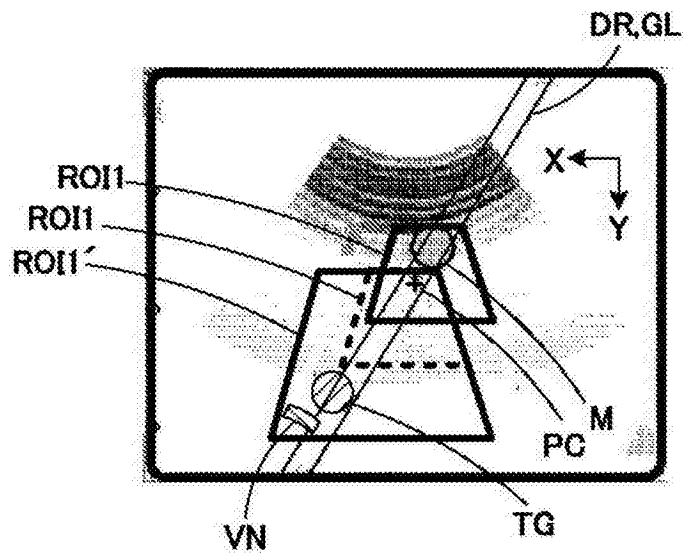


图 5A

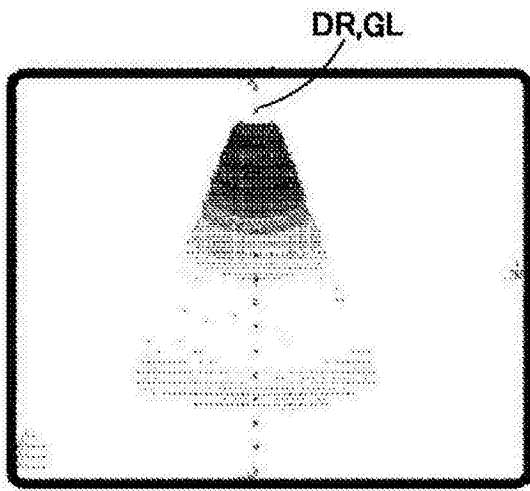


图 5B

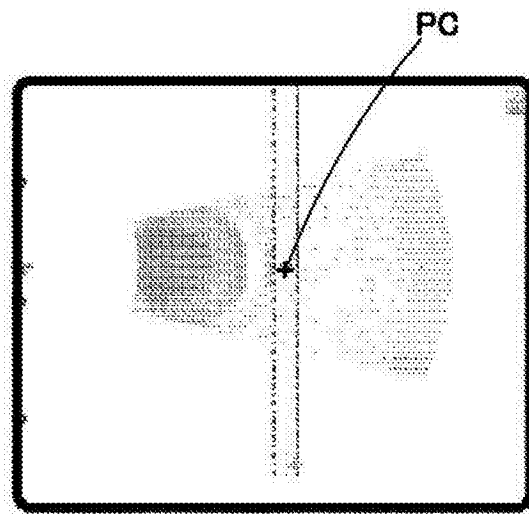


图 5C

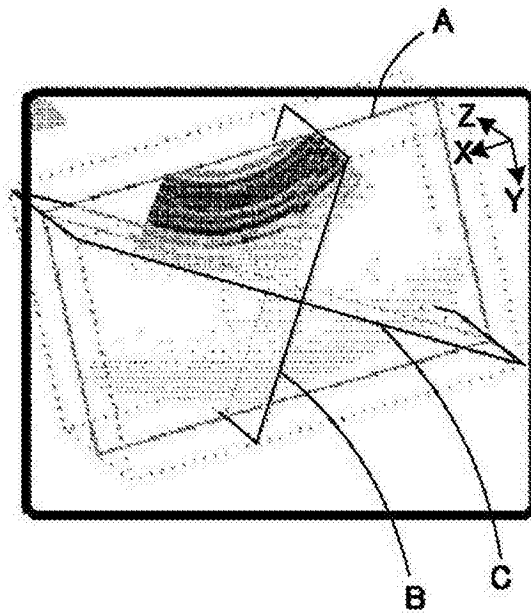


图 5D

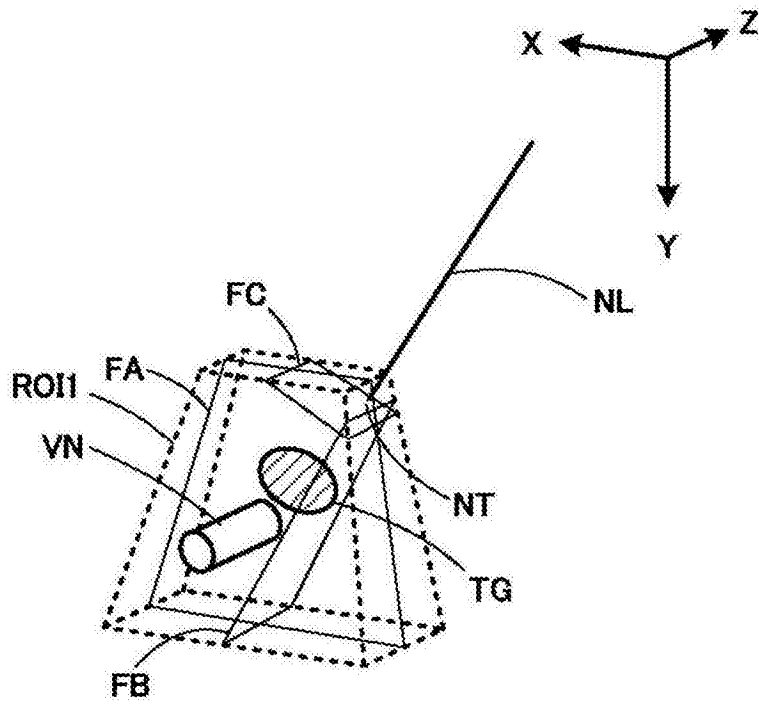


图 6

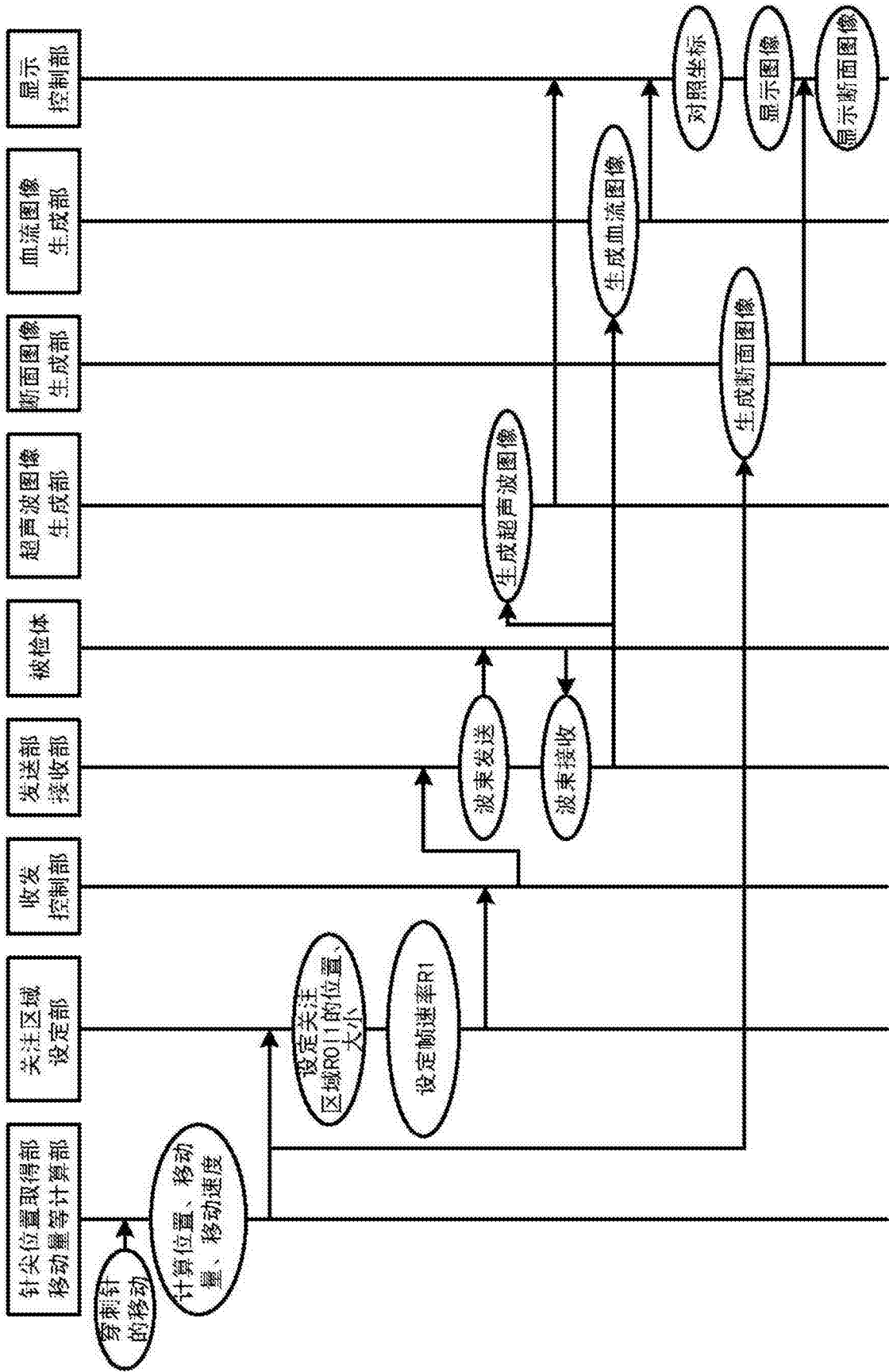


图 7

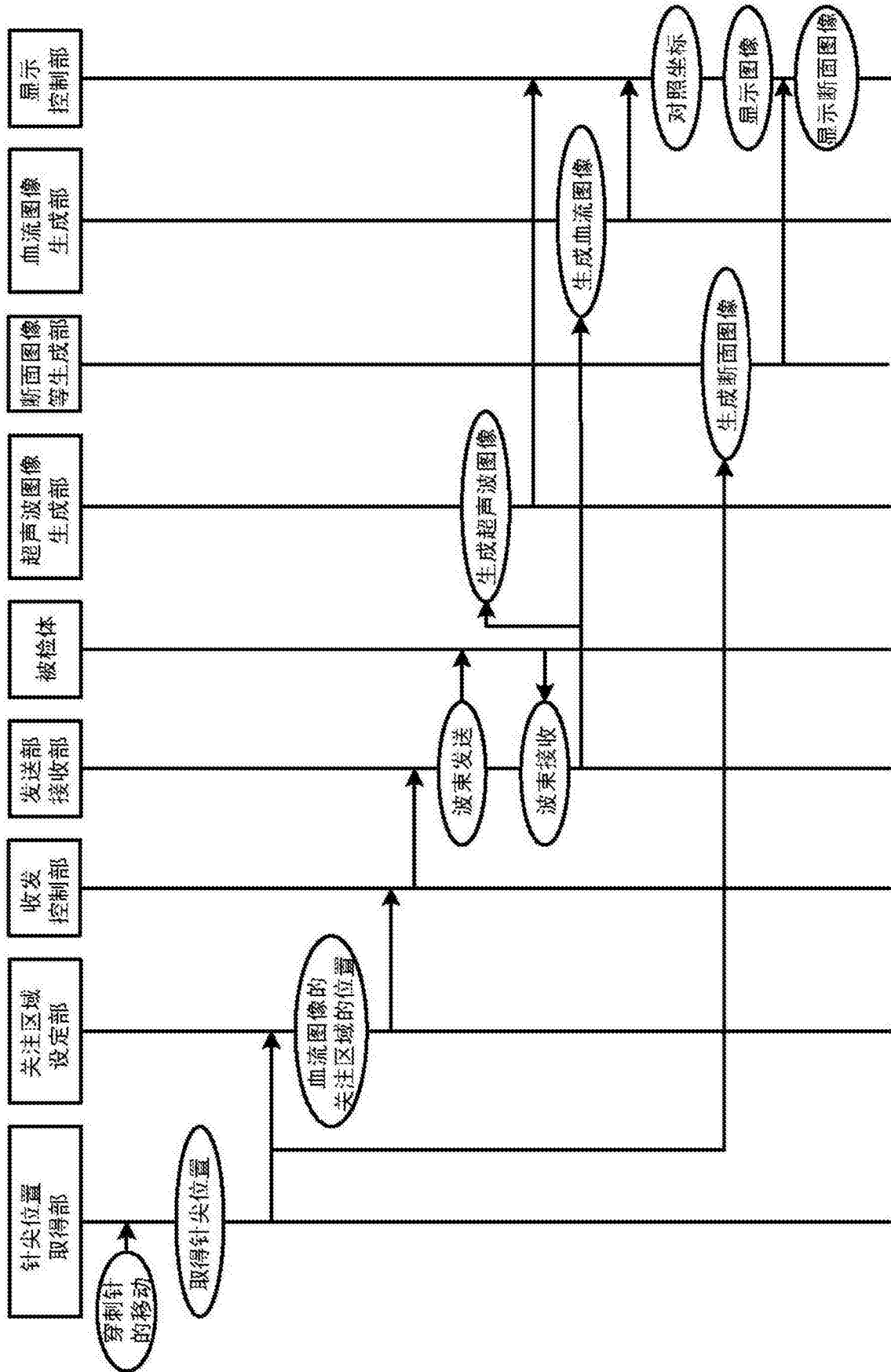


图 8

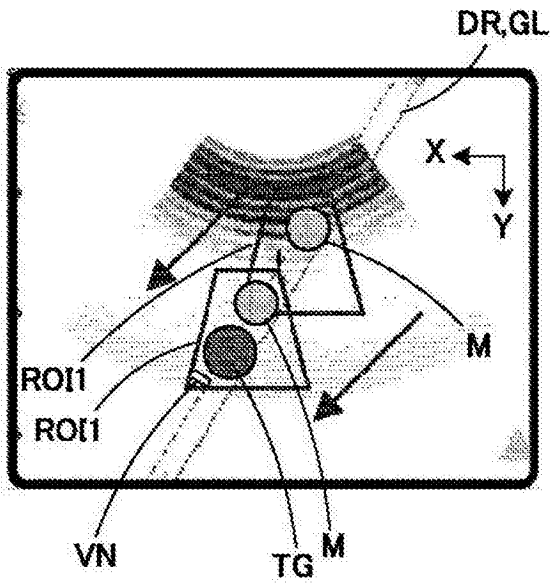


图 9A

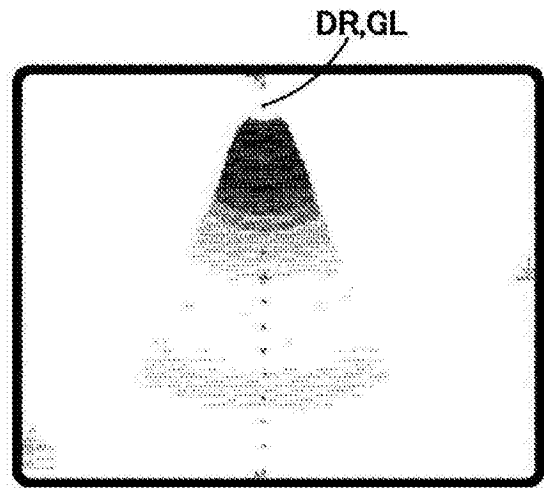


图 9B

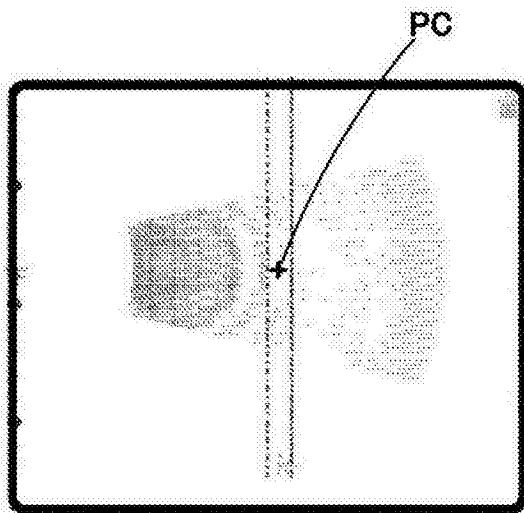


图 9C

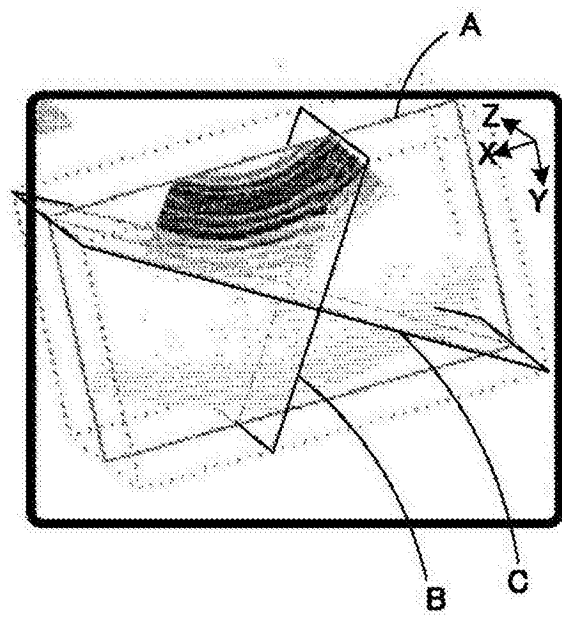


图 9D

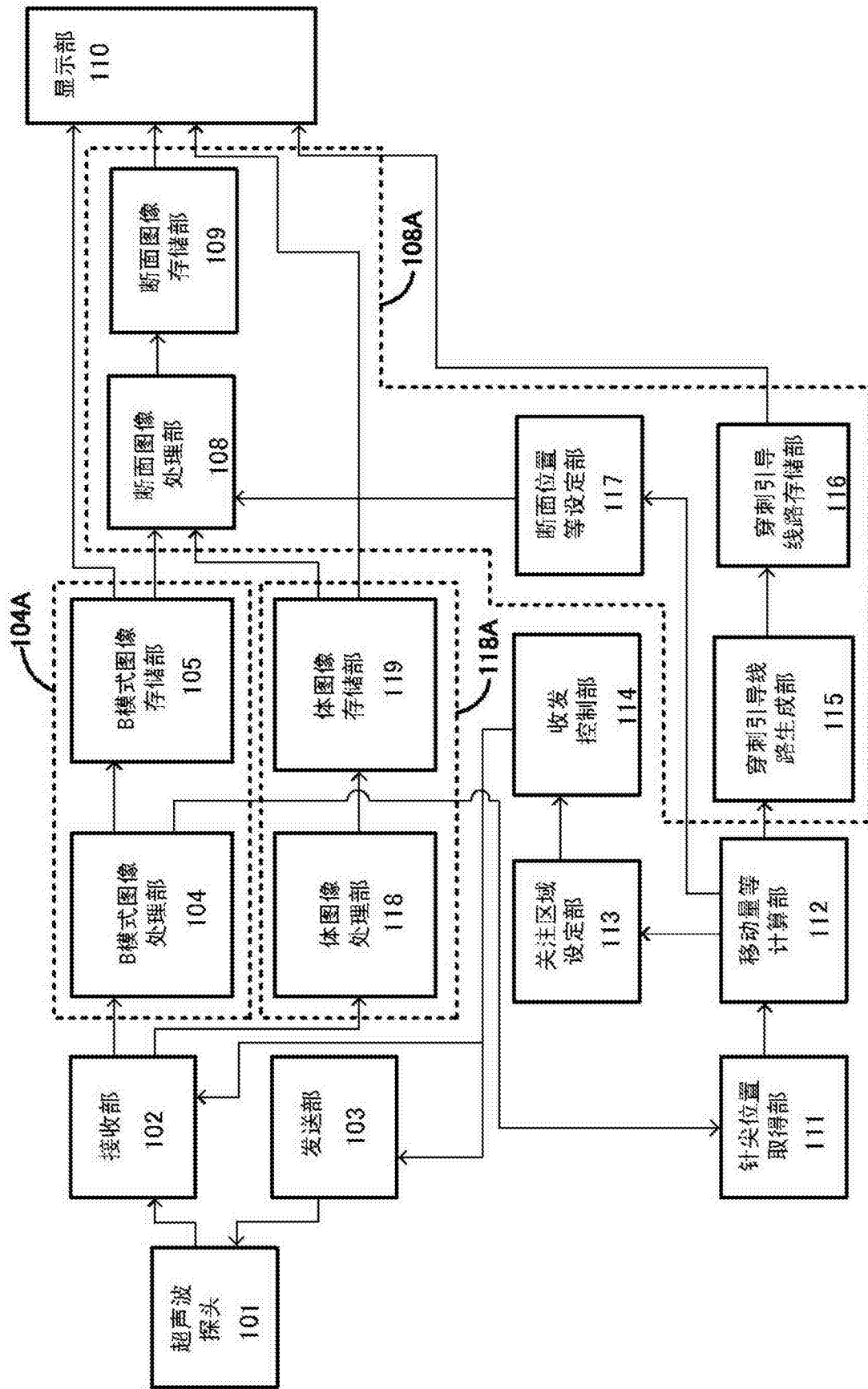


图 10

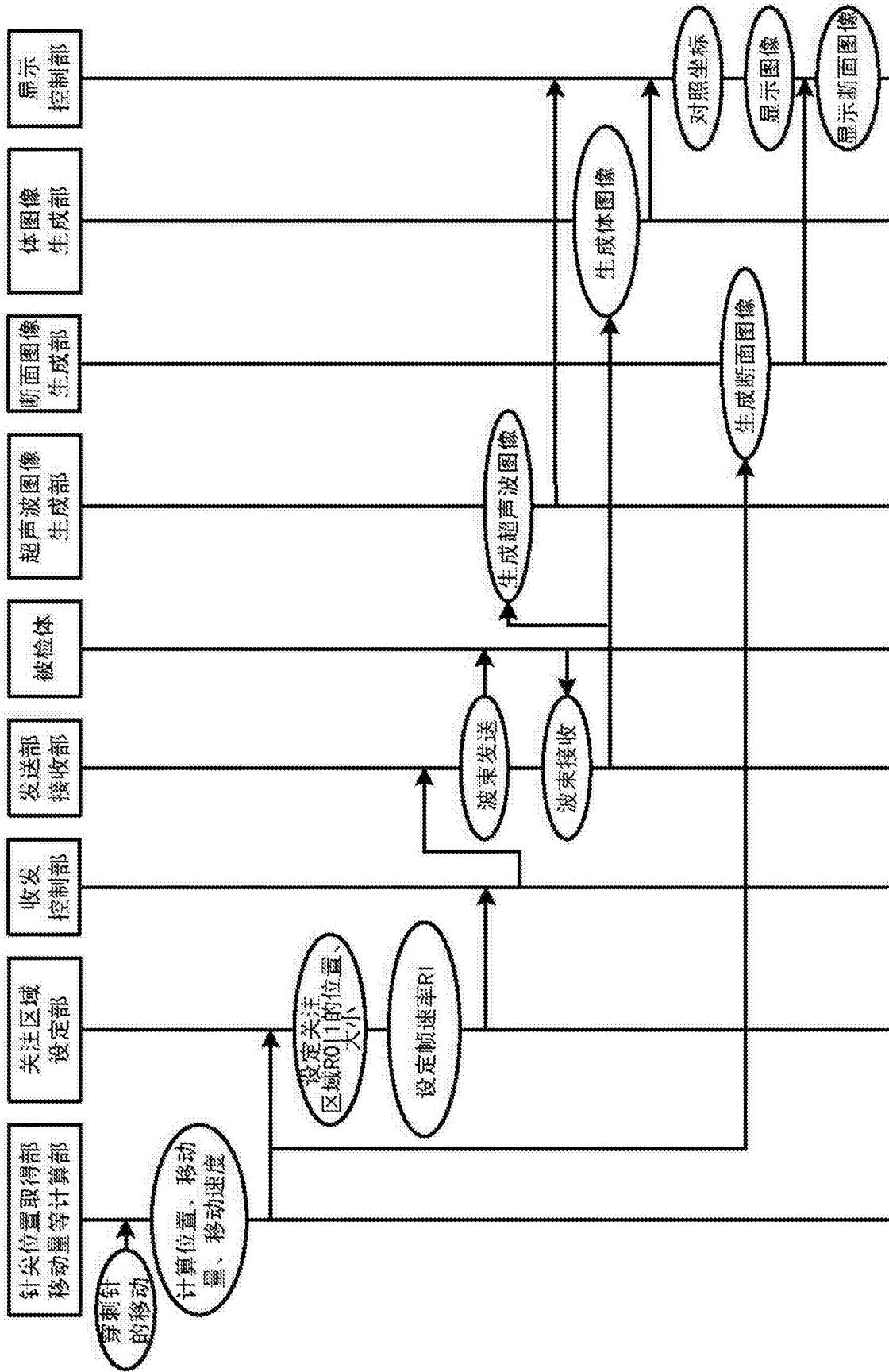


图 11

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105640589A	公开(公告)日	2016-06-08
申请号	CN201510848958.0	申请日	2015-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	森川浩一 内海勋 岩间信行 平野亨 本乡宏信 福尾悠平		
发明人	森川浩一 内海勋 岩间信行 平野亨 本乡宏信 福尾悠平		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	徐冰冰 黄剑锋		
优先权	2014240791 2014-11-28 JP 2015192326 2015-09-29 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。能够在超声波引导下的穿刺术中维持高帧速率、实时显示血流图像或者体图像，消除使手术医治拖长的因素，对做手术的人不造成负担。超声波诊断装置具有发送部、接收部、针尖位置取得部、关注区域设定部、关注区域图像生成部及显示控制部。发送部一边对穿刺了穿刺针的被检体发送超声波束一边扫描。接收部接收从被检体反射的信号。针尖位置取得部逐次取得穿刺针的针尖位置。关注区域设定部至少设定针尖位置的刺入方向上的关注区域。关注区域图像生成部根据针尖位置取得部逐次取得的针尖位置，基于接收到的信号生成关注区域中的关注区域图像。显示控制部显示关注区域图像生成部生成的关注区域图像。

