



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105142528 B

(45)授权公告日 2018.06.08

(21)申请号 201480016662.6

(22)申请日 2014.03.17

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105142528 A

(43)申请公布日 2015.12.09

(30)优先权数据
2013-055510 2013.03.18 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.09.18

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/057126 2014.03.17

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/148428 JA 2014.09.25

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社
地址 日本栃木

(72)发明人 黑岩幸治 中田一人 长野玄
宇南山宪一 深泽雄志 望月史生

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038
代理人 许海兰

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

(56)对比文件
JP 特开2009-89736 A,2009.04.30,
JP 特开2009-89736 A,2009.04.30,
US 5476097 A,1995.12.19,
JP H11-299785 A,1999.11.02,
CN 1608592 A,2005.04.27,
WO 2006/059668 A1,2006.06.08,

审查员 卢晓萍

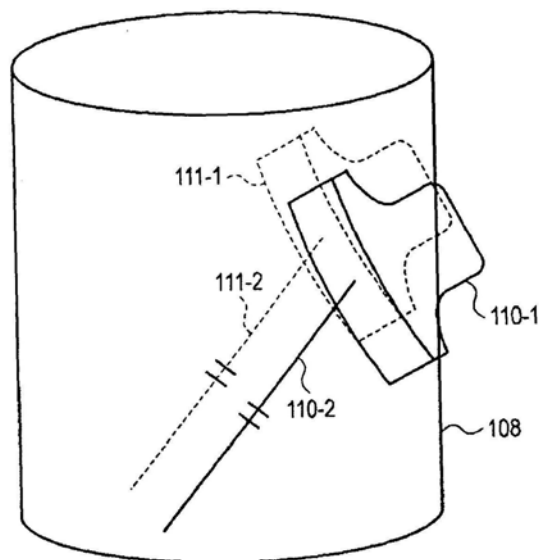
权利要求书2页 说明书14页 附图8页

(54)发明名称

超声波诊断装置

(57)摘要

提高血流速度的测量的再现性。位置信息转换部(9)将过去相对于被检体进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的位置信息转换成规定的坐标系中的第1位置信息,将当前相对于该被检体进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的位置信息转换成上述规定的坐标系中的第2位置信息。显示部(8)根据第1位置信息和第2位置信息对表示过去进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的第1标记和表示当前进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的第2标记进行定位并显示。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于包括:

转换部,将相对于被检体的过去的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的位置信息转换成规定的坐标系中的第1位置信息,将相对于上述被检体的当前的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的位置信息转换成上述规定的坐标系中的第2位置信息;

显示控制部,基于上述第1位置信息和上述第2位置信息,对表示上述过去的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的第1标记和表示上述当前的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的第2标记进行定位并显示;

导向数据生成部,根据过去的多普勒测量时的扫描线的角度及对该扫描线设定的距离门的深度和当前的多普勒测量时的扫描线的角度及对该扫描线设定的距离门的深度生成导向数据;和

存储部,存储上述过去的多普勒测量时的扫描线的角度以及上述距离门的深度,

上述显示控制部提供用于使由上述存储部存储的上述过去的超声波扫描时的上述扫描线的角度以及上述距离门的深度和上述当前的超声波扫描时的上述扫描线的角度以及上述距离门的深度一致的信息。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述存储部还存储与上述被检体相关的体数据,

上述规定的坐标系是规定上述体数据的坐标系。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述显示控制部将上述第1标记和上述第2标记重叠于基于上述体数据的图像并将其显示。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描线的角度包含于上述扫描位置的位置信息内,

上述第1标记是模拟了上述过去的超声波扫描时的扫描线的过去的扫描线导向标记,

上述第2标记是模拟了上述当前的超声波扫描时的扫描线的当前的扫描线导向标记,

上述显示控制部基于上述过去的超声波扫描时的扫描位置的位置信息和上述当前的超声波扫描时的扫描位置的位置信息,将上述过去的扫描线导向标记和上述当前的扫描线导向标记进行角度匹配并将其显示。

5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描线的角度以及上述距离门的深度包含于上述扫描位置的位置信息内,

上述第1标记是模拟了上述过去的超声波扫描时的扫描线的过去的扫描线导向标记和模拟了上述过去的超声波扫描时的距离门的过去的距离门导向标记,

上述第2标记是模拟了上述当前的超声波扫描时的扫描线的当前的扫描线导向标记和模拟了上述当前的超声波扫描时的距离门的当前的距离门导向标记,

上述显示控制部基于上述过去的超声波扫描时的扫描位置的位置信息和上述当前的超声波扫描时的扫描位置的位置信息,将上述过去的扫描线导向标记和上述当前的扫描线导向标记进行角度匹配并将其显示,将上述过去的距离门导向标记和上述当前的距离门导向标记进行深度的匹配并将其显示。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述扫描位置的位置信息包含彩色多普勒测量中的关心区域的位置信息,

上述第1标记是模拟了上述过去的超声波扫描时的关心区域的过去的关心区域导向标记,

上述第2标记是模拟了上述当前的超声波扫描时的关心区域的当前的关心区域导向标记,

上述显示控制部基于上述过去的超声波扫描时的扫描位置的位置信息和上述当前的超声波扫描时的扫描位置的位置信息,将上述过去的关心区域导向标记和上述当前的关心区域导向标记进行位置匹配并将其显示。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述第1标记包含模拟了上述过去的超声波扫描时的超声波探头的过去的探头导向标记和模拟了上述过去的超声波扫描时的扫描区域的过去的扫描区域导向标记,

上述第2标记包含模拟了上述当前的超声波扫描时的超声波探头的当前的探头导向标记和模拟了上述当前的超声波扫描时的扫描区域的当前的扫描区域导向标记,

上述显示控制部显示上述过去的探头导向标记、上述过去的扫描区域导向标记、上述当前的探头导向标记以及上述当前的扫描区域导向标记。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述超声波探头的位置信息包含上述超声波探头的位置和朝向,

上述第1标记是模拟了上述过去的超声波扫描时的超声波探头的第1导向标记,

上述第2标记是模拟了上述当前的超声波扫描时的超声波探头的第2导向标记,

上述显示控制部基于上述过去的超声波扫描时的超声波探头的位置信息和上述当前的超声波扫描时的超声波探头的位置信息,将上述第1导向标记和上述第2导向标记进行位置和朝向的匹配并将其显示。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:与上述第2标记以及上述第1标记一起,上述显示控制部还显示从上述第2标记朝向上述第1标记的箭头状的标记。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

一致率计算部,计算上述第1位置信息与上述第2位置信息的一致率,

上述显示控制部显示上述一致率。

11. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于还包括:

判定部,判定上述第1位置信息和上述第2位置信息是否一致;和

控制部,当由上述判定部判定为一致的情况下,经由上述超声波探头开始超声波扫描。

12. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述体数据是从图像服务器转送的数据。

13. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述显示控制部显示上述过去的超声波扫描时收集到的多普勒频谱图像和上述当前的超声波扫描时收集到的多普勒频谱图像。

14. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:上述显示控制部显示基于上述过去的超声波扫描时测量到的血流速度的值和基于上述当前的超声波扫描时测量到的血流速度的值。

超声波诊断装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置。

背景技术

[0002] 在非侵入地对患者的体内组织的状态进行成像的超声波诊断装置的功能之一中，存在测量在患者的血管内流动的血液的速度（血流速度）的功能。通常，通过该功能测量到的血流速度用于生成表示血管内的血流速度的分布的彩色多普勒图像或表示血流速度的历时变化的多普勒频谱图像。这些图像例如在进行血流速度的过程观察时或诊断手术前后血流速度的变化时参照。

[0003] 在上述的血流速度的测量中，血流速度根据被发送接收的超声波的频率的变化量和超声波的发送接收方向相对于血流方向的角度来计算。通过血流反射并被接收的超声波的频率与血流的移动相匹配地接受多普勒位移，并向高于或低于所发送的超声波的频率的频率接受位移。该频移量依存于血流的移动速度。另一方面，超声波的发送接收方向相对于血流方向的角度依存于向患者按压的超声波探头的位置以及角度和由超声波探头发送接收的发送接收波束的角度。从而，所计算出的血流速度较大地依存于血流方向与由超声波探头发送接收到的发送接收波束所成的角度。

[0004] 现有技术文献

[0005] 专利文献

[0006] 专利文献1：日本特开2011-110182号公报

发明内容

[0007] 然而，列举过程观察为例，在每次进行观察时极其难以以与初次观察时完全相同的位置以及角度来按压超声波探头，难以执行充分确保再现性的血流速度的测量。

[0008] 实施方式的目的在于提供一种能够提高血流速度的测量的再现性的超声波诊断装置。

[0009] 本实施方式所涉及的超声波诊断装置具备：转换部，将相对于被检体的过去的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的位置信息转换成规定的坐标系中的第1位置信息，将相对于上述被检体的当前的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的位置信息转换成上述规定的坐标系中的第2位置信息；和显示控制部，基于上述第1位置信息和上述第2位置信息，对表示上述过去的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的第1标记和表示上述当前的超声波扫描时的超声波探头与扫描位置的至少一方的第2标记进行定位并显示。

[0010] 提高血流速度测量的再现性。

附图说明

[0011] 图1是实施方式中的超声波诊断装置的框图。

- [0012] 图2是实施方式中的B模式图像所示的剖面的概略图。
- [0013] 图3是由实施方式中的位置信息取得部取得的位置信息的概念图。
- [0014] 图4是实施方式中的初次过程观察时的流程图。
- [0015] 图5是实施方式中的第2次以后的过程观察的流程图。
- [0016] 图6是基于实施方式中的位置信息转换部的位置信息的转换的概念图。
- [0017] 图7A是实施方式中的B模式图像的概略图。
- [0018] 图7B是实施方式中的体图像的概略图。
- [0019] 图8是实施方式中的当前导向标记与目标导向标记的概略图。
- [0020] 图9是实施方式中的多普勒频谱图像的概略图。
- [0021] 图10是实施方式中的B模式图像的概略图。
- [0022] 符号说明
- [0023] 1…中央运算处理部、2…发送接收控制部、3…发送部、4…超声波探头、5…接收部、6…信号处理部、7…存储部、8…显示部、9…位置信息转换部、10…导向数据生成部、11…操作部、100…超声波诊断装置、101…距离门标记、102…B模式图像、103…超声波探头深度方向、104…振子排列方向、105…发送波束前进方向、106…位置信息取得部坐标系、107…体数据坐标系、108…体图像、109、110…当前导向标记、111…目标导向标记、112a、112b…多普勒频谱图像、200…图像服务器、201…位置传感器、202…位置信息取得部、203…磁场产生部

具体实施方式

- [0024] 以下,针对本发明的实施方式,参照附图进行说明。
- [0025] 首先,使用图1的框图说明本实施方式中的超声波诊断装置100的结构。
- [0026] 本实施方式中的超声波诊断装置100具备中央运算处理部1、发送接收控制部2、发送部3、超声波探头4、接收部5、信号处理部6、存储部7、显示部8、位置信息转换部9、导向数据生成部10、以及操作部11。另外,超声波诊断装置100为了经由网络进行数据的发送接收而与图像服务器200连接。
- [0027] 在此,针对本实施方式的概略进行说明。位置信息转换部9将过去相对于被检体进行超声波扫描时的超声波探头与扫描区域的至少一方的位置信息转换成规定的坐标系中的第1位置信息。另外,位置信息转换部9将当前相对于该被检体进行超声波扫描时的超声波探头与扫描区域的至少一方的位置信息转换成上述规定的坐标系中的第2位置信息。本实施方式所涉及的超声波扫描还能够适用于B模式、彩色多普勒、以及多普勒频谱模式的任何种类。在B模式的情况下,扫描区域被设定为二维空间(扫描面)或三维空间(扫描容积)。在彩色多普勒的情况下,扫描区域被设定为扫描面或扫描容积所包含的关心区域。在多普勒频谱模式的情况下,扫描区域被设定为扫描面或扫描容积所包含的单一的扫描线。显示部8根据第1位置信息和第2位置信息对表示过去进行超声波扫描时的超声波探头与扫描区域的至少一方的第1标记和表示当前进行超声波扫描时的超声波探头与扫描区域的至少一方的第2标记进行定位并显示。
- [0028] 以下,针对本实施方式的结构详细地进行说明。
- [0029] 以后,设所谓控制数据是指超声波探头4生成超声波发送波束所需的数据。具体而

言,控制数据是包含用于使对超声波探头4所具有的振子赋予的驱动脉冲延迟的延迟时间信息的数据。

[0030] 当由操作部11指示生成B模式数据时,中央运算处理部1生成用于生成B模式数据的控制数据,并将所生成的用于生成B模式数据的控制数据向发送接收控制部2转送。当由操作部11指示生成彩色多普勒数据时,中央运算处理部1生成用于生成由操作部11指定的范围的彩色多普勒数据的控制数据,并将所生成的用于生成彩色多普勒数据的控制数据向发送接收控制部2转送。当由操作部11指示生成多普勒频谱数据时,中央运算处理部1生成用于生成由操作部11指定的位置的多普勒频谱数据的控制数据,并将所生成的用于生成多普勒频谱数据的控制数据向发送接收控制部2转送。另外,在本实施方式中,针对通过由脉冲多普勒法进行采样来生成多普勒频谱数据的情况进行说明。

[0031] 中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的过去进行扫描时的B模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的、由现场扫描当前正在取得的B模式数据、彩色多普勒数据、以及多普勒频谱数据向显示部8转送。

[0032] 中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将三维地描绘出的X射线CT图像、MRI图像、超声波图像等医用图像的数据(体数据)从图像服务器200向存储部7转送并存储。中央运算处理部1作为显示控制部来发挥作用。例如,中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的体数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的体数据向位置信息转换部9转送。

[0033] 中央运算处理部1将由位置信息取得部202取得的、过去进行扫描时的超声波探头4的位置信息存储于存储部7。中央运算处理部1将与由位置信息取得部202取得的当前的超声波探头4在实际空间上的位置对应的超声波探头4的位置信息存储于存储部7。中央运算处理部1将存储于存储部7的超声波探头4的位置信息向位置信息转换部9转送。中央运算处理部1将存储于存储部7的超声波探头4的位置信息向导向数据生成部10转送。另外,针对超声波探头4的位置信息的细节后述。

[0034] 中央运算处理部1通过显示控制部的功能,将导向数据生成部10所生成的后述的导向数据向显示部8转送。

[0035] 当由操作部11在过去的扫描时间点指示生成多普勒频谱数据时,中央运算处理部1将用于使发送波束相对于通过操作部11指示生成多普勒频谱数据的位置进行聚焦的发送角度以及聚焦距离存储于存储部7。中央运算处理部1将存储于存储部7的发送角度、聚焦距离的信息向导向数据生成部10转送。

[0036] 图2是各扫描区域的概略图。虚线的箭头A表示超声波探头深度方向103。超声波探头深度方向103是与通过表示发送波束的发送基台的基准点O的振子排列面P1正交的方向。基准点O与B模式中的发送振子的开口中心点一致。为了简化,以后针对基准点O是超声波探头4的前端的中心的情况进行说明。

[0037] 在进行超声波扫描时,方向103被配置为超声波探头4相对于患者成垂直的方向。双重链线的箭头B是振子的排列方向(振子排列方向104)。在B模式中,扫描面102被设定为扫描区域。扫描面102的位置信息例如由扫描面的倾斜角和扫描角来规定。倾斜角被规定为扫描面相对于通过基准点O并与振子排列面P1正交的法线的角度。扫描角被规定为扫描面

的两端的扫描线L1的交叉角。在多普勒频谱模式中,扫描面102内的扫描线105上的距离门101被设定为扫描区域。距离门101在与扫描面102相关的B模式图像中,通过由两条平行线表现的标记(距离门标记)来表示。实线的箭头C表示与扫描线105对应的发送波束的前进方向。距离门101的位置信息被规定为扫描线105的发送角度 Θ 和距离门101的深度(聚焦距离)D。扫描线的发送角度 Θ 被规定为扫描线相对于A方向的角度。聚焦距离D被规定为距离与方向C相关的距离门101的振子排列面P1的距离。在彩色多普勒模式中,扫描面102内的关心区域300被设定为扫描区域。关心区域300的位置信息被规定为关心区域300的两端的扫描线L2的发送角度。另外,作为关心区域300的位置信息,也可以包含来自关心区域300的振子排列面P1的距离(深度)。

[0038] 中央运算处理部1使规定的操作画面显示在显示部8上。

[0039] 发送接收控制部2具备未图示的存储器等存储装置,使从中央运算处理部1转送来的控制数据存储于该存储装置。发送接收控制部2以规定的时间间隔重复产生脉冲信号。以后,设该规定的时间间隔为一个时间单位,称为速率。另外,将发送接收控制部2以速率单位产生的脉冲信号称为速率脉冲。如果通过产生速率脉冲来开始一个速率,则发送接收控制部2将存储于上述的存储装置的控制数据中,该速率所涉及的控制数据向发送部3以及接收部5发送。

[0040] 发送部3将基于从发送接收控制部2接收到的控制数据的驱动脉冲向超声波探头4的振子发送。

[0041] 超声波探头4例如是具备一维地排列多个的未图示的振子的凸型的探头。当从发送部3接收驱动脉冲后,各振子产生超声波,当接收由患者的体内组织反射的反射波后,产生回波信号。由振子产生的回波信号被发送到接收部5。另外,在超声波探头4上安装位置传感器201。位置传感器201例如检测磁场产生部203所产生的磁场的强度,并将表示检测到的磁场的强度的信息向位置信息取得部202发送。位置信息取得部202根据从位置传感器201接收到的磁场的强度信息,取得与以磁场产生部203为基准的实际空间的坐标系对应的三维磁场空间的坐标系中的超声波探头4的坐标、超声波探头4的旋转方向的角度、超声波探头4的深度方向(旋转轴方向)的角度等位置信息。

[0042] 图3是由位置信息取得部202取得的位置信息的概念图。如图3所示,位置信息取得部202例如属于由磁场产生部203产生的三维磁场空间的坐标系。以后,将该坐标系称为位置信息取得部坐标系106,由通过x轴、y轴、z轴构成的坐标系(x,y,z)来表示。如图3所示,超声波探头4向箭头E所示的方向旋转,与该旋转的轴一致的超声波探头4的深度方向向箭头F所示的方向旋转。在本实施方式中,位置信息取得部202例如设作为位置信息取得部坐标系106中的超声波探头4的前端的中心的点O的坐标为超声波探头4的坐标,设超声波探头深度方向103与x轴正方向所成的角度为超声波探头4的深度方向的角度,设振子排列方向104与y轴正方向所成的角度为超声波探头4的旋转方向的角度,取得位置信息。另外,根据该位置信息和扫描区域的位置信息,唯一地决定扫描区域的绝对位置。例如,根据超声波探头4的位置信息和前述的发送角度以及聚焦距离,唯一地决定距离门101的绝对位置以及朝向。

[0043] 接收部5放大来自超声波探头4的回波信号的信号强度,进行基于控制数据的整相相加处理。实施了整相相加处理的回波信号被发送到信号处理部6。

[0044] 信号处理部6对从接收部5发送来的回波信号进行与扫描模式对应的信号处理,向

存储部7发送处理后的信号。扫描模式在B模式的情况下、彩色多普勒模式的情况下、以及多普勒频谱模式的情况下,信号处理部6所进行的信号处理的内容如以下那样不同。

[0045] 在B模式的情况下,信号处理部6对来自接收部5的回波信号实施包络线检波处理以及对数压缩处理,生成接收信号。信号处理部6根据用于生成B模式数据的所有的控制数据所涉及的接收信号生成B模式数据。信号处理部6将所生成的B模式数据向存储部7发送。

[0046] 在彩色多普勒模式的情况下,信号处理部6对来自接收部5的回波信号实施自相关法等频析,来检测回波信号所包含的频移分量。信号处理部6将检测到的频移分量作为多普勒信号来取得。信号处理部6根据用于生成彩色多普勒数据的所有的控制数据,生成由操作部11指定的关心区域的彩色多普勒数据。信号处理部6将所生成的彩色多普勒数据向存储部7发送。

[0047] 在多普勒频谱模式的情况下,信号处理部6对来自接收部5的回波信号,实施高速傅里叶转换法等频析,检测回波信号所包含的频移的变化分量。信号处理部6将检测到的频移的变化分量作为多普勒信号来取得。信号处理部6根据用于生成多普勒频谱数据的控制数据,生成由操作部11指定的位置的多普勒频谱数据。信号处理部6将所生成的多普勒频谱数据向存储部7发送。

[0048] 存储部7存储由信号处理部6接收到的B模式数据、彩色多普勒数据、以及多普勒频谱数据。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,将所存储的B模式数据、彩色多普勒数据、以及多普勒频谱数据向显示部8转送。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,存储从图像服务器200转送来的体数据。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,将所存储的体数据向显示部8转送。存储部7将自身所存储的体数据向位置信息转换部9转送。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,存储与位置信息取得部202所取得的体数据建立关联的、过去进行多普勒测量时的超声波探头4的位置信息。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,存储位置信息取得部202所取得的当前正在测量的多普勒测量时的超声波探头4的位置信息。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,将位置信息取得部202所取得的位置信息向位置信息转换部9转送。存储部7存储被转换成从位置信息转换部9转送来的体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4的位置信息。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,将被转换成从位置信息转换部9转送来的体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4的位置信息向导向数据生成部10转送。存储部7按照来自中央运算处理部1的指示,存储过去进行扫描时指示生成多普勒频谱数据时的发送角度以及聚焦距离。

[0049] 显示部8按照来自中央运算处理部1的指示,显示规定的操作画面。显示部8按照来自中央运算处理部1的指示,将从存储部7转送来的B模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据、以及体数据显示为图像。显示部8按照来自中央运算处理部1的指示,将从导向数据生成部10转送来的导向数据显示为体图像。

[0050] 位置信息转换部9将从存储部7转送的三维磁场空间的坐标系中的过去进行扫描时的超声波探头4的位置信息转换成从存储部7转送来的体数据的坐标系中的位置信息。位置信息转换部9将从存储部7转送的三维磁场空间的坐标系中的由现场扫描当前正在取得的超声波探头4的位置信息转换成从存储部7转送来的体数据的坐标系中的位置信息。位置信息转换部9将转换成体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4的位置信息再次向存储部7转送。另外,位置信息转换部9将转换成体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4

的位置信息向导向数据生成部10转送。另外,针对位置信息转换部9的细节将在后叙述。

[0051] 导向数据生成部10根据被转换成从位置信息转换部9转送的体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4的位置信息来生成导向数据。另外,导向数据生成部10根据被转换成从存储部7转送来的体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4的位置信息、从存储部7转送来的发送角度、以及聚焦距离来生成导向数据。导向数据生成部10根据被转换成从位置信息转换部9转送来的体数据的坐标系中的位置信息的超声波探头4的位置信息、从存储部7转送来的发送角度、以及聚焦距离,生成导向数据。导向数据生成部10按照来自中央运算处理部1的指示,将所生成的导向数据向显示部8转送。另外,针对导向数据的细节将在后叙述。

[0052] 操作部11例如是轨迹球、键盘、与显示部8成为一体的触摸屏,操作者经由操作部11,进行显示在显示部8上的规定的操作画面的操作。

[0053] 接着,使用图4和图5所示的流程图说明本实施方式中的超声波诊断装置100的动作。另外,使用图4和图5说明的本实施方式的动作假定进行患者的血流速度的过程观察的情况,图4是初次过程观察的流程图,图5是第2次以后的过程观察的流程图。另外,在本实施方式中,例如位置信息取得部202不断取得超声波探头的位置信息,中央运算处理部1将由位置信息取得部202取得的超声波探头4的位置信息随时存储在存储部7中。以下,将超声波探头4的位置信息称为探头位置信息。

[0054] 首先,使用图4的流程图说明初次过程观察时的流程。

[0055] 在步骤S1中,操作者开始诊断。

[0056] 在步骤S2中,操作者经由操作部11指示中央运算处理部1从图像服务器200取得包含进行过程观察的位置的体数据。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将包含进行过程观察的位置的体数据从图像服务器200向存储部7转送,存储于存储部7。或者,在计划性地存在诊断安排时,还能够在开始诊断前预先从图像服务器200转送患者的体数据。

[0057] 在步骤S3中,操作者经由操作部11,指示中央运算处理部1生成B模式数据。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,生成用于生成B模式数据的控制数据,并将所生成的用于生成B模式数据的控制数据向发送接收控制部2转送。发送接收控制部2使从中央运算处理部1转送的用于生成B模式数据的控制数据存储于该存储装置。如果通过产生速率脉冲来开始一个速率,则发送接收控制部2将存储于上述的存储装置的用于生成B模式数据的控制数据中,该速率所涉及的控制数据向发送部3发送。发送部3将基于从发送接收控制部2接收到的控制数据的驱动脉冲向超声波探头4的振子发送。如果从发送部3接收驱动脉冲,则超声波探头4的振子产生超声波,如果接收由患者的体内组织反射的反射波,则产生回波信号。振子将所产生的回波信号向接收部5发送。如果接收部5接收回波信号,则使回波信号的信号强度放大,进行基于控制数据的整相相加处理。接收部5将整相相加处理结束后的回波信号向信号处理部6发送。信号处理部6对该回波信号实施包络线检波处理、对数压缩处理,生成接收信号。信号处理部6根据用于生成B模式数据的所有的控制数据所涉及的接收信号生成B模式数据,并将所生成的B模式数据向存储部7发送。存储部7存储从信号处理部6接收到的B模式数据。操作者经由操作部11指示中央运算处理部1将存储于存储部7的B模式数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的B模式数据向显示部8转送。显示部8将从存储部7转送来的B模式数据显示为B模式图像。

[0058] 在步骤S4中,操作者为了使存储于存储部7的体数据显示在显示部8上,经由操作部11对中央运算处理部1进行指示。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的体数据向显示部8转送。显示部8按照来自中央运算处理部1的指示,显示基于从存储部7转送来的体数据的显示图像。以下,将基于体数据的显示图像称为体图像。体图像通过中央运算处理部1对体数据实施三维图像处理来生成。作为三维图像处理,能够列举体绘制、面绘制、MPR (multi-planar reconstruction)、CPR (curved planer reconstruction)、以及投影处理。

[0059] 在步骤S5中,操作者为了将探头位置信息转换成体数据的坐标系,经由操作部11对中央运算处理部1进行指示。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的体数据向位置信息转换部9转送。另外,中央运算处理部1随时将存储于存储部7的探头位置信息向位置信息转换部9转送。位置信息转换部9将从存储部7转送来的探头位置信息转换成从存储部7转送来的体数据的坐标系中的位置信息。位置信息转换部9将在体数据坐标系中标记出的探头位置信息向导向数据生成部10转送。

[0060] 图6是基于位置信息转换部9的位置信息的转换的概念图。如图6所示,例如,体数据的坐标系(体数据坐标系107)是由X轴、Y轴、以及Z轴来表现的XYZ正交坐标系(X,Y,Z)。设体数据坐标系107是使位置信息取得部坐标系106在x轴方向只移动+a,在y轴方向只移动+b,在z轴方向只移动+c的坐标系。另外,设位置信息取得部坐标系106中的基准点0的坐标为(x0,y0,z0)。此时,体数据坐标系107中的基准点0的坐标被转换成(x0-a,y0-b,z0-c)。另外,在上述例子中,体数据坐标系107不是使位置信息取得部坐标系106旋转的坐标系,因此,在超声波探头深度方向103、振子排列方向104没有变化。另外,当体数据坐标系107是使位置信息取得部坐标系106旋转的坐标系的情况下也同样地转换。

[0061] 在步骤S6中,导向数据生成部10生成表示在体数据坐标系107中标记出的当前的探头位置信息的导向数据。导向数据生成部10将该导向数据向显示部8转送。显示部8将表示探头位置信息的导向数据在体图像中显示为导向标记。以下,将表示探头位置信息的导向标记称为探头标记。

[0062] 图7A是显示于显示部8的B模式图像102的概略图。图7B是显示于显示部8的体图像108的概略图。如图7A以及图7B所示,在体图像108中显示表示超声波探头4的当前的位置信息的探头标记109。显示部8根据与该探头标记109相关的探头位置信息对探头标记109和体图像108进行定位并显示。在此,为了使操作者清晰地掌握当前的B模式的扫描面的位置,显示部8也可以将表示扫描面的标记S相对于探头标记109进行定位并显示。以下,将表示扫描面的标记S称为扫描面标记S。扫描面标记S的显示位置以及朝向根据超声波探头4的当前的位置信息和B模式的扫描面的位置信息来确定。扫描面标记S的显示位置以及朝向与实际收集到,并立即显示的B模式图像102的剖面的空间位置以及朝向一致。探头标记109和扫描面标记S重叠于体图像108来显示即可。为了能够清晰地掌握探头标记109和扫描面标记S相对于体内的位置以及朝向,显示部8对体图像108所包含的体表部分配合适的透明度,显示体图像108即可。另外,探头标记109的位置以及朝向根据位置信息取得部202所取得的位置信息随时更新。

[0063] 在步骤S7中,如果操作者确认在B模式图像102的扫描区域内包含进行彩色多普勒扫描的对象,则经由操作部11,从显示于显示部8的B模式图像102中指定生成彩色多普勒数

据的范围,并指示中央运算处理部1生成彩色多普勒数据。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,生成用于生成由操作部11指定的范围的彩色多普勒数据的控制数据,并将所生成的用于生成彩色多普勒数据的控制数据向发送部3转送。发送接收控制部2使从中央运算处理部1转送来的用于生成彩色多普勒数据的控制数据存储于该存储装置。如果通过产生速率脉冲来开始一个速率,则发送接收控制部2将存储于上述的存储装置的用于生成彩色多普勒数据的控制数据中,该速率所涉及的控制数据向发送部3发送。发送部3将基于从发送接收控制部2接收到的控制数据的驱动脉冲向超声波探头4的振子发送。如果从发送部3接收驱动脉冲,则超声波探头4的振子产生超声波,如果接收由患者的体内组织反射的反射波,则产生回波信号。振子将所产生的回波信号向接收部5发送。如果接收部5接收回波信号,则使回波信号的信号强度放大,进行基于控制数据的整相相加处理。接收部5将整相相加处理结束后的回波信号向信号处理部6发送。作为该回波信号的频析,信号处理部6使用自相关法检测在回波信号中产生的频移。信号处理部6将检测到的频移作为多普勒信号来取得。信号处理部6根据用于生成彩色多普勒数据的所有的控制数据生成由操作部11指定的范围的彩色多普勒数据,并将所生成的彩色多普勒数据向存储部7发送。存储部7存储从信号处理部6接收到的彩色多普勒数据。操作者经由操作部11指示中央运算处理部1,将存储于存储部7的彩色多普勒数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的彩色多普勒数据向显示部8转送。显示部8将从存储部7转送的彩色多普勒数据作为彩色多普勒图像重叠于B模式图像102来显示。

[0064] 在步骤S8中,如果操作者确认在彩色多普勒图像的扫描区域内包含进行多普勒频谱测量的对象,则经由操作部11,从显示于显示部8的彩色多普勒图像中指定生成多普勒频谱数据的位置,即,指定距离门的显示位置。中央运算处理部1使显示部8显示距离门标记。显示部8使所指定的显示位置显示距离门标记。中央运算处理部1计算用于发送波束向当前的超声波探头4的配置中的所指定的显示位置集束的发送角度以及聚焦距离。以下,将计算出的发送角度以及聚焦距离称为初次检查(过去的扫描)的发送角度以及聚焦距离。中央运算处理部1将初次检查的发送角度以及聚焦距离存储于存储部7。

[0065] 在步骤S9中,操作者指示中央运算处理部1生成多普勒频谱数据。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,生成用于生成由操作部11指定的位置的多普勒频谱数据的控制数据,并将所生成的用于生成多普勒频谱数据的控制数据向发送部3转送。发送接收控制部2将从中央运算处理部1转送的用于生成多普勒频谱数据的控制数据存储于该存储装置。如果通过产生速率脉冲来开始一个速率,则发送接收控制部2将存储于上述的存储装置的用于生成多普勒频谱数据的控制数据中,该速率所涉及的控制数据向发送部3发送。发送部3将基于从发送接收控制部2接收到的控制数据的驱动脉冲向超声波探头4的振子发送。如果从发送部3接收驱动脉冲,则超声波探头4的振子产生超声波,如果接收由患者的体内组织反射的反射波,则产生回波信号。振子将所产生的回波信号向接收部5发送。如果接收部5接收回波信号,则使回波信号的信号强度放大,进行基于控制数据的整相相加处理。接收部5将整相相加处理结束后的回波信号向信号处理部6发送。作为该回波信号的频析,信号处理部6使用高速傅里叶转换法检测在回波信号中产生的频移的变化。信号处理部6将检测到的频移的变化作为多普勒信号来取得。信号处理部6根据用于生成多普勒频谱数据的控制数据生成由操作部11指定的位置的多普勒频谱数据,并将所生成的多普勒频谱数据向存储

部7发送。存储部7存储从信号处理部6接收到的多普勒频谱数据。操作者经由操作部11指示中央运算处理部1,将存储于存储部7的多普勒频谱数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的多普勒频谱数据向显示部8转送。显示部8将从存储部7转送来的多普勒频谱数据显示为多普勒频谱图像。

[0066] 在步骤S10中,如果操作者结束观察多普勒频谱图像,则中央运算处理部1将操作者经由操作部11指示中央运算处理部1生成多普勒频谱数据时存储于存储部7的探头位置信息向位置信息转换部9转送。位置信息转换部9将从存储部7转送来的探头位置信息转换成体数据坐标系中的位置信息。以下将在步骤S10中生成的体数据坐标系标记出的探头位置信息称为探头位置信息。位置信息转换部9将初次检查的探头位置信息向存储部7转送。存储部7存储从位置信息转换部9转送来的初次检查的探头位置信息。

[0067] 在步骤S11中,操作者结束诊断。

[0068] 接着,针对图5所示的第2次过程观察以后的流程进行说明。在第2次以后的过程观察中,设操作者针对与进行初次的多普勒频谱测量的位置相同的位置进行多普勒频谱测量。

[0069] 在步骤S12中,操作者开始诊断。

[0070] 在步骤S13中,操作者经由操作部11,指示中央运算处理部1生成B模式数据。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,生成用于生成B模式数据的控制数据,并将所生成的用于生成B模式数据的控制数据向发送接收控制部2转送。发送接收控制部2将从中央运算处理部1转送的用于生成B模式数据的控制数据存储于该存储装置。如果通过产生速率脉冲来开始一个速率,则发送接收控制部2将存储于上述的存储装置的用于生成B模式数据的控制数据中,该速率所涉及的控制数据向发送部3发送。发送部3将基于从发送接收控制部2接收到的控制数据的驱动脉冲向超声波探头4的振子发送。如果从发送部3接收驱动脉冲,则超声波探头4的振子产生超声波,如果接收由患者的体内组织反射的反射波,则产生回波信号。振子将所产生的回波信号向接收部5发送。如果接收部5接收回波信号,则使回波信号的信号强度放大,进行基于控制数据的整相相加处理。接收部5将整相相加处理结束后的回波信号向信号处理部6发送。信号处理部6对该回波信号实施包络线检波处理、对数压缩处理,生成接收信号。信号处理部6根据用于生成B模式数据的所有的控制数据所涉及的接收信号生成B模式数据,并将所生成的B模式数据向存储部7发送。存储部7存储从信号处理部6接收到的B模式数据。操作者经由操作部11指示中央运算处理部1将存储于存储部7的B模式数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的B模式数据向显示部8转送。显示部8将从存储部7转送来的B模式数据显示为B模式图像。

[0071] 在步骤S14中,作为规定的操作画面,中央运算处理部1例如使存储于存储部7的图像数据的列表显示于显示部8。操作者从该列表中,经由操作部11选择在初次过程观察时存储于存储部7的体数据。中央运算处理部1将由操作者选择的体数据从存储部7向显示部8转送。显示部8按照来自中央运算处理部1的指示,显示基于从存储部7转送来的体数据的体图像。

[0072] 在步骤S15中,操作者为了将当前的探头位置信息转换成体数据的坐标系,经由操作部11对中央运算处理部1进行指示。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,首先,将存储于存储部7的体数据向位置信息转换部9转送。中央运算处理部1随时将存储于存储部7

的当前的探头位置信息向位置信息转换部9转送。位置信息转换部9将从存储部7转送来的探头位置信息转换成从存储部7转送来的体数据的坐标系中的位置信息。位置信息转换部9将在体数据坐标系中标记出的探头位置信息向导向数据生成部10转送。

[0073] 在步骤S16中,中央运算处理部1将在步骤S10中存储于存储部7的初次检查的探头位置信息和在步骤S8中存储于存储部7的初次检查的发送角度以及聚焦距离的信息向导向数据生成部10转送。

[0074] 在步骤S17中,导向数据生成部10根据当前的探头位置信息和初次检查的发送角度以及聚焦距离来生成导向数据。以下将该导向数据称为当前导向数据。另外,导向数据生成部10根据初次检查的探头位置信息和初次检查的发送角度以及聚焦距离来生成导向数据。该初次检查所涉及的导向数据作为表示第2次以后的过程观察中的超声波探头4以及距离门的目标位置的数据来利用。以下,将该导向数据称为目标导向数据。导向数据生成部10将当前的导向数据和目标导向数据向显示部8转送。显示部8将当前的导向数据和目标导向数据显示为导向标记。

[0075] 图8是表示在步骤S17中显示于显示部8的导向标记的图。在步骤S17中,显示部8对与当前导向数据对应的当前导向标记110和与目标导向数据对应的目标导向标记111进行定位并显示。当前的导向标记110包含表示当前的超声波探头4的当前的探头标记110-1和表示初次检查的扫描线以及距离门的距离门导向标记110-2。目标导向标记111包含表示初次检查的超声波探头4的目标探头标记111-1和表示初次检查的扫描线以及距离门的目标距离门导向标记111-2。显示部8使当前探头标记110-1根据当前的探头位置信息,与当前的超声波探头4的位置以及朝向一致并显示在体图像108上。显示部8使当前的距离门导向标记110-2根据初次检查的发送角度以及聚焦距离,与初次检查的距离门的位置以及朝向一致并显示于体图像108。此时,显示部8使当前的距离门导向标记110-2的基部与当前的探头标记110-1中的基准点0对应的位置一致。

[0076] 同样地,显示部8根据初次检查的探头位置信息,使目标探头标记111-1与初次检查的超声波探头4的位置以及朝向一致并显示于体图像108。显示部8根据初次检查的发送角度以及聚焦距离,使目标距离门导向标记111-2与初次检查的距离门的位置以及朝向一致并显示于体图像108。此时,显示部8使目标距离门导向标记111-2的基部与目标探头标记111-1中与基准点0对应的位置一致。为了能够清晰地掌握距离门标记110-2,111-2相对于体内的位置以及朝向,显示部8对体图像108所包含的体表部分配合适当的透明度,显示体图像108即可。另外,显示部8为了容易识别当前导向标记110和目标导向标记111,以不同的形态显示即可。例如,显示部8以不同的颜色和线型来显示当前导向标记110和目标导向标记111,或者使一方闪烁显示即可。

[0077] 操作者以使显示于显示部8的当前导向标记110与目标导向标记111一致的方式,改变向患者按压的超声波探头4的位置以及朝向。另外,当前导向标记110的位置以及朝向根据位置信息取得部202所取得的位置信息随时更新。

[0078] 在步骤S18中,操作者操作超声波探头4,使当前导向标记110与目标导向标记111一致。

[0079] 在步骤S19中,如果使当前导向标记110与目标导向标记111一致,则中央运算处理部1对在步骤S8中存储于存储部7的发送角度以及聚焦距离设定距离门标记的位置,指示中

中央运算处理部1生成多普勒频谱数据。即,操作者通过移动超声波探头4,以使得当前导向标记110与目标导向标记111一致,从而自动地开始生成多普勒频谱数据。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,生成用于生成由操作部11指定的位置的多普勒频谱数据的控制数据,并将所生成的用于生成多普勒频谱数据的控制数据向发送部3转送。发送接收控制部2将从中央运算处理部1转送来的用于生成多普勒频谱数据的控制数据存储于该存储装置。如果通过产生速率脉冲来开始一个速率,则发送接收控制部2将存储于上述的存储装置的用于生成多普勒频谱数据的控制数据中,该速率所涉及的控制数据向发送部3发送。发送部3将基于从发送接收控制部2接收到的控制数据的驱动脉冲向超声波探头4的振子发送。如果从发送部3接收驱动脉冲,则超声波探头4的振子产生超声波,如果接收由患者的体内组织反射的反射波,则产生回波信号。振子将所产生的回波信号向接收部5发送。如果接收部5接收回波信号,则使回波信号的信号强度放大,进行基于控制数据的整相相加处理。接收部5将整相相加处理结束后的回波信号向信号处理部6发送。作为该回波信号的频析,信号处理部6使用高速傅里叶转换法检测在回波信号中生成的频移的变化。信号处理部6将检测到的频移的变化作为多普勒信号来取得。信号处理部6根据用于生成多普勒频谱数据的控制数据来生成由操作部11指定的位置的多普勒频谱数据,并将所生成的多普勒频谱数据向存储部7发送。存储部7存储从信号处理部6接收到的多普勒频谱数据。操作者经由操作部11指示中央运算处理部1,将存储于存储部7的多普勒频谱数据向显示部8转送。中央运算处理部1按照来自操作部11的指示,将存储于存储部7的多普勒频谱数据向显示部8转送。显示部8将从存储部7转送来的多普勒频谱数据显示为多普勒频谱图像。

[0080] 在步骤S20中,如果操作者进行的多普勒频谱的观察结束,则操作者结束诊断。

[0081] 如以上说明的那样,本实施方式中的超声波诊断装置100在显示于显示部8的体图像上,显示基于被随时更新的探头位置信息的当前导向标记110,另外,显示表示过去进行血流速度的测量时的探头位置信息的目标导向标记111。另外,操作者变更超声波探头4的位置以及朝向,以使得当前导向标记110与目标导向标记111一致。由此,能够使测量血流速度时的超声波探头4的位置与过去进行测量的位置相匹配。另外,本实施方式中的超声波诊断装置100除了上述之外,使用过去进行血流速度的测量时的发送角度以及聚焦距离来进行多普勒频谱数据的生成。由此,能够使超声波的发送接收方向相对于血流方向的角度通常与过去的角度相匹配,确保诊断的再现性。另外,本实施方式中的超声波诊断装置100能够通过使基于显示于显示部8的探头位置信息的导向标记一致的这样的简单的操作,来提高诊断的再现性。因此,根据本实施方式,能够进行不被操作者的技术左右的诊断。

[0082] 作为本实施方式的变形例,例如,除了在体图像上显示的目标导向标记111和当前导向标记110以外,也可以在目标导向标记111上显示表示用于使当前导向标记110一致的超声波探头4的移动方向的标记并进行导向。该标记例如是箭头状的标记,表示应该移动超声波探头4的方向。

[0083] 另外,也可以计算当前的探头位置信息和过去的诊断中的探头位置信息的一致率,并显示于显示部8。例如为了显示角度的一致率,如果当前的超声波探头深度方向103与振子排列方向104、和过去进行血流速度的测量时的超声波探头深度方向103与振子排列方向104相差180度,则设一致率为0%,如果一致则设一致率为100%。或者,为了显示距离的一致率,考虑以过去进行血流速度的测量时的超声波探头4中的点0的坐标为中心的半径为

R的球,当在该球的中心存在当前的超声波探头4中的点0的坐标时,即,当过去进行血流速度的测量时的超声波探头4中的点0的坐标与当前的超声波探头4中的点0的坐标一致时,设一致率为100%。另一方面,设在该球的球面上存在当前的超声波探头4中的点0的坐标时的一致率为0%。另外,当当前的超声波探头4中的点0的坐标处于该球之外时,不显示一致率。或者,也可以显示之前所述的角度的一致率与距离的一致率的各个。

[0084] 由此,操作者进一步在感觉上变更超声波探头4的位置,能够向过去的位置匹配。

[0085] 另外,除了基于在步骤S19中生成的多普勒频谱数据的图像之外,也可以将基于在步骤S9中,即,基于在初次过程观察中生成的多普勒频谱数据的图像进行排列显示并进行比较。

[0086] 图9是显示于显示部8的多普勒频谱图像的概略图。在显示部8上显示如上述那样基于在初次过程观察中生成的多普勒频谱数据的多普勒频谱图像112a和基于例如在第2次的过程观察中生成的多普勒频谱数据的多普勒频谱图像112b。

[0087] 除了上述以外,在显示部8上也可以显示在步骤S9和步骤S19中测量到的血流速度的最大值或平均值。

[0088] 由此,基于测量结果,能够确认超声波探头4的位置以及朝向是否与初次过程观察时相同。

[0089] 本实施方式针对在体图像上显示目标导向标记111和当前导向标记110的情况进行了说明,也可以在B模式图像上显示目标导向标记111和当前导向标记110。

[0090] 图10是在B模式图像102上显示的当前导向标记110和目标导向标记111的概略图。此时,例如,由位置信息转换部9将在体数据坐标系中标记出的、过去进行血流速度的测量时的超声波探头4的探头位置信息和当前的探头位置信息再次转换成当前的探头位置信息的坐标系,根据再次转换后的位置信息将当前导向标记110和目标导向标记111显示在B模式图像102上。

[0091] 在本实施方式中,针对超声波探头是一维地排列多个振子的一维阵列探头的情况进行了说明,但也可以使用能够生成三维的体数据的2D阵列探头等。此时,能够代替在步骤S2中由图像服务器200取得的体数据,根据自身生成的体数据进行位置信息的转换。另外,还能够在该体数据上重叠显示导向标记。

[0092] 另外,当使用2D阵列探头时,例如,仅仅通过使超声波探头的坐标在初次过程观察时和第2次以后的过程观察时一致,就能够得到相同的朝向的发送接收波束。针对上述进行说明,例如,将在初次的过程观察中进行血流速度的测量时的超声波探头的坐标和发送接收波束的朝向转换成从图像服务器取得的体数据坐标系,并存储于存储部。接着,在第2次以后的过程观察中,使体数据坐标系中的超声波探头的坐标与初次过程观察时一致,由该坐标生成基于超声波诊断装置的体数据。从所生成的体数据中检测与初次过程观察时的发送接收波束相同的朝向的发送接收方向,在该方向进行波束的发送接收。由此,能够更简单地提高血流速度测量的再现性。

[0093] 在本实施方式中,针对使生成多普勒频谱数据的位置在每次进行测量时相同的情况进行了说明,但也可以使生成彩色多普勒数据的范围在每次进行测量时相同。此时,除了在过去进行诊断时和当前使超声波探头的位置一致之外,使生成彩色多普勒数据所需的所有的聚焦位置中的发送角度和聚焦距离与过去进行血流速度的测量时和当前的发送角度

和聚焦距离相同。

[0094] 在本实施方式中,针对如果使当前导向标记110与目标导向标记111一致,则自动地开始生成多普勒频谱数据的情况进行了说明,也可以在使当前导向标记110与目标导向标记111一致后,操作者经由操作部11来指示生成多普勒频谱数据。

[0095] 在本实施方式中,针对使体图像108、当前导向标记110、目标导向标记111重叠并显示于显示部8的情况进行了说明,也可以不显示体图像108。此时,操作者通过移动超声波探头4,以使得当前导向标记110与目标导向标记111一致,从而能够使超声波探头4位于与过去诊断时相同的位置。

[0096] 在本实施方式中,针对由位置信息取得部202取得的位置信息是超声波探头4的位置信息的情况进行了说明。然而,由位置信息取得部202取得的位置信息也可以是正在扫描的位置的信息。例如,也可以将B模式图像102中的、扫描区域的中心点作为位置信息来取得。

[0097] 在本实施方式中,针对超声波诊断装置100不具备位置传感器201、位置信息取得部202、以及磁场产生部203的情况进行了说明。然而,超声波诊断装置100也可以具备位置传感器201、位置信息取得部202、以及磁场产生部203中的1~3个。

[0098] 在本实施方式中,针对在初次的过程观察中,按照B模式数据、彩色多普勒数据、多普勒频谱数据的顺序生成三种数据的情况进行了说明。然而,也可以按照B模式数据、多普勒频谱数据的顺序生成两种数据。另外,多普勒频谱数据的生成除了使用脉冲多普勒之外,也可以使用连续波多普勒。在连续波多普勒中没有使用深度信息,因此,将使用超声波探头4的位置信息以及角度信息进行导向数据的生成。

[0099] 在本实施方式中,针对在初次过程观察中使用的超声波诊断装置与在第2次以后的过程观察中使用的超声波诊断装置相同的情况进行了说明,但例如如果在第2次以后的过程观察中使用初次过程观察中的超声波探头4的位置信息,则在初次和第2次以后也可以使用不同的超声波诊断装置。

[0100] 在本实施方式中,针对对在初次的过程观察中位置信息取得部202所取得的超声波探头4的位置信息进行立即转换的情况进行了说明。然而,例如,当存储部7存储初次过程观察中的超声波探头4的位置信息和从图像服务器200取得的体数据时,也可以在第2次以后的过程观察中对上述的位置信息进行转换。

[0101] 另外,在上述的实施方式中,设显示部8显示探头标记110-1,111-1与距离门导向标记110-2,111-2的双方。然而,本实施方式并不限于此。如果操作者能够将当前的超声波探头4配置成过去进行超声波扫描时的超声波探头4的位置以及朝向,则显示部8也可以显示探头标记110-1,111-1与距离门导向标记110-2,111-2的任一个。

[0102] 另外,在上述的实施方式中,设导向标记是表示多普勒测量中的扫描位置的位置信息的标记。然而,本实施方式并不限于此。例如,导向标记也可以显示彩色多普勒测量中的扫描位置的位置信息。此时,扫描位置的位置信息被规定为彩色多普勒测量中的关心区域的位置信息。显示部8根据过去进行超声波扫描时的扫描位置的位置信息和当前进行超声波扫描时的扫描位置的位置信息,对模拟过去进行超声波扫描时的关心区域的过去的关心区域导向标记和模拟当前进行超声波扫描时的关心区域的当前的关心区域导向标记进行位置匹配并显示。由此,在彩色多普勒测量中,也能够使超声波探头4简便且准确地移

动到过去扫描时的位置。

[0103] 这样,根据本实施方式,提高血流速度测量的再现性。

[0104] 虽然说明了本发明的几个实施方式,但这些实施方式是作为例子而提示的,并不意图限定本发明的范围。这些实施方式能够以其他的各种方式进行实施,在不脱离发明的要旨的范围内,能够进行各种的省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与包含于发明的范围或要旨中一样,包含于权利要求书记载的发明及其均等的范围中。

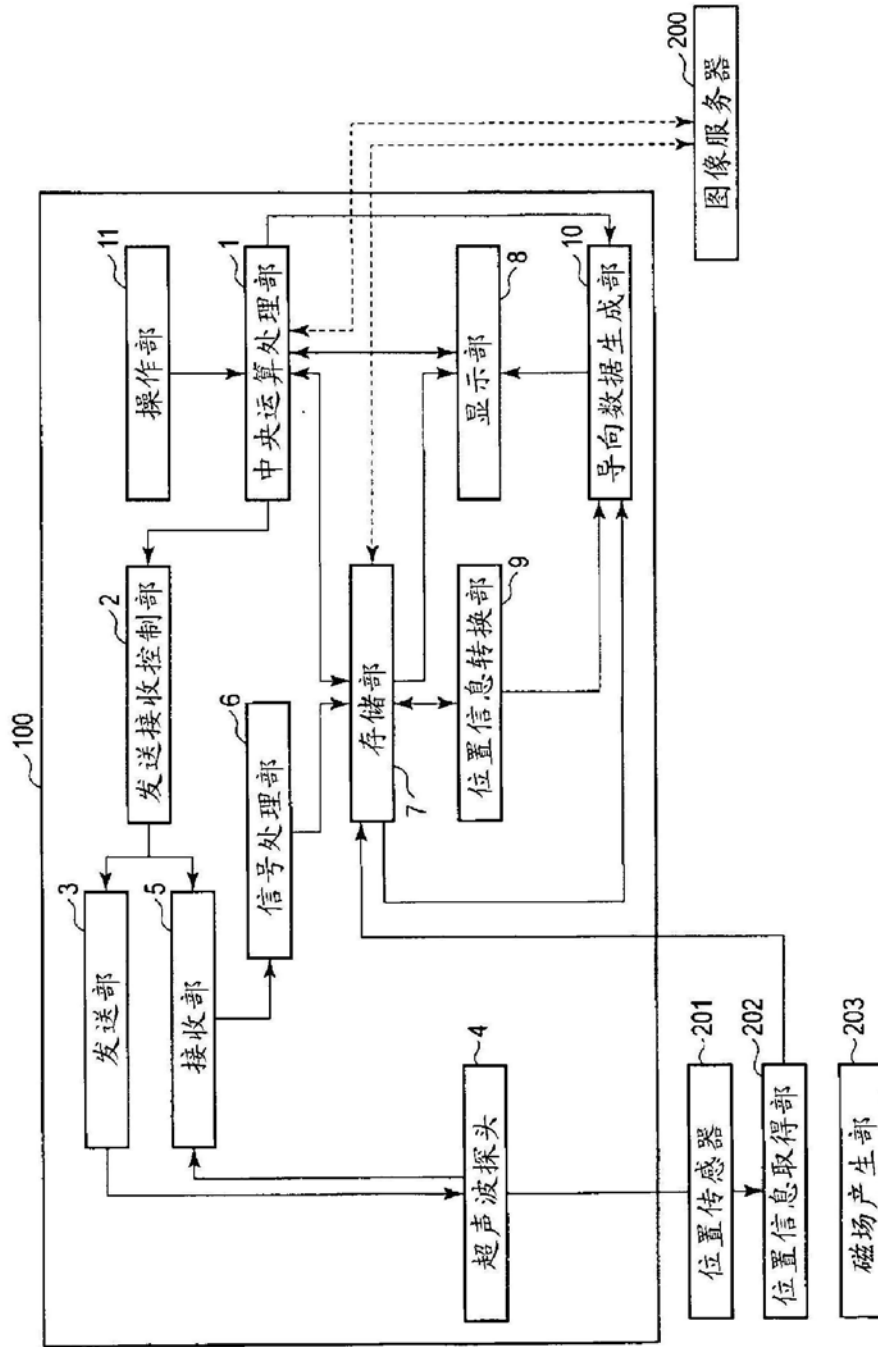


图1

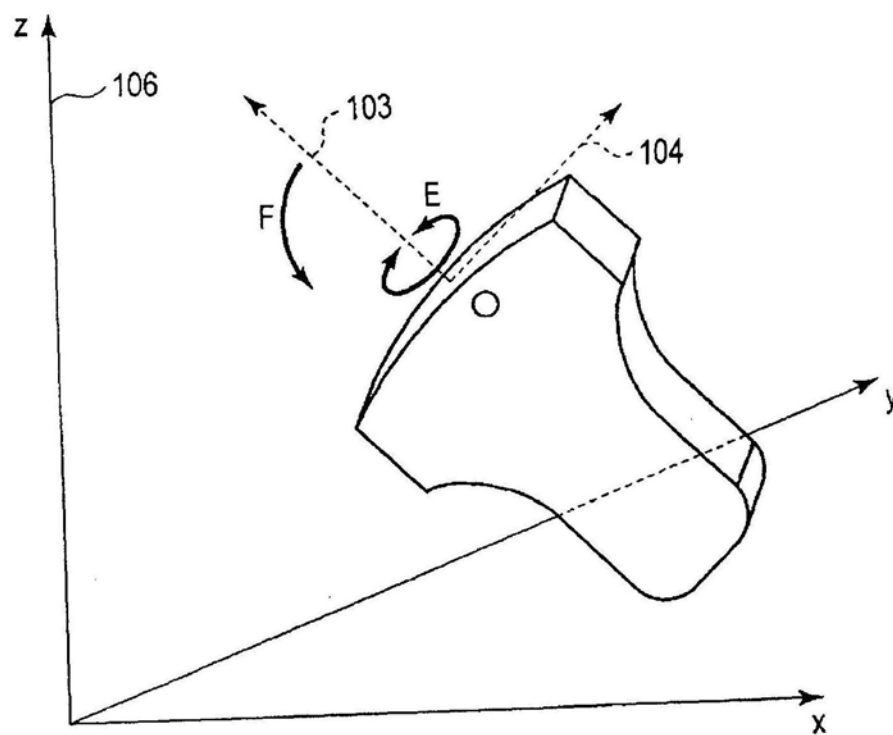


图3

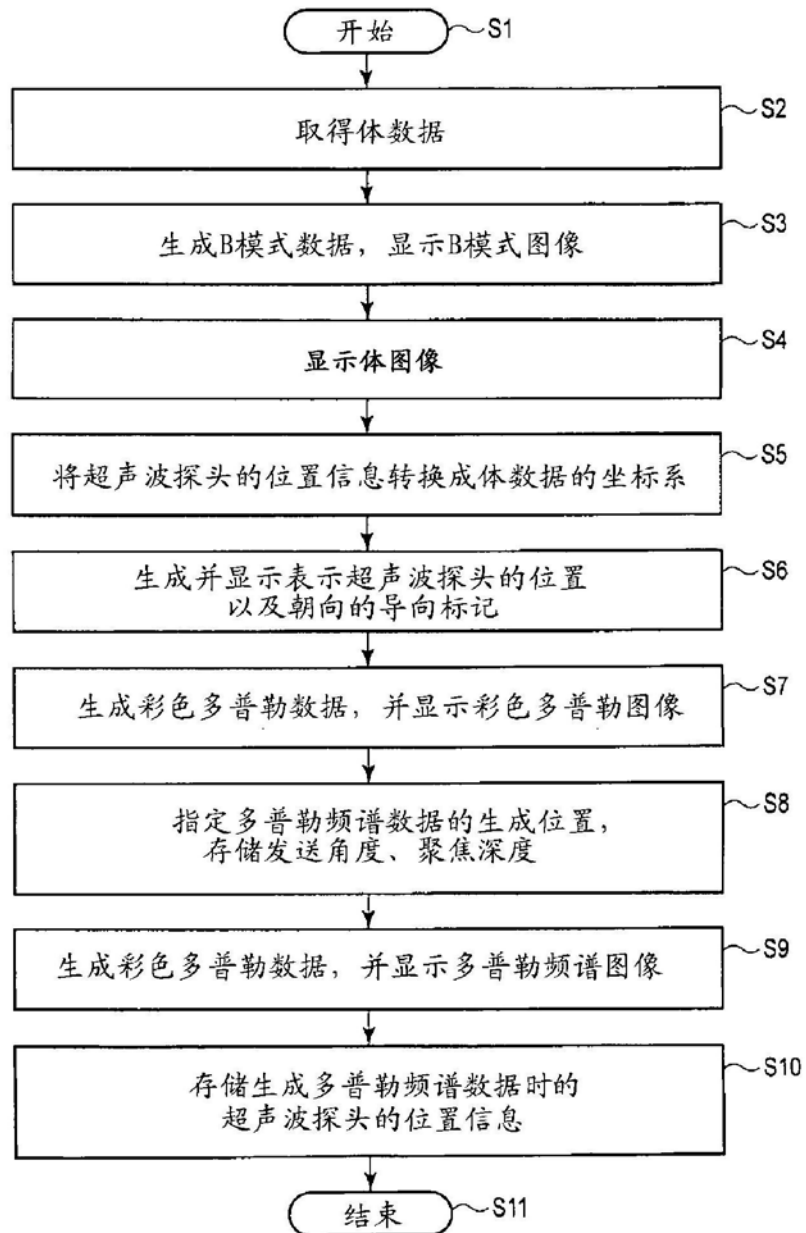


图4

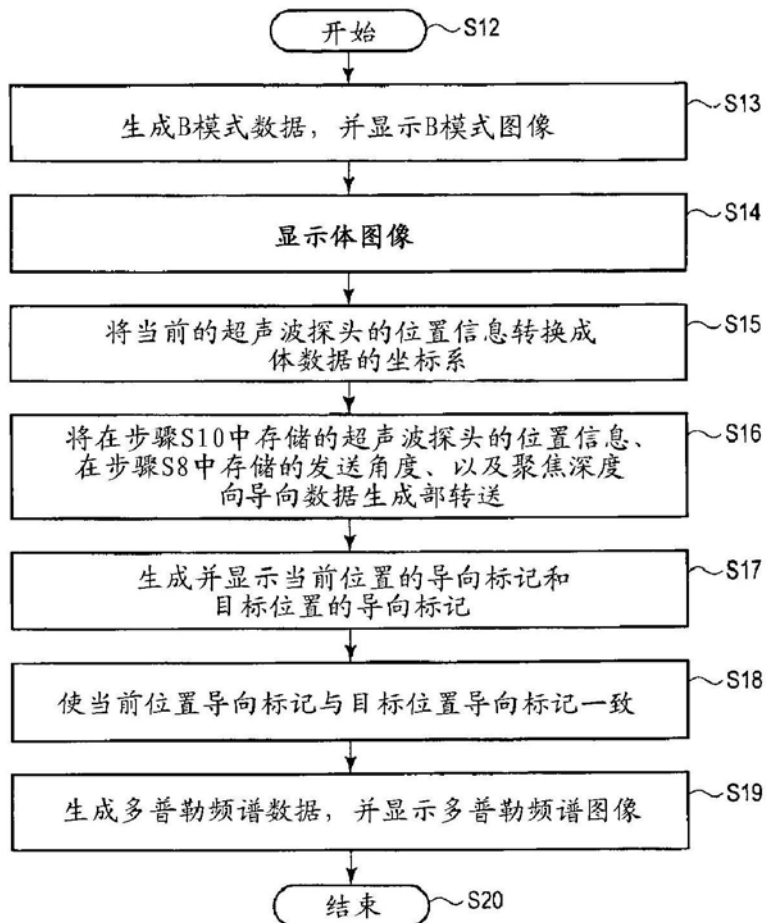


图5

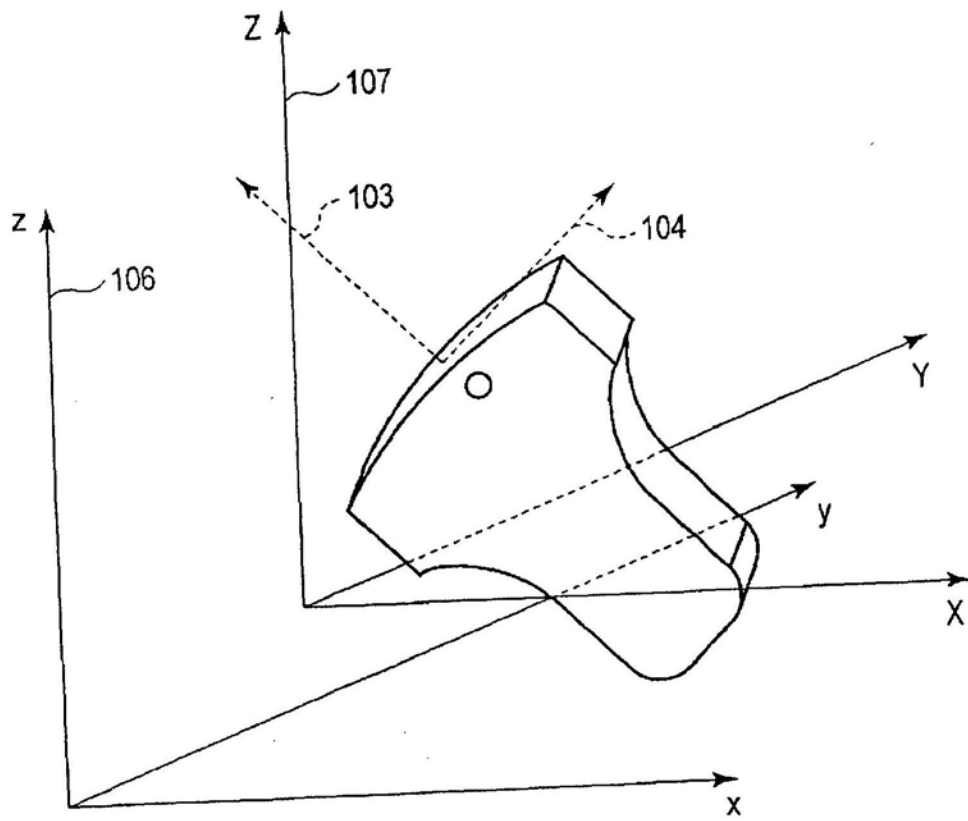


图6

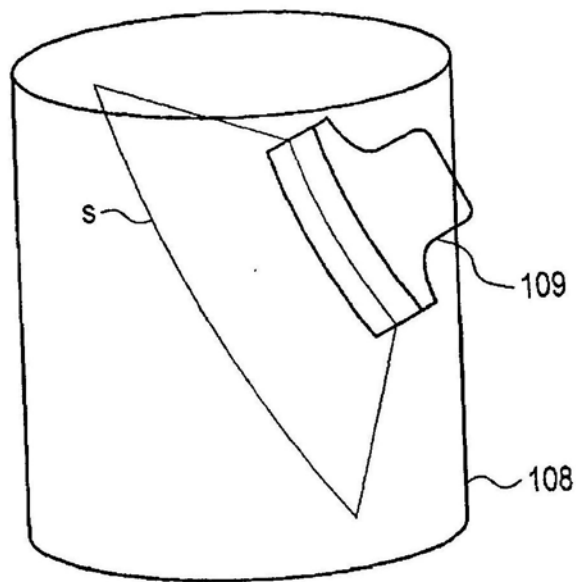


图7A

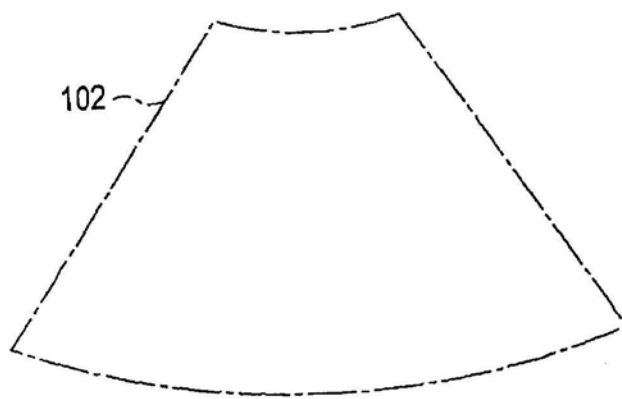


图7B

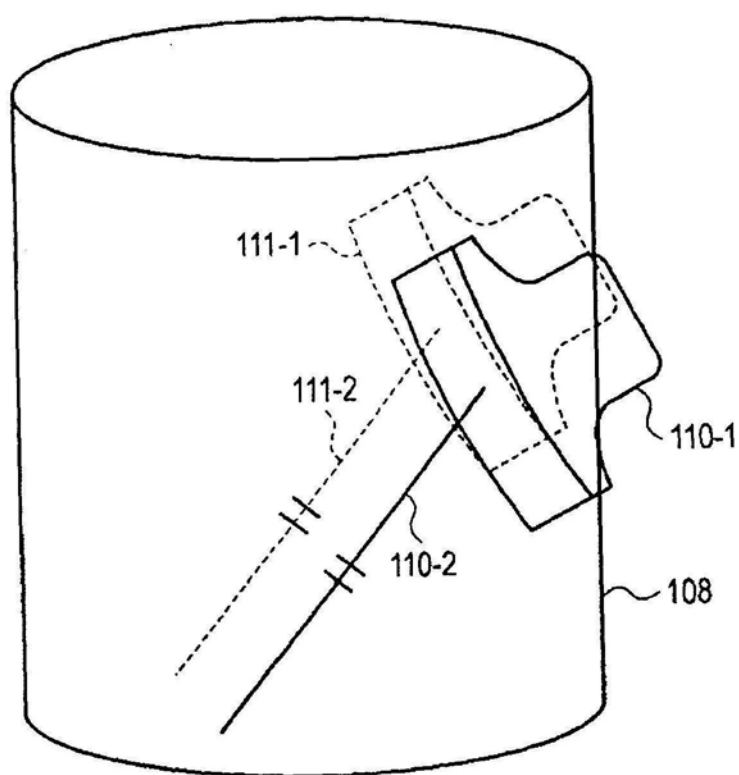


图8

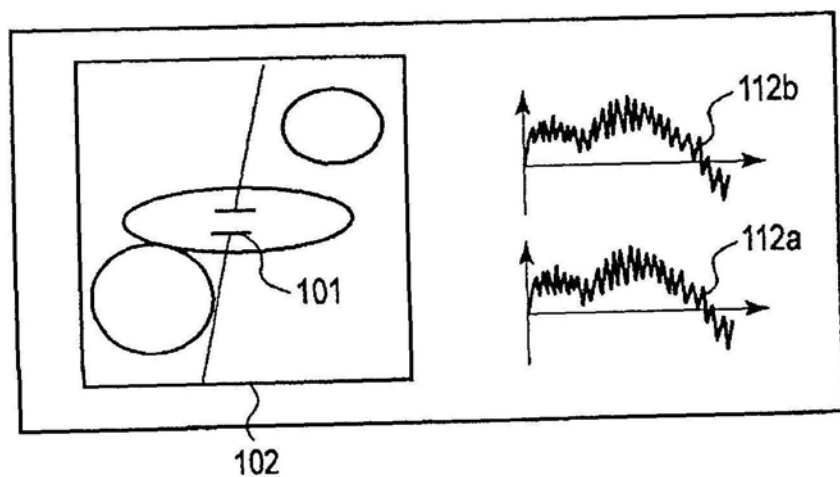


图9

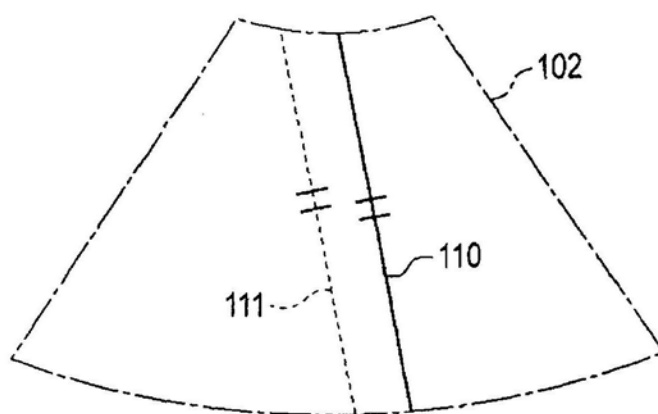


图10

专利名称(译)	超声波诊断装置		
公开(公告)号	CN105142528B	公开(公告)日	2018-06-08
申请号	CN201480016662.6	申请日	2014-03-17
[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	黑岩幸治 中田一人 长野玄 宇南山宪一 深泽雄志 望月史生		
发明人	黑岩幸治 中田一人 长野玄 宇南山宪一 深泽雄志 望月史生		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/4254 A61B8/06 A61B8/085 A61B8/4444 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/488 A61B8/54		
代理人(译)	许海兰		
优先权	2013055510 2013-03-18 JP		
其他公开文献	CN105142528A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

提高血流速度的测量的再现性。位置信息转换部(9)将过去相对于被检体进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的位置信息转换成规定的坐标系中的第1位置信息，将当前相对于该被检体进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的位置信息转换成上述规定的坐标系中的第2位置信息。显示部(8)根据第1位置信息和第2位置信息对表示过去进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的第1标记和表示当前进行超声波扫描时的超声波探头和扫描区域的至少一方的第2标记进行定位并显示。

