



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 104869910 B

(45)授权公告日 2017.05.31

(21)申请号 201380066773.3

(72)发明人 穗山充男

(22)申请日 2013.12.24

(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

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 104869910 A

代理人 金春实

(43)申请公布日 2015.08.26

(51)Int.Cl.

(30)优先权数据

A61B 8/00(2006.01)

2012-279562 2012.12.21 JP

(56)对比文件

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.06.19

JP 2000262532 A, 2000.09.26,

JP H0739546 A, 1995.02.10,

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2013/084515 2013.12.24

JP H04282142 A, 1992.10.07,

JP H04282142 A, 1992.10.07,

(87)PCT国际申请的公布数据

W02014/098248 JA 2014.06.26

CN 102525563 A, 2012.07.04,

审查员 陈煜

(73)专利权人 东芝医疗系统株式会社

地址 日本栃木

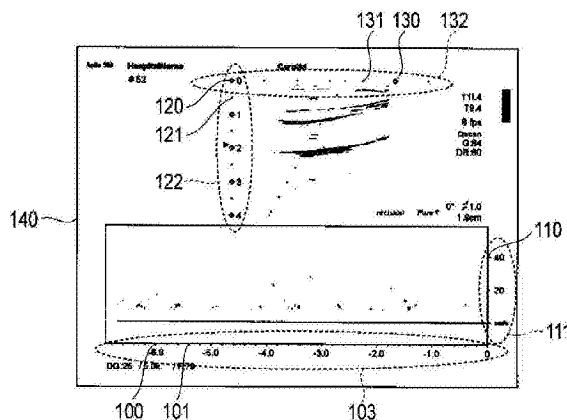
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

(57)摘要

提供一种能够根据图像数据自动地生成校准信息的超声波诊断装置以及医用图像处理装置。实施方式所涉及的超声波诊断装置具备超声波探头、图像生成部、监视器、数据库、以及校准信息生成处理部。图像生成部根据经由上述超声波探头得到的回波信号生成超声波图像。监视器显示上述超声波图像。数据库保存包含显示在上述监视器的画面上的上述超声波图像的图像数据。校准信息生成处理部根据保存包含在上述监视器的画面上显示的上述超声波图像的图像数据的数据库、以及存在于上述图像数据内的至少一个刻度标记与上述超声波图像的位置关系,生成校准信息,该校准信息包含用于针对该图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量的换算值。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:
超声波探头;
图像生成部,根据经由所述超声波探头得到的回波信号生成超声波图像;
监视器,显示所述超声波图像;
数据库,保存包含显示在所述监视器的画面上的所述超声波图像的图像数据;以及
校准信息生成处理部,根据存在于所述图像数据内的至少一个刻度标记与所述超声波图像的位置关系,生成校准信息,该校准信息包含用于针对该图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量的换算值,
保存在所述数据库中的图像数据包含多个超声波图像,
所述校准信息生成处理部根据存在于所述图像数据内的所述至少一个刻度标记的位置来确定该图像数据所包含的超声波图像的各自的区域,生成与各所述区域对应的校准信息。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述校准信息生成处理部判定在所述至少一个刻度标记的附近是否存在多个数值,当判定为存在所述多个数值时,根据该多个数值和所述至少一个刻度标记,生成所述校准信息。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
当在所述至少一个刻度标记的附近不存在多个数值时,所述校准信息生成处理部根据经由输入部输入的数值,生成所述校准信息。
4. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,
当在所述至少一个刻度标记的附近不存在多个数值时,所述校准信息生成处理部根据预先设定的数值,生成所述校准信息。
5. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述校准信息生成处理部根据所述至少一个刻度标记和存在于该至少一个刻度标记的附近的多个数值,判定所述图像数据所包含的超声波图像的摄像模式,生成包含判定出的所述摄像模式的所述校准信息。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述校准信息生成处理部在所述图像数据中提取在X轴方向上排列成一列的第1数值组和存在于该第1数值组的各自的附近的第1刻度标记组的位置,根据该提取出的第1数值组以及第1刻度标记组的位置,计算所述X轴方向的换算值,
在所述图像数据中提取在Y轴方向上排列成一列的第2数值组和存在于该第2数值组的各自的附近的第2刻度标记组的位置,根据该提取出的第2数值组以及第2刻度标记组的位置,计算所述Y轴方向的换算值,
生成包含计算出的所述X轴方向的换算值以及计算出的所述Y轴方向的换算值的校准信息。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,
所述校准信息生成处理部通过将提取出的所述第1数值组中的相邻的数值之差除以提取出的所述第1刻度标记组中的存在于该相邻的数值的各自的附近的刻度标记之间的像素数,从而计算所述X轴方向的换算值,

通过将提取出的所述第2数值组中的相邻的数值之差除以所述提取出的第2刻度标记组中的存在于该相邻的数值的各自的附近的刻度标记之间的像素数,从而计算所述Y轴方向的换算值。

8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述校准信息生成处理部将在存在于所述图像数据内的所述至少一个刻度标记的附近存在的表示单位的字符串,设为所述换算值的单位。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

当在存在于所述图像数据内的所述多个刻度标记的附近不存在表示单位的字符串时,所述校准信息生成处理部将预先决定的单位设为所述换算值的单位。

10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

生成的所述校准信息与所述图像数据一起显示于所述监视器。

11. 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备测量处理部,该测量处理部使用生成的所述校准信息所包含的换算值,针对所述图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量处理。

12. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述校准信息生成处理部将在存在于所述图像数据内的所述至少一个刻度标记的附近存在的表示单位的字符串,设为所述换算值的单位。

13. 一种医用图像处理装置,其特征在于,具备:

数据库,保存包含显示在监视器的画面上的医用图像的图像数据;以及

校准信息生成处理部,根据在保存于所述数据库中的图像数据内存在的多个刻度标记与所述医用图像的位置关系,生成校准信息,该校准信息包含用于针对该图像数据所包含的医用图像进行规定的测量的换算值,

保存在所述数据库中的图像数据包含多个超声波图像,

所述校准信息生成处理部根据存在于所述图像数据内的至少一个所述刻度标记的位置来确定该图像数据所包含的超声波图像的各自的区域,生成与各所述区域对应的校准信息。

超声波诊断装置以及医用图像处理装置

技术领域

[0001] 本发明的实施方式涉及超声波诊断装置以及医用图像处理装置。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置是显示生物体内信息的图像的装置,与X射线诊断装置或X射线计算机断层摄影装置等其他图像诊断装置相比较,廉价且没有辐射,作为用于非侵入性地实时观测的有用的装置来使用。超声波诊断装置的适用范围广,从心脏等循环器官到肝脏、肾脏等腹部、末梢血管,妇产科、乳腺癌的诊断等均能适用。

[0003] 另外,在超声波诊断装置中将通过使用超声波探头向被检体内发送接收超声波而得到的超声波图像显示在监视器上,在超声波诊断装置中,还具有将显示在该监视器的画面上的图像数据作为静态图像或动态图像来存储(保存)在数据库中的功能。

[0004] 在保存于该数据库的图像数据中,为了使用该图像数据进行生物体内换算距离或血流的速度等的测量,有时将校准信息(与生物体相关的信息或系统的设定信息)设定为附带信息。这样,当显示设定了校准信息的图像数据时,能够测量超声波图像上的各处。

[0005] 另一方面,例如,为了在个人计算机上整理病历等,还能够从保存在数据库中的图像数据中去除校准信息,以个人计算机能够读出的格式(例如,位图格式、JPEG格式、AVI格式、MPEG格式等)只输出该图像数据。

[0006] 另外,如果设定了校准信息,则数据量变多,因此,还有时在没有设定该校准信息的状态下将图像数据保存在数据库中。

[0007] 现有技术文献

[0008] 专利文献

[0009] 专利文献1:日本特开2005-081082号公报

发明内容

[0010] 另外,如上述那样,当显示没有设定校准信息的图像数据时,针对超声波图像不能进行规定的测量处理。

[0011] 例如,当操作者想要自己在显示出这样的图像数据的状态下进行测量时,该操作者例如自己对画面上的刻度标记(像素间隔)等进行计数,对照与其对应的长度的指标进行校准,从而推测实际的大小等。此时,花费时间劳力,并且结果可能不准确。

[0012] 另外,在超声波诊断装置中,能够在画面同时显示多个图像,因此,对显示在画面上的每个图像进行上述的作业非常复杂,更花费时间劳力。

[0013] 因此,本发明要解决的问题在于,提供一种能够根据图像数据自动地生成校准信息的超声波诊断装置以及医用图像处理装置。

[0014] 实施方式所涉及的超声波诊断装置具备超声波探头、图像生成部、监视器、数据库以及校准信息生成处理部。

[0015] 图像生成部根据经由上述超声波探头得到的回波信号生成超声波图像。

- [0016] 监视器显示上述超声波图像。
- [0017] 数据库保存包含显示在上述监视器的画面上的上述超声波图像的图像数据。
- [0018] 校准信息生成处理部根据保存包含显示在上述监视器的画面上的上述超声波图像的图像数据的数据库、以及存在于上述图像数据内的至少一个刻度标记与上述超声波图像的位置关系,生成校准信息,该校准信息包含用于针对该图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量的换算值。

附图说明

- [0019] 图1是示出实施方式所涉及的超声波诊断装置的框结构的图。
- [0020] 图2是示出图1所示的控制处理器26的主要功能结构的框图。
- [0021] 图3是示出本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤的流程图。
- [0022] 图4是示出校准信息生成处理的处理步骤的流程图。
- [0023] 图5是示出保存在数据库25中的图像数据中的由操作者选择的图像数据的一个例子的图。
- [0024] 图6是示出针对图5所示的图像数据执行二值化处理的结果的一个例子的图。
- [0025] 图7是示出在与图像数据一起显示校准信息时的监视器14的显示画面的一个例子的图。
- [0026] 图8是示出本变形例1所涉及的校准信息的生成方法的流程的流程图。
- [0027] 图9是示出第2实施方式所涉及的校准信息的生成方法的流程的流程图。
- [0028] 符号说明
- [0029] 11…装置主体、12…超声波探头、13…输入装置、13a…轨迹球、13b…开关·按钮、13c…鼠标、13d…键盘、14…监视器、21…发送接收部、22B…模式处理部、23…多普勒处理部、24…图像生成部、25…数据库、26…控制处理器、27…接口部、261…控制部、262…图像管理处理部、263…图像处理部、264…校准信息生成处理部、265…图像显示处理部

具体实施方式

[0030] 以下,参照附图,针对实施方式进行说明。另外,在以下的第1以及第2实施方式中,针对向超声波诊断装置的应用例进行说明。但并不拘泥于该例子,在各实施方式中说明的校准信息的生成方法在X射线计算机断层摄像装置、磁共振成像装置、X射线诊断装置、核医学诊断装置等各种医用图像诊断装置、或者用于对由各种医用图像诊断装置摄像得到的医用图像进行观察等的医用图像处理装置中也能够适用。

[0031] (第1实施方式)

[0032] 图1是示出本实施方式所涉及的超声波诊断装置的框结构的图。如图1所示,超声波诊断装置具备超声波诊断装置主体(以下,简单地记作装置主体)11、超声波探头12、输入装置13、以及监视器14。另外,装置主体11包含发送接收部21、B模式处理部22、多普勒处理部23、图像生成部24、数据库25、控制处理器(CPU)26、以及接口部27。另外,内置于装置主体11的发送接收单元21等例如有时由集成电路等硬件构成,还有时是由软件进行模块化而得到的软件程序。以下,针对各个构成要素的功能进行说明。

[0033] 超声波探头12具有:多个压电振子,根据来自发送接收部21的驱动信号产生超声

波,并将来自被检体P的反射波转换成电信号;匹配层,设置于该压电振子;背衬材料,防止超声波从该压电振子向后方传播。如果从超声波探头12向被检体P发送超声波,则该发送超声波被体内组织的声阻抗的不连续面依次反射,回波信号由超声波探头12接收。该回波信号的振幅依存于造成反射的不连续面处的声阻抗之差。另外,所发送的超声波脉冲被正在移动的血流或心脏壁等表面反射时的回波由于多普勒效应,依存于移动体的超声波发送方向的速度分量,并受到频移。

[0034] 输入装置13与装置主体11连接,具有用于将来自操作者的各种指示、条件、关心区域(ROI)的设定指示、各种画质条件设定指示等引入到装置主体11的轨迹球13a、各种开关·按钮13b、鼠标13c以及键盘13d等。

[0035] 监视器14根据来自图像生成部24的视频信号,将生物体内的形态学信息或血流信息显示为图像。

[0036] 发送接收部21具有未图示的脉冲发生器,发送延迟部以及脉冲装置等。脉冲发生器以规定的速率频率 f_r Hz(周期; $1/f_r$ 秒),重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。发送延迟部对各通道的速率脉冲赋予在每个通道中将超声波会聚成束状并确定发送指向性所需的延迟时间。脉冲装置在每个通道中以基于速率脉冲的定时向超声波探头12施加驱动脉冲。

[0037] 另外,发送接收部21具有未图示的前置放大器、接收延迟部以及加法器等。前置放大器在每个通道中将经由超声波探头12获取的回波信号进行放大。接收延迟部对放大后的回波信号赋予确定接收指向性所需的延迟时间,之后在加法器中进行加法处理。通过该加法,强调来自与回波信号的接收指向性对应的方向的反射分量,并根据接收指向性和发送指向性形成超声波发送接收的复合的波束。

[0038] B模式处理部22对来自发送接收部21的回波信号进行B模式处理。具体而言,B模式处理部22对来自发送接收部21的回波信号进行包络线检波,并将包络线检波后的回波信号进行对数压缩。由此,生成由亮度来表现回波信号的强度的B模式图像的数据。所生成的B模式图像的数据被向图像生成部24供给。

[0039] 多普勒处理部23对来自发送接收部21的回波信号进行多普勒模式处理,生成距离门(range gate)内的多普勒频谱图像(多普勒模式的图像)的数据。具体而言,多普勒处理部23对来自发送接收部21的回波信号进行正交检波。多普勒处理部23从正交检波后的回波信号中,提取预先设定的距离门内的信号。多普勒处理部23通过FFT(Fast Fourier Transform,快速傅立叶变换)对距离门内的信号进行频谱解析,计算流速值(流速频谱)。多普勒处理部23生成表示流速频谱随时间的变化的多普勒频谱图像的数据。所生成的多普勒频谱图像的数据向图像生成部24供给。另外,针对来自发送接收部21的回波信号,例如也可以进行用于生成彩色多普勒模式图像的数据的彩色多普勒模式处理等。

[0040] 图像生成部24由DSC(Digital Scan Converter:数字扫描转换器)构成。图像生成部24将来自B模式处理部22的B模式图像的数据转换成能够显示于监视器14的图像数据。同样地,图像生成部24将来自多普勒处理部23的多普勒频谱图像的数据转换成能够显示于监视器14的图像数据。

[0041] 另外,在本实施方式中,包含显示在上述的监视器14的画面上的超声波图像的图像数据(监视器14上的显示图像数据)被保存(蓄积)在数据库25中,例如在诊断之后能够由

操作者调出。在超声波诊断装置中,有时在一个画面同时显示多个超声波图像,例如在保存在数据库25中的图像数据中也可以包含多个超声波图像。另外,在保存在数据库25中的图像数据内,描绘出在该图像数据所包含的超声波图像中用于表示生物体内换算距离等的数值或刻度标记(嵌入)。

[0042] 另外,在本实施方式中,在数据库25中,也可以保存没有将对超声波图像进行规定的测量时所利用的信息设定为附带信息的图像数据。在此,所谓附带信息例如是指视野深度等与生物体相关的信息、在该图像数据中以怎样的模式(例如,B模式或多普勒模式)的组合来包含(显示)多少超声波图像这样的信息、或超声波图像中的每一像素的换算值等信息。

[0043] 控制处理器26具有作为信息处理装置(计算机)的功能,控制装置主体11的动作。控制处理器26例如从未图示的内部存储装置读出用于执行后述的图像处理等的控制程序,执行与各种处理相关的运算以及控制等。另外,针对由控制处理器26执行的处理的详细情况将在后面叙述。

[0044] 接口部27是与输入装置13、网络、新的外部存储装置(未图示)相关的接口。在超声波诊断装置中得到的超声波图像等数据或分析结果等能够通过接口部27经由网络向其他的装置转送。

[0045] 接着,参照图2,针对由图1所示的控制处理器26执行的处理进行说明。如图2所示,控制处理器26包含控制部261、图像管理处理部262、图像处理部263、校准信息生成处理部264以及图像显示处理部265。这些各部261~265通过控制处理器26执行上述的控制程序来实现。

[0046] 控制部261根据从保存在数据库25中的图像数据中选择任意的图像数据的操作者的操作,指示图像管理处理部262从数据库25中读出由该操作者选择的图像数据。另外,选择任意的图像数据的操作例如能够使用输入装置13来进行。

[0047] 图像管理处理部262根据来自控制部261的指示,从数据库25读出由操作者选择的图像数据。从数据库25读出的图像数据暂时保存在图像管理处理部262的内部。

[0048] 图像处理部263判定是否对由图像管理处理部262从数据库25读出的图像数据设定了附带信息。当没有设定附带信息时,图像处理部263取得在图像管理处理部262中暂时保管的图像数据,传递给校准数据生成处理部264。另一方面,当设定了附带信息时,在图像管理处理部262中暂时保管的图像数据被传递给图像显示处理部265,并显示于监视器14。

[0049] 校准信息生成处理部264根据存在于从图像管理处理部262传递来的图像数据内的多个数值以及存在于该数值的各自的附近的多个刻度标记的位置,生成包含在该图像数据中包含的超声波图像中的每一像素的换算值(以下,记作校准值)的校准信息。当在从图像管理处理部262传递的图像数据中包含多个超声波图像时,校准信息生成处理部264针对该图像的每一个而生成校准信息。校准信息生成处理部264将所生成的校准信息作为从图像管理处理部262传递的图像数据的附带信息来设定在该图像管理处理部262的内部。

[0050] 图像显示处理部265将由操作者选择的图像数据(从数据库25读出的图像数据)显示在监视器14上。此时,图像显示处理部265将作为由操作者选择的图像数据的附带信息而设定的校准信息与该图像数据一起显示。

[0051] 接着,参照图3的流程图,针对本实施方式所涉及的超声波诊断装置的处理步骤进

行说明。在此,针对根据保存于数据库25的图像数据生成上述的校准信息时的处理进行说明。另外,保存在数据库25中的图像数据如上述那样是将超声波图像显示在监视器14的画面上时的图像数据,包含至少一个超声波图像。

[0052] 如上所述,操作者通过操作输入装置13,从而能够从保存在数据库25中的图像数据的一览表中选择所希望的图像数据。以下,将由操作者选择的图像数据称为选择图像数据。

[0053] 此时,控制部261从输入装置13接收操作信息,指示图像管理处理部262读取选择图像数据。

[0054] 接着,图像管理处理部262根据来自控制部261的指示,从数据库25读取选择图像数据(步骤S1)。此时,图像管理处理部262将从数据库25读取的选择图像数据暂时保管在该图像管理处理部262的内部。另外,图像管理处理部262将选择图像数据传递给图像显示处理部265,将暂时保管有该选择图像数据的存储器的信息(例如,地址等)传递给图像处理部263。

[0055] 图像处理部263例如参照数据库25,判定在选择图像数据中是否存在附带信息(即,设定有附带信息)(步骤S2)。另外,所谓附带信息是指针对选择图像数据所包含的超声波图像而进行规定的测量时所利用的信息,例如是与生物体相关的信息或系统的设定信息等。

[0056] 在此,当在选择图像数据中不存在附带信息时,针对该选择图像数据所包含的超声波图像而无法执行规定的测量处理。换言之,为了针对选择图像数据所包含的超声波图像而执行规定的测量处理,需要设定(生成)该测量处理中利用的校准信息。

[0057] 由此,当判定为在选择图像数据中不存在附带信息时(步骤S2的“否”),图像处理部263为了生成校准信息,使用从图像管理处理部262传递来的信息来取得暂时保管在该图像管理处理部262的内部的该选择图像数据,并将该选择图像数据传递给校准信息生成处理部264。

[0058] 接着,校准信息生成处理部264根据从图像处理部263传递来的选择图像数据,执行生成为了测量例如生物体内换算距离、血流速度等而使用的校准信息的处理(以下,记作校准信息生成处理)(步骤S3)。在此生成的校准信息中,例如包含在选择图像数据中包含的超声波图像中的每一像素的换算值(校准值)等。另外,针对校准信息生成处理的详细情况将在后面叙述。

[0059] 当执行校准信息生成处理时,校准信息生成处理部264将所生成的校准信息作为附加信息,设定在图像管理处理部262的内部(步骤S4)。

[0060] 另外,校准信息生成处理部264为了显示所生成的校准信息,向图像显示处理部265传递将该校准信息所包含的校准值转换成字符串而得到的信息(表示该校准值的字符串)。

[0061] 图像显示处理部265例如根据控制部261的指示,将从图像管理处理部262传递的选择图像数据显示在监视器14上(步骤S5)。在此,从上述的校准信息生成处理部264传递来的信息(表示校准值的字符串)与选择图像数据一起显示于监视器14。

[0062] 另一方面,当在上述的步骤S2中判定为存在附带信息时,不执行步骤S3以及S4的处理,而执行步骤S5的处理。

[0063] 通过执行上述的处理,从而即使是在没有设定附带信息的状态下保存在数据库25中的图像数据,也能够自动生成校准信息,并将该校准信息设定为附带信息。

[0064] 接着,参照图4的流程图,针对上述的校准信息生成处理(图3所示的步骤S3的处理)的处理步骤进行说明。

[0065] 首先,校准信息生成处理部264取得从图像处理部263传递的选择图像数据(保存在数据库25中的图像数据中的由操作者选择的图像数据)。另外,如上述那样,在选择图像数据内,描绘出用于表示该选择图像数据所包含的超声波图像中的例如生物体内换算距离等的数值(字符串)或刻度标记。

[0066] 接着,校准信息生成处理部264对所取得的选择图像数据执行二值化处理(步骤S11)。该二值化处理根据能够区别图像数据所包含的超声波图像与数值等的字符串或刻度标记的亮度来进行。

[0067] 校准信息生成处理部264提取存在于被二值化处理了的选择图像数据内的数值(步骤S12)。

[0068] 具体而言,校准信息生成处理部264在被二值化处理的选择图像数据中,提取在X轴方向(横向)排列成一列的数值组(以下,记作X轴方向的数值组)。同样地,校准信息生成处理部264在被二值化处理的选择图像数据中,提取在Y轴方向(纵向)排列成一列的数值组(以下,记作Y轴方向的数值组)。如果这样提取出的数值的间隔相同,则这些数值是例如用于表示生物体内换算距离等的数值的可能性高。另外,X轴方向的数值组以及Y方向的数值组也可以提取多个。

[0069] 接着,校准信息生成处理部264在被二值化处理的选择图像数据内,提取被提取出的数值的附近的刻度标记(步骤S13)。此时,在数值的上下或左右最接近地配置的规定的标记作为刻度标记来提取。

[0070] 具体而言,校准信息生成处理部264以沿着在步骤S12中提取出的X轴方向的数值组的方式,提取在X轴方向以一定的间隔存在的刻度标记组(以下,记作X轴方向的刻度标记组)。同样地,校准信息生成处理部264以沿着在步骤S12中提取出的Y轴方向的数值组的方式,提取在Y轴方向以一定的间隔存在的刻度标记组(以下,记作Y轴方向的刻度标记组)。另外,在刻度标记中,例如包含规定的形状的标记、以确定的长度来定义的直线等。另外,也可以提取多个X轴方向的刻度标记组以及Y轴方向的刻度标记组。

[0071] 另外,当在连结被提取出的刻度标记组的直线(的延长线)上存在与该刻度标记不同的标记时,校准信息生成处理部264将该标记作为辅助标记来提取。此时,通过对被提取出的刻度标记预先设定所存在的辅助标记,从而能够提取合适的辅助标记。例如当在此提取出的辅助标记以一定的间隔存在时,由校准信息生成处理部264提取出的刻度标记是例如用于表示生物体内换算距离等的刻度标记的可能性高。另外,将在连结X轴方向的刻度标记组的直线上存在的辅助标记组称为X轴方向的辅助标记组,将在连结Y轴方向的刻度标记组的直线上存在的辅助标记组称为Y轴方向的辅助标记组。

[0072] 校准信息生成处理部264例如在该校准信息生成处理部264的内部,存储被提取出的刻度标记的间隔(X轴方向的刻度标记组的间隔以及Y轴方向的刻度标记组的间隔)(步骤S14)。另外,X轴方向的刻度标记组的间隔包含X轴方向的刻度标记组中的相邻的刻度标记之间的像素数。同样地,Y轴方向的刻度标记组的间隔包含Y轴方向的刻度标记组中的相邻

的刻度标记之间的像素数。

[0073] 另外,校准信息生成处理部264存储被提取出的刻度标记以及辅助标记中的、在选择图像数据内存在于两端的标记的位置(X坐标、Y坐标)。具体而言,存储X轴方向的刻度标记组以及辅助标记组中的、存在于最左侧的标记的位置以及存在于最右侧的标记的位置(以下,记作X轴方向的两端位置)。同样地,存储Y轴方向的刻度标记组以及辅助标记组中的、存在于最上侧的标记的位置以及存在于最下侧的标记的位置(以下,记作Y轴方向的两端位置)。

[0074] 另外,在以下的说明中,将在步骤S12中提取出的X轴方向的数值组以及在步骤S13中提取出的X轴方向的刻度标记组(以及辅助标记组)的组合图案称为X轴方向的图案。同样地,将在步骤S12中提取出的Y轴方向的数值组以及在步骤S13中提取出的Y轴方向的刻度标记组(以及辅助标记组)的组合图案称为Y轴方向的图案。另外,有时如上述那样提取多个X轴方向的数值组以及刻度标记组、Y轴方向的数值组以及刻度标记组,此时,在选择图像数据内存在多个X轴方向的图案以及Y轴方向的图案。

[0075] 接着,校准信息生成处理部264计算针对X轴方向的图案以及Y轴方向的图案的各个图案的校准值(每一像素的换算值)(步骤S15)。此时,校准信息生成处理部264通过将X轴方向的数值组中的相邻的数值之差除以存在于该相邻的数值的各自的附近的刻度标记之间的像素数(X轴方向的刻度标记组的间隔),从而计算针对X轴方向的图案的校准值(以下,记作X轴方向的校准值)。同样地,校准信息生成处理部264通过将Y轴方向的数值组中的相邻的数值之差除以存在于该相邻的数值的各自的附近的刻度标记之间的像素数(Y轴方向的刻度标记组的间隔),从而计算针对Y轴方向的图案的校准值(以下,记作Y轴方向的校准值)。在此计算出的校准值作为针对选择图像数据所包含的超声波图像而进行规定的测量时的校准信息来利用。

[0076] 另外,当在X轴方向的图案的附近存在表示单位的字符串时,将该字符串作为X轴方向的校准值的单位来使用。同样地,当在Y轴方向的图案的附近存在表示单位的字符串时,将该字符串作为Y轴方向的校准值的单位来使用。另一方面,当在X轴方向或Y轴方向的图案的附近不存在表示单位的字符串时,作为该X轴方向或Y轴方向的校准值的单位例如利用预先决定的单位。

[0077] 校准信息生成处理部264根据存储于该校准信息生成处理部264的内部的X轴方向的两端位置以及Y轴方向的两端位置,确定选择图像数据所包含的超声波图像的区域(以下,简单地记作图像区域)(步骤S16)。该图像区域例如是将存在于X轴方向的最左侧的标记的X坐标以及存在于Y轴方向的最上侧的标记的Y坐标设为起点、将存在于该X轴方向的最右侧的标记的X坐标以及存在于Y轴方向的最下侧的标记的Y坐标设为终点、并且以连结该起点和终点的直线作为对角线的长方形(的区域)。

[0078] 另外,当如上述那样在选择图像数据内存在多个X轴方向的图案以及Y轴方向的图案时,对相互相接(存在共同部分)的X轴方向的图案以及Y轴方向的图案(中的两端位置)的每个组合确定图像区域。

[0079] 校准信息生成处理部264对在步骤S16中确定的图像区域(即,X轴方向的图案以及Y轴方向的图案的组合)的每个,生成包含该X轴方向的校准值以及该Y轴方向的校准值的校准信息(步骤S17)。

[0080] 在校准信息生成处理中生成的校准信息如上述那样作为选择图像数据的附加信息设定在图像管理处理部262的内部。这样通过在图像管理处理部262的内部设定校准信息,从而当针对选择图像数据所包含的超声波图像而进行规定的测量时能够利用该校准信息。

[0081] 以下,参照图5~图7,针对本实施方式中的校准信息生成处理具体地进行说明。

[0082] 图5示出保存在数据库25中的图像数据中的由操作者选择的图像数据(选择图像数据)的一个例子。另外,图5所示的选择图像数据是将两个超声波图像同时显示于监视器14时的图像数据。存在于图5的上部的超声波图像是B模式的图像,存在于下部的超声波图像是多普勒模式的图像。

[0083] 在校准信息生成处理中,对选择图像数据执行二值化处理。图6示出对图5所示的选择图像数据执行二值化处理的结果的一个例子。根据图6所示的选择图像数据,与图5所示的选择图像数据相比较,易于识别存在于选择图像数据内的数值以及刻度标记。

[0084] 接着,提取存在于选择图像数据(被二值化处理的选择图像数据)内的X轴方向的数值组以及Y轴方向的数值组。

[0085] 此时,作为X轴方向的数值组,提取存在于图6所示的选择图像数据内的下部的“-6.0”、“-5.0”、“-4.0”、“-3.0”、“-2.0”、“-1.0”以及“0”。另一方面,作为Y轴方向的数值组,提取存在于图6所示的选择图像数据内的右部的“40”以及“20”。另外,作为Y轴方向的数值组,提取存在于图6所示的选择图像数据内的上部中央附近的“0”、“1”、“2”、“3”以及“4”。

[0086] 以下,为了方便说明,将X轴方向的数值组“-6.0”、“-5.0”、“-4.0”、“-3.0”、“-2.0”、“-1.0”以及“0”称为第一X轴方向的数值组。另外,为了方便说明,将Y轴方向的数值组“40”以及“20”称为第一Y轴方向的数值组。同样地,为了方便说明,将Y轴方向的数值组“0”、“1”、“2”、“3”以及“4”称为第二Y轴方向的数值组。

[0087] 接着,在选择图像数据内,提取存在于第一X轴方向的数值组的附近的刻度标记组(以下,记作第一X轴方向的刻度标记组)。此时,在图6所示的选择图像数据中,作为第一X轴方向的刻度标记组,例如提取包含存在于数值“-6.0”的上侧的刻度标记100的多个刻度标记。另外,在第一X轴方向的刻度标记组中,还包含与存在于其他的数值“-5.0”、“-4.0”、“-3.0”、“-2.0”、“-1.0”以及“0”的附近的刻度标记100相同的刻度标记。此时,还提取包含存在于连结第一X轴方向的刻度标记组的直线(的延长线)上的辅助标记101的多个辅助标记(以下,记作第一X轴方向的辅助标记组)。以下,为了方便说明,将第一X轴方向的数值组、刻度标记组以及辅助标记组的组合图案设为第一X轴方向的图案103。

[0088] 同样地,在选择图像数据内,提取存在于第一Y轴方向的数值组的附近的刻度标记组(以下,记作第一Y轴方向的刻度标记组)。此时,在图6所示的选择图像数据中,作为第一Y轴方向的刻度标记组,例如提取包含存在于数值“40”的左侧的刻度标记110的多个刻度标记。另外,在第一Y轴方向的刻度标记组中,还包含与存在于其他的数值“20”的附近的刻度标记110相同的刻度标记。以下,为了方便说明,将第一Y轴方向的数值组以及刻度标记组的组合图案设为第一Y轴方向的图案111。

[0089] 另外,在选择图像数据内,提取存在于第二Y轴方向的数值组的附近的刻度标记组(以下,记作第二Y轴方向的刻度标记组)。此时,在图6所示的选择图像数据中,作为第二Y轴方向的刻度标记组,例如提取包含存在于数值“0”的左侧的刻度标记120的多个刻度标记。

另外,在第二Y轴方向的刻度标记组中,还包含与存在于其他的数值“1”、“2”、“3”以及“4”的附近的刻度标记120相同的刻度标记。此时,还提取包含在连结第二Y轴方向的刻度标记组的直线上存在的辅助标记121的多个辅助标记(以下,记作第二Y轴方向的辅助标记组)。以下,为了方便说明,将第二Y轴方向的数值组、刻度标记组以及辅助标记组的组合图案设为第二Y轴方向的图案122。

[0090] 在此,在图6所示的选择图像数据中不存在与上述的第二Y轴方向的数值组对应的X轴方向的数值组,但存在由刻度标记120以及具有与该刻度标记120相同的形状的刻度标记130构成的X轴方向的刻度标记组(以下,记作第二X轴方向的刻度标记组)。此时,在选择图像数据内,提取第二X轴方向的刻度标记组。此时,还提取包含存在于连结第二X轴方向的刻度标记组的直线(的延长线)上的辅助标记131的多个辅助标记(以下,记作第二X轴方向的辅助标记组)。以下,为了方便说明,将第二X轴方向的刻度标记组以及辅助标记组的组合图案设为第二X轴方向的图案132。

[0091] 接着,将上述的第一X轴方向的图案103中的刻度标记的间隔存储在校准信息生成处理部264的内部。此时,存储第一X轴方向的刻度标记组中的相邻的刻度标记(在此,例如存在于数值“-6.0”以及数值“-5.0”的各自的上侧的刻度标记)之间的像素数。

[0092] 在此省略了详细的说明,但针对第二X轴方向的图案、第一Y轴方向的图案111以及第二Y轴方向的图案122也同样地存储刻度标记的间隔(像素数)。

[0093] 接着,存储第一X轴方向的图案103、第一Y轴方向的图案111、第二X轴方向的图案132以及第二Y轴方向的图案122中的两端的位置(以下,记作第一X轴方向的两端位置、第一Y轴方向的两端位置、第二X轴方向的两端位置以及第二Y轴方向的两端位置)。

[0094] 在此,作为第二X轴方向的两端位置,如上述那样存储第二X轴方向的图案132中存在于两端的标记(刻度标记或辅助标记)的位置。另外,针对第二Y轴方向的两端位置也相同。

[0095] 另一方面,设为针对第一X轴方向的两端位置以及第一Y轴方向的两端位置进行例外的处理。如果针对第一X轴方向的两端位置具体地进行说明的话,在图6所示的选择图像数据中,描绘出连结第一X轴方向的刻度标记组(以及辅助标记组)的直线。在这样的情况下,作为第一X轴方向的两端位置,存储连结该第一X轴方向的刻度标记组以及辅助标记组的直线的两端的位置。另外,设为针对第一Y轴方向的两端位置也相同。

[0096] 接着,计算针对第一X轴方向的图案103的校准值(以下,记作第一X轴方向的校准值)。该第一X轴方向的校准值通过将上述的第一X轴方向的数值组中的相邻的数值(在此,例如,数值“-6.0”以及数值“-5.0”)之差除以第一X轴方向的图案103中的刻度标记(存在于该相邻的数值的各自的附近的刻度标记)的间隔(像素数)来计算。在此,在图6所示的选择图像数据中,在第一X轴方向的图案的附近不存在表示单位的字符串。此时,X轴方向在大多数情况下表示时间轴,因此设第一X轴方向的校准值的单位为“sec/pix”。

[0097] 另外,与上述的第一X轴方向的校准值同样地,计算针对第一Y轴方向的图案的校准值(以下,记作第一Y轴方向的校准值)。在此,在图6所示的选择图像数据中,在第一Y轴方向的图案的附近存在表示单位的字符串“cm/sec”。因此,将第一Y轴方向的校准值的单位设为“cm/sec·pix”。另外,当Y轴的单位为“cm/sec·pix”时,与其对应的X轴的单位为“sec/pix”的情况较多。从而,根据第一Y轴方向的校准值的单位“cm/sec·pix”,也可以将上述的

第一X轴方向的校准值的单位决定为“sec/pix”。

[0098] 另外,与上述的第一X轴方向的校准值同样地,计算针对第二Y轴方向的图案122的校准值(以下,记作第二Y轴方向的校准值)。在此,在图6所示的选择图像数据中,在第二Y轴方向的图案的附近不存在表示单位的字符串。此时,Y轴方向在大多数情况下表示生物体长等,因此,将第二Y轴方向的校准值的单位设为“cm/pix”。

[0099] 另一方面,如上述那样,在第二X轴方向的图案132中不存在数值。此时,针对第二X轴方向的图案132的校准值(以下,记作第二X轴方向的校准值)被设为是与针对在图6所示的选择图像数据中与该第二X轴方向的图案132相接的图案(在此,第二Y轴方向的图案122)的校准值相同的值。另外,在第二X轴方向的图案132和第二Y轴方向的图案122中共用刻度标记120,因此,设为第二X轴方向的校准值的单位与第二Y轴方向的校准值的单位相同。

[0100] 另外,当在各图案中不存在表示单位的字符串时,还能够采用使操作者输入该单位的结构。同样地,当在各图案中不存在数值时,还能够采用使操作者输入针对该图案的校准值的结构。

[0101] 接着,确定选择图像数据所包含的超声波图像的区域(图像区域)。在图6所示的选择图像数据中,如上述那样包含有两个超声波图像。从而,在此,确定两个图像区域(以下,记作第1以及第2图像区域)。

[0102] 在此所确定的第1图像区域是指由第一X轴方向的两端位置以及第一Y轴方向的两端位置形成的长方形的区域。另一方面,所谓第2图像区域是指由第二X轴方向的两端位置以及第二Y轴方向的两端位置形成的长方形的区域。

[0103] 另外,如图6所示,在选择图像数据中,当与第一X轴方向的图案以及第一Y轴方向的图案相关联地描绘出框140时,例如也可以利用该框140将该框140的内部区域确定为第1图像区域。

[0104] 另外,当在图6所示的选择图像数据中例如不存在第二X轴方向的刻度标记组以及辅助标记组而不能确定第2图像区域时,也可以将上述的第1图像区域以外的区域确定为第2图像区域,例如也可以采用使操作者输入第2图像区域的结构。

[0105] 接着,生成包含第一X轴方向的校准值以及第一Y轴方向的校准值的校准信息(以下,记作第1校准信息)。该第1校准信息是针对与上述的第1图像区域对应的超声波图像进行规定的测量时所利用的信息。

[0106] 同样地,生成包含第二X轴方向的校准值以及第二Y轴方向的校准值的校准信息(以下,记作第2校准信息)。该第2校准信息是针对与上述的第2图像区域对应的超声波图像进行规定的测量时所利用的信息。

[0107] 另外,如上述那样生成的第1以及第2校准信息在校准信息生成处理部264的内部被设定为选择图像数据的附带信息。

[0108] 另外,第1以及第2校准信息与选择图像数据一起显示于监视器14。

[0109] 具体而言,第1校准信息所包含的第一X轴方向的校准值以及第一Y轴方向的校准值(表示它的字符串)、和第2校准信息所包含的第二X轴方向的校准值以及第二Y轴方向的校准值(表示它的字符串)与选择图像数据一起显示。

[0110] 在此,图7示出与选择图像数据一起显示第1以及第2校准信息时的监视器14的显示画面的一个例子。另外,在图7中,为了方便说明,设为区域1表示上述的第2图像区域,区

域2表示上述的第1图像区域。

[0111] 如图7所示,在监视器14的画面上,作为表示上述的第1图像区域的区域2的校准信息,显示“ $x=0.008\text{sec}/\text{pix}$ (第一X轴方向的校准值)”以及“ $y=0.286\text{cm}/\text{sec}\cdot\text{pix}$ (第一Y轴方向的校准值)”。

[0112] 同样地,在监视器14的画面上,作为表示上述的第2图像区域的区域1的校准信息,显示“ $x=0.014\text{cm}/\text{pix}$ (第二X轴方向的校准值)”以及“ $y=0.014\text{cm}/\text{pix}$ (第二Y轴方向的校准值)”。

[0113] 这样,通过显示第1以及第2校准信息,从而操作者能够容易地识别适用于显示在画面上的各超声波图像的校准值。

[0114] 如上述那样,在本实施方式中,通过根据保存在数据库25中的图像数据内存在的多个数值以及在该数值的各自的附近存在的多个刻度标记的位置,生成包含用于针对该图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量的换算值(每一像素的换算值)的校准信息的结构,从而,例如即使是没有设定附带信息的图像数据也能够使用该校准信息实施准确的测量,进而,能够减轻手动地设定该校准信息的作业负担。

[0115] 另外,在本实施方式中,即使在保存在数据库25中的图像数据包含多个超声波图像时,通过针对该超声波图像的每一个确定图像区域,从而能够针对该图像区域的每一个而生成合适的校准信息。

[0116] 另外,在本实施方式中,主要说明了自动地生成针对超声波图像进行规定的测量时所利用的校准信息这一点,但通过用于该测量的程序在上述的控制处理器26上进行动作,从而在本实施方式所涉及的超声波诊断装置上,例如根据由操作者设定的测量用的标记(卡尺)和被设定为附带信息的校准信息,能够针对由操作者选择的图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量处理(例如,在该超声波图像上显示的器官或病变,另外,血流速度信息等测量处理)。

[0117] 此时,在本实施方式中,确定了上述的图像数据所包含的各超声波图像的区域(第1以及第2图像区域),因此,在由操作者设定的测量用的标记超过规定的区域的情况下也能够进行检测回波等处理。

[0118] 另外,在本实施方式中,说明为由装置主体11生成校准信息,但例如也可以在超声波诊断装置外部的医用图像处理装置等中生成校准信息。

[0119] (变形例1)

[0120] 以上,例如,如在图5、图6中所示的那样,针对在选择图像数据内包含数值(字符串)以及刻度标记这两者时的校准信息的生成方法进行了说明。在本变形例1中,针对在选择图像数据内不包含数值(字符串)而只包含刻度标记时的校准信息的生成方法进行说明。

[0121] 图8是示出本变形例1所涉及的校准信息的生成方法的流程的流程图。另外,当对图8所示的流程图与图4所示的流程图进行比较时,不同点在于,追加步骤S22、S23的处理。

[0122] 如果对所取得的选择图像数据执行二值化处理(步骤S21),则校准信息生成处理部264判定在选择图像数据内是否存在数值(步骤S22)。当判定为在选择图像数据内存在数值时,校准信息生成处理部264在步骤S23a~S28中执行与上述的步骤S12~S17相同的处理。

[0123] 另一方面,当在步骤22中判定为在选择图像数据内不存在数值时,控制处理器26

例如在监视器14等上显示“在选择图像上不存在表示刻度标记的间隔(每一间隔的距离、时间、速度等)的数值。请输入用于决定显示刻度标记的间隔(每一间隔的距离、时间、速度等)的数值。”等信息。用户响应该信息,从输入装置13输入所希望的数值。校准信息生成处理部264使用所输入的数值来决定刻度标记的间隔(每一间隔的距离、时间、速度等)(步骤S23b),执行步骤S24~S28的处理。

[0124] 根据本变形例1,即使在选择图像数据内不包含数值而只包含刻度标记的情况下,也能够简单且迅速地生成校准信息。另外,在本变形例1中,构成为在步骤S23b中,通过用户的手动操作,输入用于决定刻度标记的单位的数值。然而,并不拘泥于该例子,从减轻用户的输入作业负担的观点出发,例如也可以由用户从预先设定的多个数值中选择所希望的数值。进而,也可以使用预先在装置中设定的初始值来设定用于决定刻度标记的单位的数值。

[0125] (变形例2)

[0126] 在图4、图8所示的校准信息的生成方法中,说明为在对选择图像数据进行二值化处理之后,提取图像内的数值,再提取其附近的刻度标记的顺序。然而,并不拘泥于该例子,也可以在提取被二值化了的选择图像内的刻度标记之后,提取其附近的数值。

[0127] (变形例3)

[0128] 在图4的步骤S13、图8的步骤24中,针对刻度标记的典型的提取处理进行了说明。对此,例如,当超声波图像是多普勒波形时,存在cm/s(m/s)等速度单位、设为“0、-1、-2、…”的数值(时刻)等多普勒模式所固有的文字信息。也可以提取这样的固有的文字信息,将存在于其附近的刻度标记作为多普勒波形的基线来提取,使用该基线生成校准信息。

[0129] (第2实施方式)

[0130] 第2实施方式所涉及的超声波诊断装置除了校准值的计算之外,还生成包含选择图像所包含的超声波图像的摄像模式的校准信息并提示。

[0131] 图9是示出第2实施方式所涉及的校准信息的生成方法的流程的流程图。另外,当对图9所示的流程图和图4所示的流程图进行比较时,不同点在于追加了步骤S37的处理。

[0132] 例如,在图8所示的步骤S31~S36中执行了与图4所示的步骤S11~S16相同的处理之后,校准信息生成处理部264使用在步骤S32中提取出的数值(字符串)信息、在步骤S35中计算出的校准值(每一像素的物理单位),来判定图像数据所包含的每个超声波图像的摄像模式。

[0133] 例如,当在步骤S35中提取出的数值中包含cm/s(m/s)等速度单位,在步骤S32中提取出的数值中,包含“0、-1、-2、…”等数值(时刻)这样的多普勒模式所固有的文字信息时,校准信息生成处理部264判定为被分配了该数值的超声波图像的摄像模式是多普勒模式。

[0134] 另外,当在步骤S35中计算出的校准值在X轴和Y轴上相同时(即,数值的刻度在X轴和Y轴上相同时),校准信息生成处理部264判定为与该校准值对应的超声波图像是B模式,另一方面,当在步骤S35中计算出的校准值在X轴和Y轴上不一致时(即,数值的刻度在X轴和Y轴上不同时),判定为与该校准值对应的超声波图像是M模式(步骤S37)。

[0135] 另外,当在选择图像中不包含数值时,与上述的变形例1相同,针对摄像模式,也可以根据用户的手动操作等来决定。

[0136] 校准信息生成处理部264生成包含在步骤S37中判定出的摄像模式、以及在步骤S35中计算出的校准值的校准信息,并以明示出与选择图像所包含的各超声波图像的对应

关系的规定形式来显示(步骤S38)。

[0137] 根据以上所述的结构,除了作为每一像素的物理单位的校准值之外,针对选择图像所包含的各超声波图像的摄像模式,也能够包含在校准信息中地提供给用户。从而,例如,由于是次要的保存数据等,因此,即使是在个人计算机中能够再生图像但不能再生校准信息的情况下,也能够将选择图像所包含的每个超声波图像的校准值以及摄像模式作为校准信息来适当地提供。其结果,由个人计算机或平板电脑能够对确定的标准以外的图像进行处理,此时也能够取得校准信息并利用。其结果,能够扩大医用图像的通用性,能够有益于提高图像诊断的质量以及医学服务。

[0138] 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。

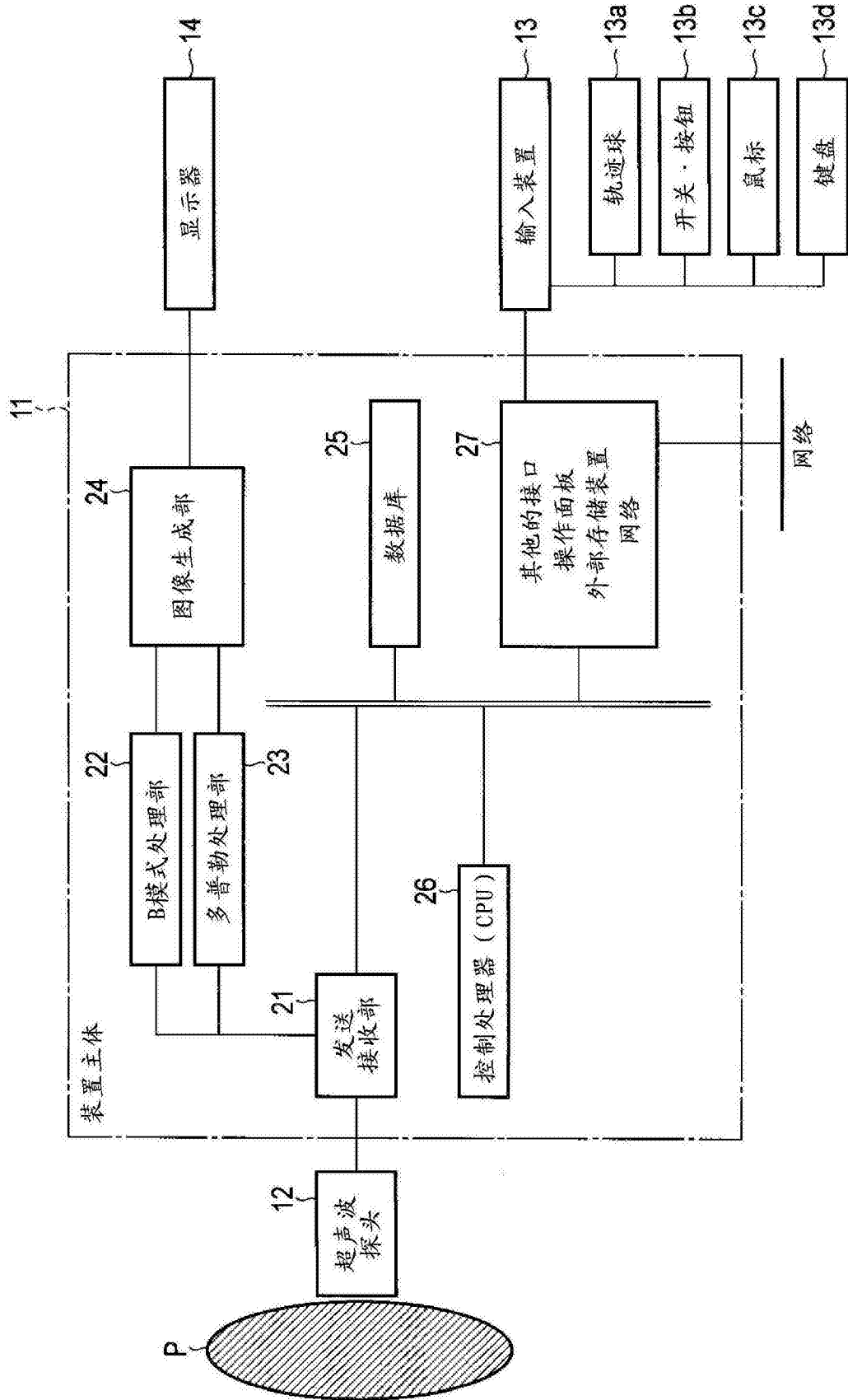


图1

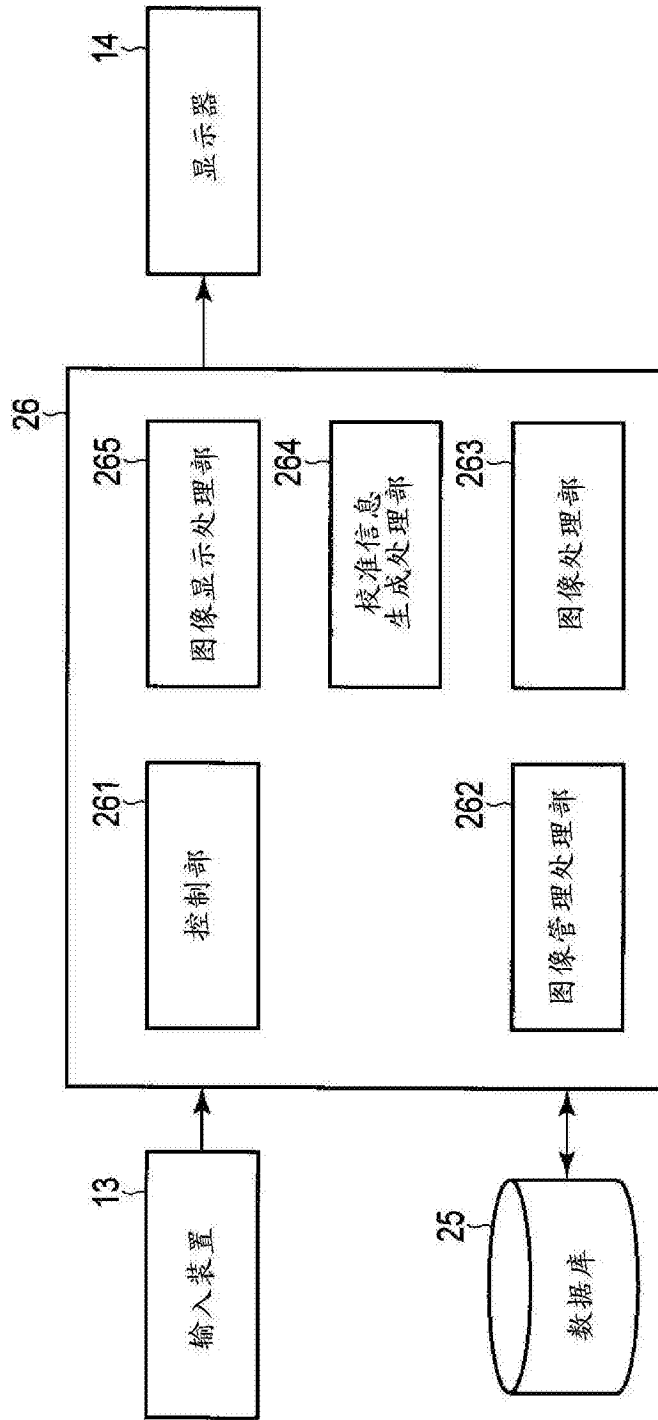


图2

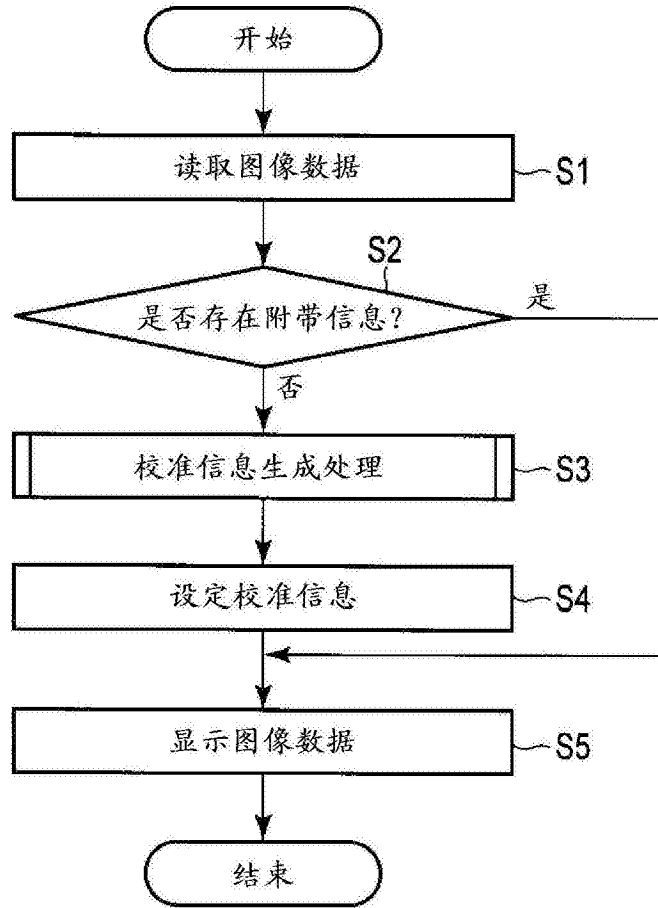


图3

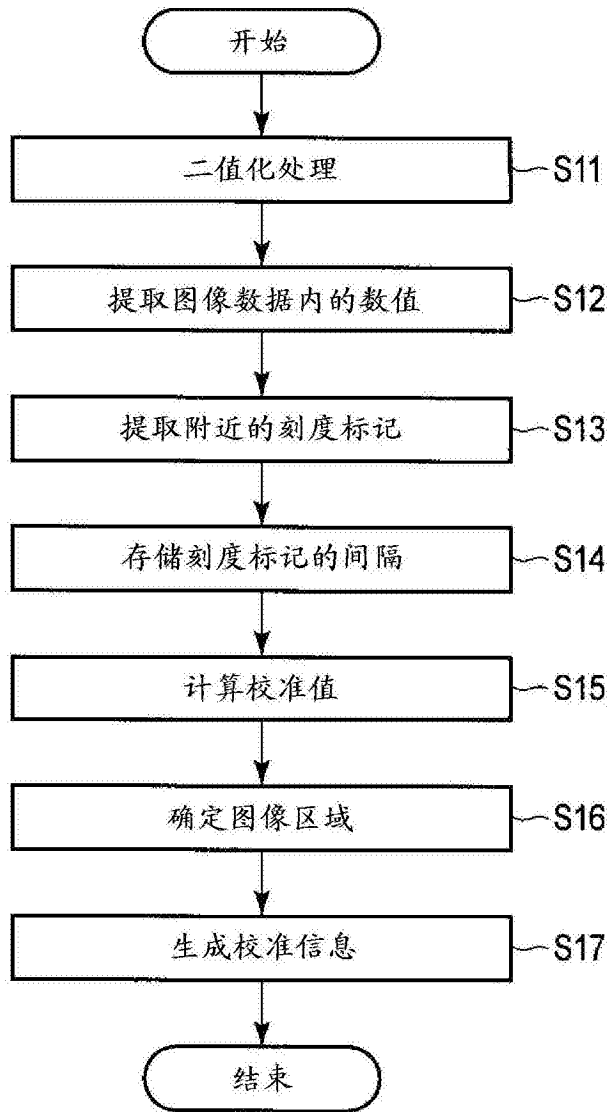


图4

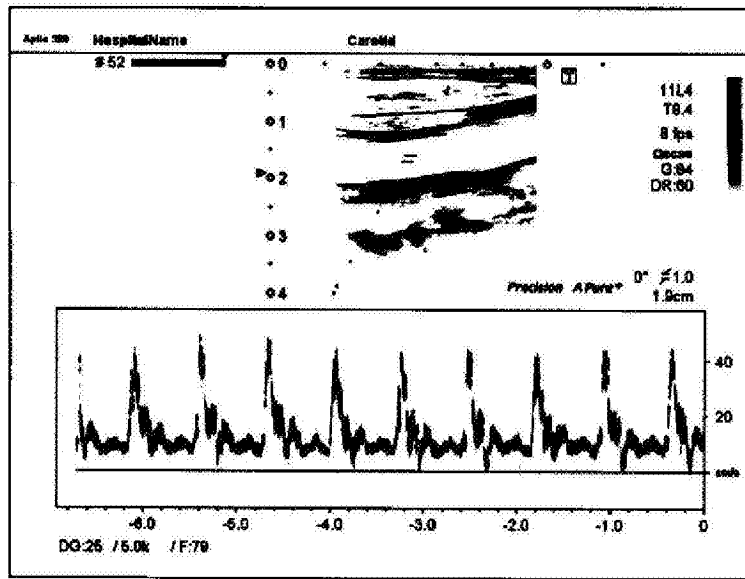


图5

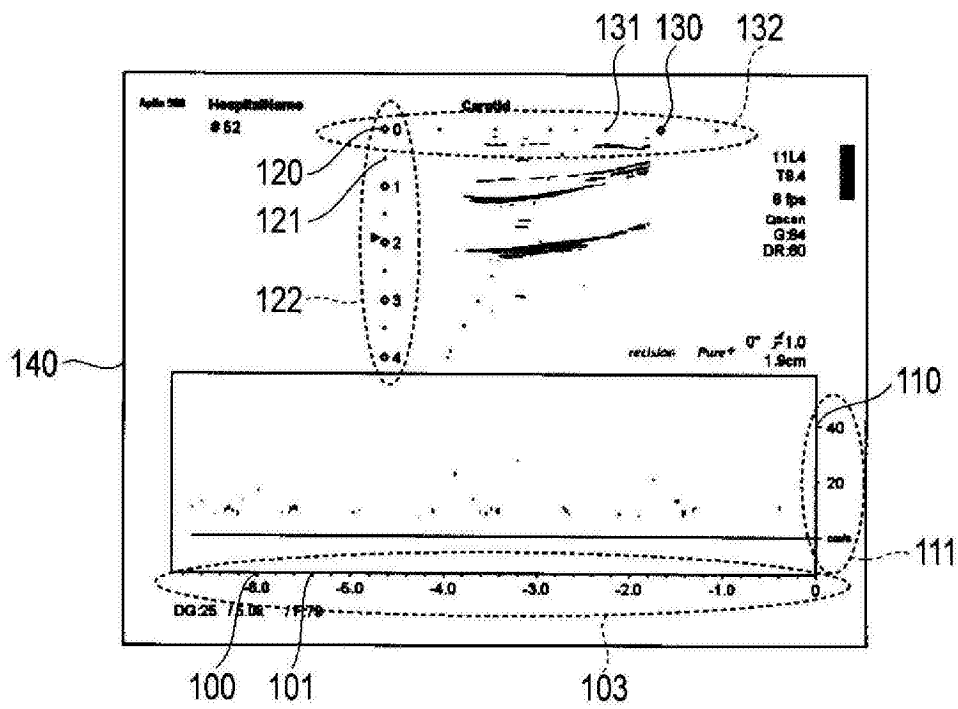


图6

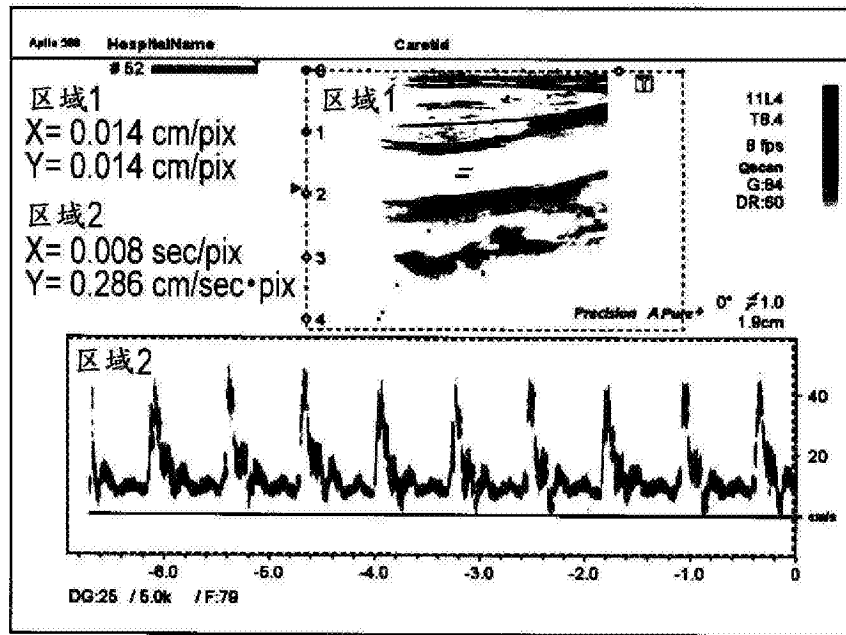


图7

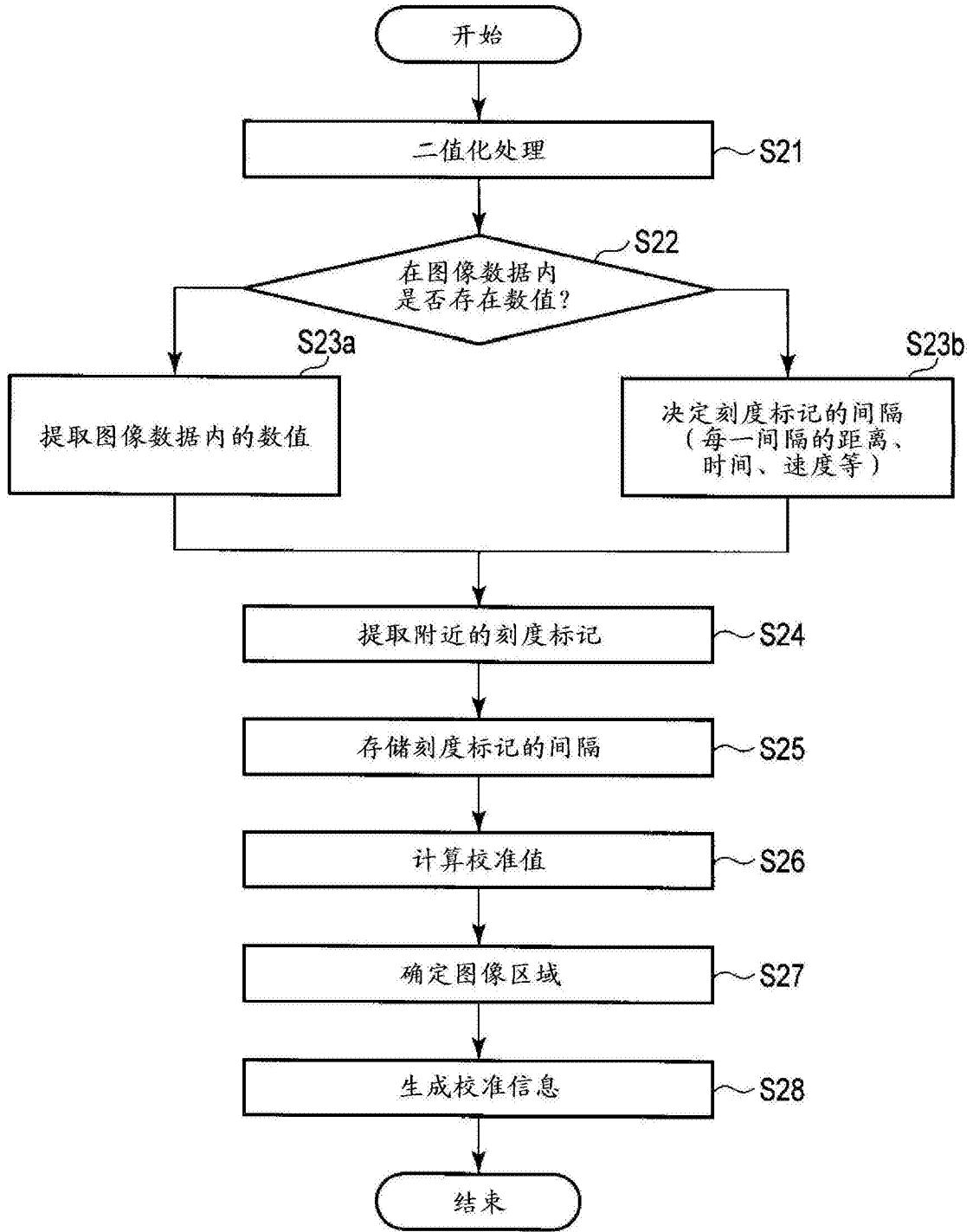


图8

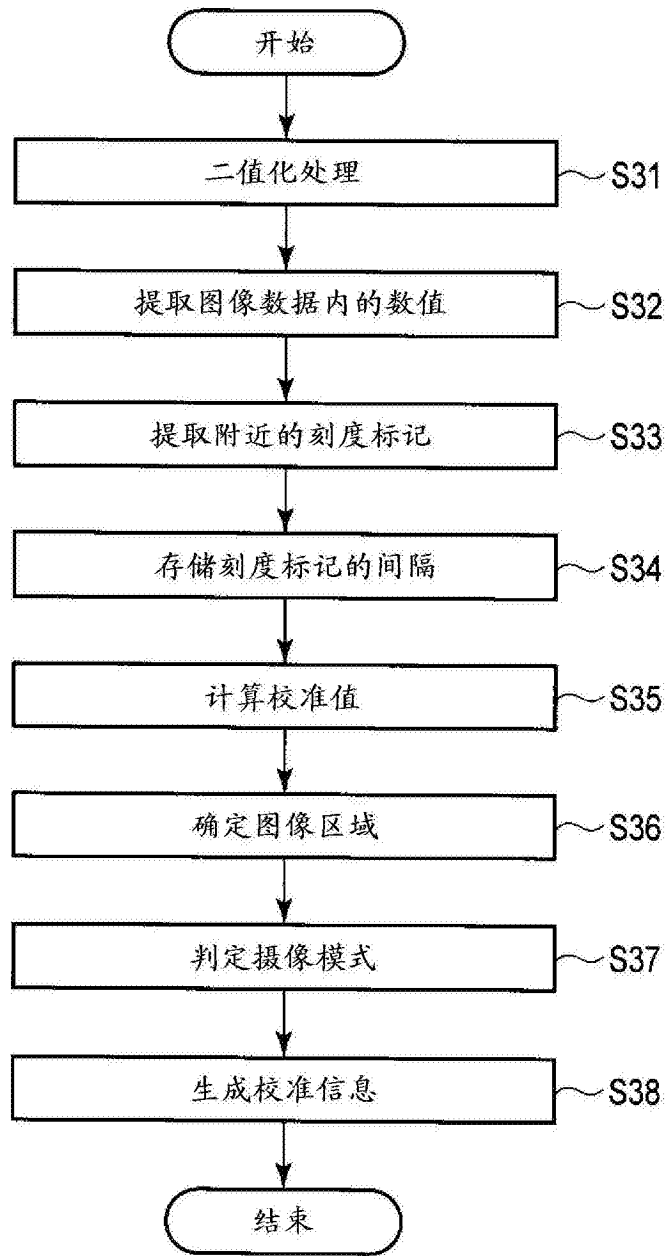


图9

| | | | |
|----------------|------------------------------|----------------------|------------|
| 专利名称(译) | 超声波诊断装置以及医用图像处理装置 | | |
| 公开(公告)号 | CN104869910B | 公开(公告)日 | 2017-05-31 |
| 申请号 | CN201380066773.3 | 申请日 | 2013-12-24 |
| [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 | 穰山充男 | | |
| 发明人 | 穰山充男 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| 审查员(译) | 陈煜 | | |
| 优先权 | 2012279562 2012-12-21 JP | | |
| 其他公开文献 | CN104869910A | | |
| 外部链接 | Espacenet | SIPO | |

摘要(译)

提供一种能够根据图像数据自动地生成校准信息的超声波诊断装置以及医用图像处理装置。实施方式所涉及的超声波诊断装置具备超声波探头、图像生成部、监视器、数据库、以及校准信息生成处理部。图像生成部根据经由上述超声波探头得到的回波信号生成超声波图像。监视器显示上述超声波图像。数据库保存包含显示在上述监视器的画面上的上述超声波图像的图像数据。校准信息生成处理部根据保存包含在上述监视器的画面上显示的上述超声波图像的图像数据的数据库、以及存在于上述图像数据内的至少一个刻度标记与上述超声波图像的位置关系，生成校准信息，该校准信息包含用于针对该图像数据所包含的超声波图像进行规定的测量的换算值。

