



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110881997 A

(43)申请公布日 2020.03.17

(21)申请号 201910223501.9

(22)申请日 2019.03.22

(30)优先权数据

2018-170021 2018.09.11 JP

(71)申请人 株式会社日立制作所

地址 日本东京都

(72)发明人 平井孝则

(74)专利代理机构 北京银龙知识产权代理有限公司

11243

代理人 曾贤伟 范胜杰

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

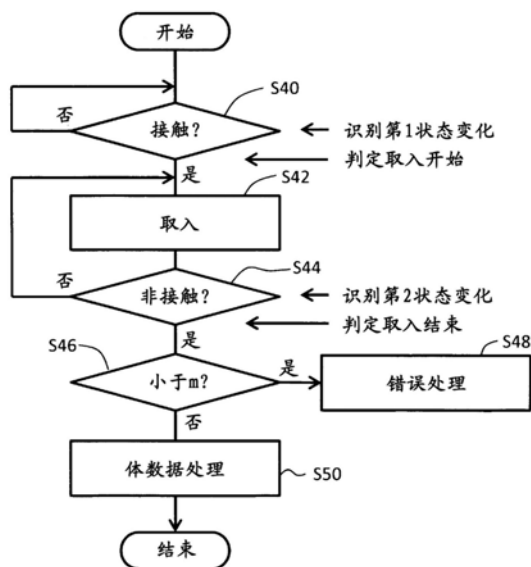
权利要求书2页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

超声波诊断装置以及体数据取入方法

(57)摘要

本发明提供一种超声波诊断装置和体数据取入方法。在超声波探针的手动扫描中,自然地取入所需的帧数据列。在S40中,判定从非接触状态向接触状态的变化。在S42中依次取入帧数据直到在S44中判定从接触状态向非接触状态的变化为止。体数据由所取入的多个帧数据构成。在所取入的帧数据的张数较少的情况下,在S48中执行错误处理。在判定取入结束后,在S50中自动地执行体数据处理。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:  
超声波探针,其对超声波进行收发;  
状态识别单元,其基于通过所述超声波的收发依次获得的帧数据,识别所述超声波探针从生物体远离的非接触状态以及所述超声波探针与所述生物体抵接的接触状态;以及  
控制单元,其基于从所述非接触状态向所述接触状态的第1状态变化,来判定通过所述超声波探针的手动扫描获得的帧数据列的取入开始。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述控制单元还基于从所述接触状态向所述非接触状态的第2状态变化,来判定所述帧数据列的取入结束。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述控制单元还基于所述第2状态变化来判定针对作为所述帧数据列的体数据的处理开始。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
针对所述体数据的处理是使所述体数据的坐标系与其他体数据的坐标系一致的校准处理。
5. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述控制单元在判定所述取入开始后的手动扫描过程中产生了所述第2状态变化的情况下执行错误处理。
6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述状态识别单元包括:  
采样单元,其按照所述帧数据采样与多个深度相对应的多个亮度值列;  
标准化单元,其按照所述亮度值列进行标准化;以及  
判定单元,其基于所述标准化后的多个亮度值列来判定所述非接触状态和所述接触状态。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述标准化单元包括:  
按照所述亮度值列,基于该亮度值列运算基准值的单元;以及  
按照所述亮度值列,利用所述基准值将构成该亮度值列的多个亮度值标准化的单元。
8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述状态识别单元基于空间上排列的至少两个帧数据来识别所述非接触状态和所述接触状态。
9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
该超声波诊断装置包括显示指示器的单元,该指示器表示由所述状态识别单元识别出的非接触状态和接触状态中的至少一方的状态。
10. 一种体数据取入方法,其特征在于,包括如下工序:  
基于由超声波探针依次取得的帧数据,识别所述超声波探针从生物体远离的非接触状态以及所述超声波探针与所述生物体抵接的接触状态;  
基于从所述非接触状态向所述接触状态的第1状态变化来判定体数据的取入开始,该体数据由通过所述超声波探针的手动扫描获得的帧数据列构成;以及

基于从所述接触状态向所述非接触状态的第2状态变化,来判定所述体数据的取入结束,并且判定所述体数据的处理开始。

## 超声波诊断装置以及体数据取入方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波诊断装置以及体数据取入方法,特别是涉及一种体数据取入的控制。

### 背景技术

[0002] 在医疗领域中广泛使用超声波诊断装置。超声波诊断装置是基于通过向生物体的超声波的收发而获得的数据形成超声波图像的装置。在外科手术中也使用超声波诊断装置。例如,手术中探针与开腹后暴露的肝脏表面抵接,在该状态下进行针对肝脏的超声波诊断。在专利文献1中公开了手术中探针。

[0003] 近年来,具备RVS(实时虚拟超声,Real-time Virtual Sonography)功能的超声波诊断装置正在普及,期待其更加的有效使用。根据RVS功能,例如,能够同时观察表示生物体内的某一截面的实时断层图像和表示相同的截面的其他断层图像(CT图像、MRI图像等)。在利用RVS功能之前实施校准。校准用于使在超声波诊断装置中取得的体数据(或帧数据)的坐标系与在其他医疗装置中取得的体数据的坐标系一致或匹配。

[0004] 此外,专利文献2公开的超声波诊断装置具备判定超声波探针与生物体接触的情况和超声波探针与生物体分离的情况的功能。

[0005] 专利文献1:日本特开2003-334190号公报

[0006] 专利文献2:国际公开2017/038162号公报

### 发明内容

[0007] 出于坐标系的校准、体绘制、其他目的,超声波探针在体表上以手动进行扫描。通过其手动扫描,取得帧数据列也就是体数据。此时,若向用户寻求帧数据列的取得开始和取得结束的指示,则易于产生操作上的负担、混乱。例如,在外科手术中,通常进行超声波探针的操作的人和进行超声波诊断装置的操作的人不同。因而,在超声波探针的手动扫描与向超声波诊断装置的输入(例如,取入开始、取入结束的输入)之间使时刻匹配并不简单。期望在进行超声波探针的手动扫描的过程中,所需的帧数据列不会成为用户的负担,而是自然地取入。此外,在专利文献2中记载有辅助超声波探针的手动扫描或者体数据的取入的技术。

[0008] 本发明的目的在于提供一种在超声波探针的手动扫描过程中能自然地取入所需的帧数据列的技术。

[0009] 本发明的超声波诊断装置包括:超声波探针,其对超声波进行收发;状态识别单元,其基于通过所述超声波的收发依次获得的帧数据,识别所述超声波探针从生物体远离的非接触状态以及所述超声波探针与所述生物体抵接的接触状态;以及控制单元,其基于从所述非接触状态向所述接触状态的第1状态变化,来判定通过所述超声波探针的手动扫描获得的帧数据列的取入开始。

[0010] 本发明的体数据取入方法包括如下工序:基于由超声波探针依次取得的帧数据,

识别所述超声波探针从生物体远离的非接触状态以及所述超声波探针与所述生物体抵接的接触状态;基于从所述非接触状态向所述接触状态的第1状态变化来判定体数据的取入开始,该体数据由通过所述超声波探针的手动扫描获得的帧数据列构成;以及基于从所述接触状态向所述非接触状态的第2状态变化,来判定所述体数据的取入结束,并且判定所述体数据的处理开始。

[0011] 根据本发明,在超声波探针的手动扫描过程中,自然地取入所需的帧数据列,因此能够减轻用户的负担。

### 附图说明

- [0012] 图1是表示实施方式的超声波诊断装置的框图。
- [0013] 图2是表示采样点阵列的一个例子的图。
- [0014] 图3是用于说明采样点阵列的计算方法的图。
- [0015] 图4是表示亮度值列的处理方法的流程图。
- [0016] 图5是用于说明标准化处理的图。
- [0017] 图6是用于说明接触和非接触识别方法的图。
- [0018] 图7是表示实施方式的体数据取入方法的流程图。
- [0019] 图8是表示指示器的一个例子的图。
- [0020] 图9是用于说明校准处理的图。

### 具体实施方式

[0021] 以下,基于附图说明实施方式。

[0022] (1) 实施方式的概要

[0023] 实施方式的超声波诊断装置具有超声波探针、状态识别单元、以及控制单元。超声波探针用于收发超声波。状态识别单元基于通过超声波的收发波依次获得的帧数据识别超声波探针与生物体分开着的非接触状态和超声波探针与生物体碰触的接触状态。控制单元基于从非接触状态向接触状态的第1状态变化判定通过超声波探针的手动扫描获得的帧数据列的取入开始。

[0024] 在取入帧数据列之际,执行超声波探针与生物体表面的抵接、维持抵接状态并沿着生物体表面的超声波探针的扫描、以及超声波探针与生物体表面分离这样的一系列的操作。根据上述构成,在这样的一系列的操作中,至少自动地判定帧数据列的取入开始,取入帧数据列。因而,无需指示取入开始,因此,能够减轻用户的负担。另外,用户能够专心于手动扫描,使帧数据列的取入错误减少。此外,帧数据列的取入开始意味着将帧数据列作为数据处理对象进行管理或存储的处理开始。

[0025] 在实施方式中,控制单元还基于从接触状态向非接触状态的第2状态变化判定帧数据列的取入结束。根据该构成,自动地判定帧数据列的取入结束,因此,用户无需指示取入结束。即,仅凭利用超声波探针扫描生物体表面,所需的帧数据列的取入完成。特别是在外科手术中进行超声波诊断的情况下上述结构非常有用。帧数据的取入结束意味着将帧数据列作为数据处理对象进行管理或存储的处理结束。

[0026] 此外,也可以基于所取入的帧数据的张数、超声波探针的扫描距离、超声波探针的

扫描时间等判定取入结束。也可以在满足了多个结束条件内任一个的情况下,或在多个结束条件全部满足的情况下,判定取入结束。

[0027] 在实施方式中,控制单元基于第2状态变化进一步判定针对作为帧数据列的体数据(volume data)进行的处理的开始。在实施方式中,帧对体数据进行的处理是使体数据的坐标系与其他体数据的坐标系一致的校准处理。在利用上述的RVS功能等的情况下,需要使多个坐标系匹配的校准处理,结果,根据上述构成,仅凭利用超声波探针扫描生物体表面,就自动化到坐标系校准。在校准处理中,例如,体数据中的特定部位的位置和朝向被识别,以该特定部位为基准而定义坐标系。也可以以除此之外的方法定义坐标系。也可以在判定为取入结束的时间点自动变更超声波诊断装置的动作。例如,也可以自动形成冻结状态。

[0028] 在实施方式中,控制单元在判定取入开始后的手动扫描的中途在产生了第2状态变化的情况下执行错误处理。例如,在取入结束的时间点在所取入的帧数据的数量小于固定值的情况下,为了催促再次的取入等,而执行错误处理。也可以基于扫描距离等判定错误。

[0029] 在实施方式中,状态识别单元包括:采样单元,其按帧数据采样与多个深度相对应的多个亮度值列;标准化单元,其按亮度值列进行标准化;以及判定单元,其基于标准化后的多个亮度值列判定非接触状态和接触状态。一般而言,增益、衰减量等根据深度而变化。据此,上述构成按照深度进行标准化的基础上,根据多个亮度值进行状态判定。

[0030] 在实施方式中,标准化单元包括如下单元:按亮度值列基于该亮度值列运算基准值的单元和按亮度值列利用基准值使构成该亮度值列的多个亮度值标准化的单元。作为基准值,能利用例如平均值、分散值等。

[0031] 在实施方式中,状态识别单元基于空间性排列的至少两个帧数据识别非接触状态和接触状态。例如,在多个帧满足固定的亮度条件的情况下,非接触状态或接触状态被识别。根据该构成,提高识别精度。

[0032] 在实施方式中,设置有显示指示器(indicator)的部件,该指示器表示由状态识别单元识别出的非接触状态和接触状态内的至少一个状态。通过指示器的参照,能够识别或确认超声波探针的状态。

[0033] 实施方式的体数据取入方法在超声波诊断装置中被执行,尤其是,被控制单元或控制部执行。具体而言,基于由超声波探针依次取得的帧数据识别超声波探针与生物体分离的非接触状态和所述超声波探针与生物体抵接着的接触状态。基于从非接触状态向接触状态的第1状态变化判定体数据的取入开始,该体数据由通过超声波探针的手动扫描获得的帧数据列构成。之后,基于从接触状态向非接触状态的第2状态变化判定体数据的取入结束,并且,判定体数据的处理开始。

[0034] (2) 实施方式的详细

[0035] 在图1中示出实施方式的超声波诊断装置。超声波诊断装置设置于医院等医疗机构,是基于通过针对生物体的超声波收发波获得的接收数据形成超声波图像的装置。

[0036] 在图1中,超声波探针10是在外科手术中所使用的所谓的术中探针。即,超声波探针10在开腹状态下与暴露着的脏器的表面抵接而使用。脏器例如是肝脏。也可以使用其他超声波探针。

[0037] 超声波探针10由探针头、电缆以及连接器构成。在探针头设置有振动元件阵列。在

实施方式中,振动元件阵列是由排列成圆弧状的多个振动元件构成的1D振动元件阵列。通过振动元件阵列收发超声波,此时,形成超声波束 (beam)。通过超声波束的电子扫描,形成扫描面12。作为电子扫描方式,公知的有电子线性扫描方式、电子扇形扫描方式等。在实施方式中,采用了构成电子线性扫描方式的一形态的电子凸面扫描方式。探针头由手术者的多个手指保持。也可以在探针头内设置由排列成直线的多个振动元件构成的1D振动元件阵列。

[0038] 在实施方式中,探针头的收发波面与肝脏表面抵接了的状态被维持,同时探针头沿着肝脏表面以手动方式进行扫描。在图1中,该手动扫描用附图标记13表示。移动后的探针用附图标记10A表示。手动扫描方向基本上是与扫描面12正交的方向。通过该手动扫描,在空间上不同的多个位置处形成多个扫描面12,取得与它们相对应的多个帧数据(多个接收帧数据)。这些帧数据相当于随后论述的体数据。

[0039] 在超声波探针10具体而言其探针头设置有磁传感器14。测位用的磁场(三维磁场)由磁场产生器16生成,该磁场被磁传感器14检测出。从磁传感器14输出出来的检测信号被发送到测位控制器18。从测位控制器18向磁场产生器发送驱动信号。测位控制器18基于从磁传感器14输出出来的检测信号对设置有磁传感器14的探针头的位置和姿势、换言之扫描面12的位置和姿势进行运算。即,在实施方式中,按帧数据运算了其位置信息。将所运算的位置信息输出至控制部34。此外,测位控制器18能构成为电子电路。也可以将测位控制器18组入到控制部34内。磁传感器14、磁场产生器16和测位控制器18构成测位系统。

[0040] 发送部20是在发送时向构成振动元件阵列的多个振动元件并列地供给多个发送信号的发送波束形成器,其构成为电子电路。接收部22是在接收时对从构成振动元件阵列的多个振动元件并列地输出的多个接收信号进行调相加法运算(延迟加法运算)的接收波束形成器,其构成为电子电路。接收部22具备多个A/D转换器和检波电路等。通过接收部22的多个接收信号的调相加法运算,生成射束数据。此外,各帧数据由沿着电子扫描方向排列的多个射束数据构成。各射束数据由沿着深度方向排列的多个回声数据构成。在接收部22的后段设置有射束数据处理部,但省略了其图示。

[0041] 在实施方式中,断层图像形成部24由具备数字扫描转换器(DSC)的处理器等构成。DSC具有坐标转换功能、像素插补功能、帧率转换功能等。断层图像形成部24基于依次输入的多个帧数据依次形成多个断层图像。各断层图像的实体是坐标转换后的帧数据(显示帧数据)。帧数据由沿着x方向和y方向排列的多个亮度数据(亮度值)构成。体数据由空间上排列的帧数据构成。在图1所示的构成例中,从断层图像形成部24依次输出的多个帧数据被发送至显示处理部28和控制部34。

[0042] 控制部34作为控制单元发挥功能,在实施方式中,由CPU和动作程序构成。控制部34用于控制图1所示的各构成的动作,在实施方式中,具有体数据取入控制功能。该功能在图1中示作取入控制部36。取入控制部36作为状态识别单元和取入控制单元发挥功能,还作为采样单元、标准化单元以及判定单元发挥功能。详细而言,取入控制部36在超声波探针10的手动扫描过程中基于从断层图像形成部24依次输出的多个帧数据识别超声波探针与脏器表面的抵接(接触)和超声波探针与脏器表面的脱离(非接触),基于其识别结果自动判定成为处理对象的帧数据列的取入开始和取入结束。

[0043] 在控制部34的控制下、特定的帧数据列也就是体数据被储存在存储器30中。具体

而言,从断层图像形成部24输出的一系列的帧数据中,在从取入控制部36判定取入开始的时间点到取入控制部36判定取入结束的时间点的期间内所生成的多个帧数据被储存于存储器30。这些帧数据构成作为处理对象或处理单位的体数据。存储器30具有三维存储空间,相当于3D存储器。在将各帧数据储存于存储器30之际,也可以与各帧数据相对应地储存其位置信息。即,也可以在从取入开始到取入结束为止的期间内取入位置信息。所储存的多个位置信息表示多个帧数据相互间的空间关系。这些位置信息在图像处理之际被利用,另外,在坐标系校准之际被利用。在存储器30中,各帧数据也可以被写入到从各位置信息特定的存储区域。

[0044] 三维图像形成部38基于储存于存储器30的体数据形成三维图像。三维图像是立体性地表现组织的图像。在三维图像形成之际,利用体绘制法、表面绘制法等。

[0045] 由其他医疗装置(例如、X射线CT装置、MRI装置、其他超声波诊断装置)取得的体数据被储存于存储器40。在实施方式中,该体数据是从同一被检者取得的数据,具体而言,是从同一个人的、包含肝脏在内的三维区域取得的数据。参照图像形成部42基于存储器40内的体数据形成断层图像、三维图像等作为参照图像。在执行RVS功能时,利用参照图像形成部42形成表示与当前显示的断层图像相同的截面的断层图像。此外,三维图像形成部38、参照图像形成部42以及显示处理部28例如分别由处理器构成。它们也可以由单一处理器构成。它们也可以作为控制部34的功能而实现。

[0046] 在本实施方式中,控制部34具有坐标系校准功能。在执行该功能之际,储存于存储器30的体数据被读入到控制部34。控制部34自动地识别体数据中的预定的对象(object)(预定部位的像),以该预定的对象为基准而定义坐标系。预定的对象例如是与肝脏中的门静脉相对应的门静脉像。以该对象为基准而定义的坐标系适用于体数据。针对储存于存储器40的体数据,也通过上述同样的方法定义坐标系。或者,已经定义了坐标系的体数据被储存于存储器40。通过以上的处理,能够使坐标系在两个体数据间匹配。也可以在对象的识别之际,例如利用机器学习型的识别器。该机器学习型的识别器例如由CNN(卷积神经网络,Convolutional Neural Network)构成。

[0047] 在显示处理部28输入有断层图像数据、三维图像数据、参照图像数据等。显示处理部28具有图像合成功能、色彩处理功能、图形图像生成功能等。通过图形图像形成功能生成随后论述的指示器。通过显示处理部28形成显示于显示部46的显示图像。显示部46由LCD、有机EL显示设备等构成。连接到控制部34的操作面板48是输入装置,其具有多个开关、多个按钮、轨迹球、键盘等。

[0048] 在实施方式中,取入了坐标转换后的帧数据列,但也可以取入坐标转换前的帧数据列。在该情况下,例如将坐标转换前的帧数据列储存于存储器26。在利用存储器26内的帧数据列之际,在断层图像形成部24中对从存储器26读出来的帧数据列进行与上述同样的处理后,将该处理后的帧数据列发送至控制部34等。

[0049] 如上述那样,取入控制部36具备识别接触状态和非接触状态的功能,利用该功能,在手动扫描的过程中判定从非接触状态向接触状态的第1状态变化,判定从接触状态向非接触状态的第2状态变化。取入控制部36在产生了第1状态变化的情况下判定取入开始,在产生了第2状态变化的情况下判定取入结束。以下,详细论述由取入控制部36进行的处理和

[0050] 在图2中示出了帧数据50。该帧数据50是在某一时刻生成的坐标转换后的帧数据。xy坐标系是显示坐标系。r $\theta$ 坐标系是收发波坐标系。r表示深度方向， $\theta$ 表示电子扫描方向。帧数据50的深度范围52与所设定的诊断范围相对应。帧数据50的 $\theta$ 方向的范围54与电子扫描的范围相对应。

[0051] 在实施方式中，针对各帧数据50设定扩展到其整体的采样点阵列，在各采样点参照亮度值。由此，取得亮度值阵列56。各亮度值相当于回声值。亮度值阵列56由与多个深度相对应的多个像素值列构成，各像素值列由沿着 $\theta$ 方向排列的多个亮度值构成。例如，像素值列64由呈圆弧状排列的几十个亮度值构成。

[0052] 在指定采样点阵列之际，例如指定开始深度和结束深度。它们之间的范围60成为深度方向上的采样点阵列的宽度。同样地，在 $\theta$ 方向上指定范围58，该范围58成为采样点阵列的宽度。顺带说下，采样点阵列未波及到探针附近范围62，宁可避开探针附近范围62而在比该探针附近范围62深的一侧设定采样点阵列。在探针附近范围62中，由于多重反射的影响，易于出现纹路，以不参照该纹路的方式设定了参照范围。

[0053] 例如，图3如所示，采样点阵列70能按照扫描方式或探针类型72、开始深度74、结束深度76、深度间距 (pitch) 或深度方向的采样点数80、电子扫描方向范围82、角度间距或电子扫描方向的采样点数84等定义。在该情况下，也可以基于诊断范围78等自动地设定开始深度74和结束深度76。也可以参照除了图3所示的信息以外的信息 (例如对象脏器、诊疗科目)，也可以基于预置的信息决定采样点阵列70。基本上对各帧数据适应相同的采样点阵列70。此外，在形成矩形的扫描面的情况下，形成矩形的采样点阵列。即，根据扫描面的形态决定采样点阵列的外形。

[0054] 在图4中，代表值的运算方法示作流程图。在实施方式中，按所取入的各帧数据，运算代表其的代表值，基于该代表值识别接触或非接触。以下，具体地说明。

[0055] 在S10中，作为深度参数的d被初始化，在图示的例子中，1被代入到d。根据该d，从沿着深度方向排列的多个亮度值列中指定特定的亮度值列。在S12中，参照第d个亮度值列。在S14中，基于该亮度值列运算标准化用的基准值。在实施方式中，基准值是平均值。在S16中，从构成亮度值列的各亮度值减去平均值。在产生了负值的情况下，该值被替换成0或被无效化。在帧数据中，一般而言，增益、衰减量沿着深度方向变化。通过上述的平均值的减去、也就是标准化，能够除去或减轻沿着深度方向的增益、衰减量的变化的影响。

[0056] 基于图5说明上述S16中的处理的具体例。在图5中示出与1个亮度值列相对应的直方图90。该直方图90用于说明，而不是在上述S16中生成的。横轴表示亮度值，纵轴表示度数 (像素数)。通过减去平均值92，直方图90向直方图96变化。即使直方图的中央位置根据深度而变化，在标准化后，也能够使直方图的中央位置一致。因而，也可以通过其他方法标准化各亮度值列。例如，也可以利用中央值、标准偏差等进行标准化。也可以利用帧整体的总平均值进行标准化。

[0057] 返回图4，在S18中，判定d是否超过最大值d<sub>max</sub>。只要d未超过d<sub>max</sub>，在S28中，d就增加1，反复执行S12以后的各工序。由此，沿着深度方向排列的多个亮度值列被依次标准化。在S18中判定为d超过了d<sub>max</sub>的情况下，在S22中，基于标准化后的多个亮度值列生成直方图。在S24中，所生成的直方图被修正。具体而言，在直方图中，从亮度值0向高亮度侧依次参照像素数，作为像素数而检测出0以后，这以后全部的像素数被替换成0。即，去除高亮度侧

的孤立部分。在S26中,基于修正后的直方图运算代表值。在实施方式中,该代表值是平均值(整体平均值)。通过将代表值与阈值相比较,识别接触或非接触。

[0058] 基于图6具体地说明S22~S26的处理。直方图100是与接触状态相对应的标准化后的直方图。直方图108是与非接触状态相对应的标准化后的直方图。在例如产生了孤立部分102的情况下,该孤立部分102在S24中被去除。由此,不受特定的高亮度噪声影响,就能够判定接触和非接触。直方图100的平均值104是阈值以上,在该情况下,判定为接触状态。另一方面,直方图108的平均值110小于阈值,在该情况下,判定为非接触状态。

[0059] 根据图4所示的方法,从帧数据的大致整体采样了亮度值,因此,不受局部的亮度值分布的影响,就能进行状态判定。另外,探针附近区域从采样对象中排除,因此,难以受到多重反射的影响,并进行标准化,因此,获得难以受到深度依赖性的影响这样的优点。即使由于直方图的修正而产生高亮度噪声(例如来自骨头的反射波),也获得难以受到高亮度噪声的影响这样的优点。

[0060] 在上述说明中,在代表值超过了阈值的情况下判定为接触,也可以是在多个帧中代表值连续地超过了阈值的情况下判定为接触。同样地,在上述说明中,在代表值小于阈值的情况下判定为非接触,也可以是在多个帧中代表值连续地小于阈值的情况下判定为非接触。

[0061] 在图7中示出实施方式的体数据取得方法。最初,对由用户(外科医生)进行的超声波探针的操作的流程进行说明。反复执行超声波束的电子扫描的状态下,超声波探针由用户保持。接下来,超声波探针与肝脏表面上的扫描开始位置抵接,之后,一边维持接触状态一边使超声波探针沿着肝脏表面以平行移动方式运动,在经过了固定的扫描距离之后或者在扫描结束的目标位置处,超声波探针与肝脏表面分离。在这样的一系列的操作的过程中,自动地执行以下的各工序。

[0062] 在S40中,通过图4~图6所示的方法,识别接触状态,即识别从非接触状态向接触状态的变化(第1状态变化)。即,在S40中,在超声波探针与肝脏表面接触的时间点,确定接触状态。此时,用户无需发出取入开始的指示。S42是帧数据的取入工序。在S44中,通过图4~图6所示的方法,识别非接触样态,即识别从接触状态向非接触状态的变化(第2状态变化)。只要接触状态持续,也就是说在超声波探针的手动扫描的持续过程中,反复执行S42的工序,依次取入以显示帧率生成的多个帧数据。

[0063] 在S44中,基于第2状态变化的识别判定取入结束。也就是说,在超声波探针与肝脏表面分离的时间点自动地判定取入结束。通过取入结束的判定,帧数据的储存结束。此时,用户无需发出取入结束的指示。

[0064] 在S46中,判定所储存的帧数据的张数是否小于 $m$ ,只要张数小于 $m$ ,就在S48中执行错误处理。例如,在显示画面上显示催促再次进行手动扫描的图像。通过这样的错误处理未获得必要的体数据的情况下,能够向用户通知该事态。作为结果,能够担保之后的体数据处理的恰当。 $m$ 例如是20或30。

[0065] 在S46中,在判断为取入了 $m$ 张以上的帧数据的情况下,在S50中,执行体数据处理。在该情况下,也无需用户指示该处理的开始。在实施方式中,S50中的体数据处理是坐标系校准处理。也可以在S50中执行基于体数据的三维图像处理。

[0066] 在图8中示出了显示例。在显示画面112内显示有实时断层图像114,在该实时断层

图像114附近显示指示器116。该指示器用于表示接触状态,在接触状态下持续显示。即,在手动扫描期间,与实时断层图像114一起显示指示器116。由此,用户能够确认准确地形成了接触状态。也可以显示表示非接触状态的指示器。

[0067] 在图9中示出了坐标系校准处理。通过超声波探针的手动扫描,取得空间上排列的#1~#N的帧数据120。通过由测位系统获得的位置信息来确定各帧数据120的位置、更具体而言,构成各帧数据的各回声数据的位置。多个帧数据120构成体数据118。对体数据118进行解析,并识别该体数据118所包含的对象(object)122。对象122例如是相当于肝脏内的门静脉的门静脉像。以对象122为基准,针对体数据118定义XYZ坐标系。在图9中,用(X0,Y0,Z0)表示对象122中的基准坐标。也可以将上述同样的处理适用于在其他医疗装置中所取得的体数据,使坐标系在两个体数据间一致。也可以对已经定义了坐标系的体数据适应由超声波诊断装置取得的体数据的坐标系。

[0068] 根据上述的实施方式,用户仅利用超声波探针扫描脏器表面或者生物体表面,自动地取入必要的体数据。此时,无需进行超声波诊断装置的操作面板的操作,无需用户觉察帧数据的取入。而且,根据上述的实施方式,接着手动扫描,自动地执行坐标系校准,因此,用户也不需要觉察坐标系校准。

[0069] 在上述实施方式中,基于帧数据判定了取入结束,但也可以基于帧数据数量、扫描距离、扫描时间等判定取入结束。在该情况下,也可以向用户报告取入结束条件的充足。另外,也可以在满足多个结束判定条件内任一个的情况下,或者在这些条件全部满足的情况下,判定取入结束。

[0070] 附图标记说明

[0071] 10:超声波探针;12:扫描面;14:磁传感器;16:磁场产生器;18:测位控制器;24:断层图像形成部;28:显示处理部;34:控制部;36:取入控制部;38:三维图像形成部;56:亮度值阵列。

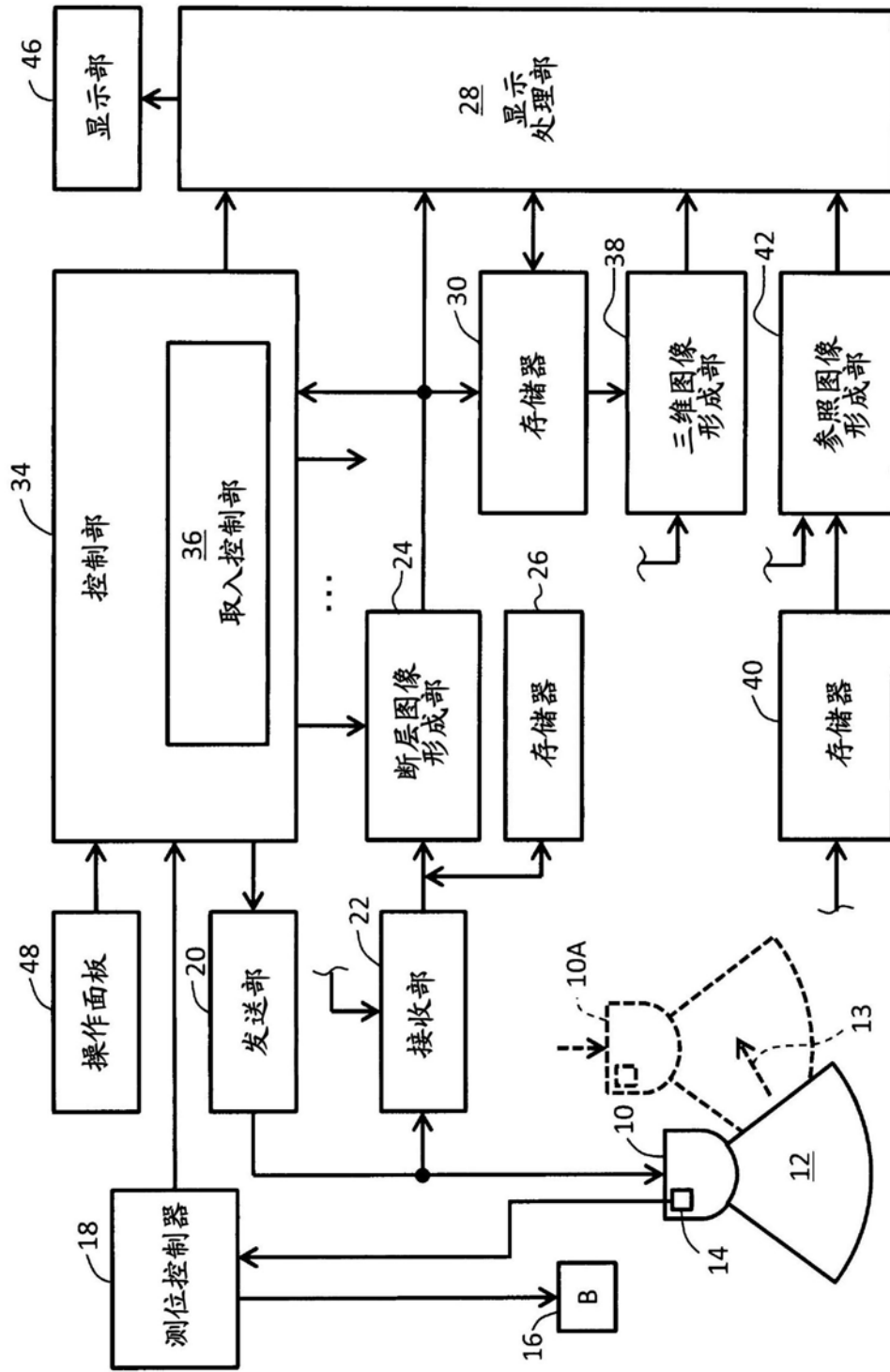


图1

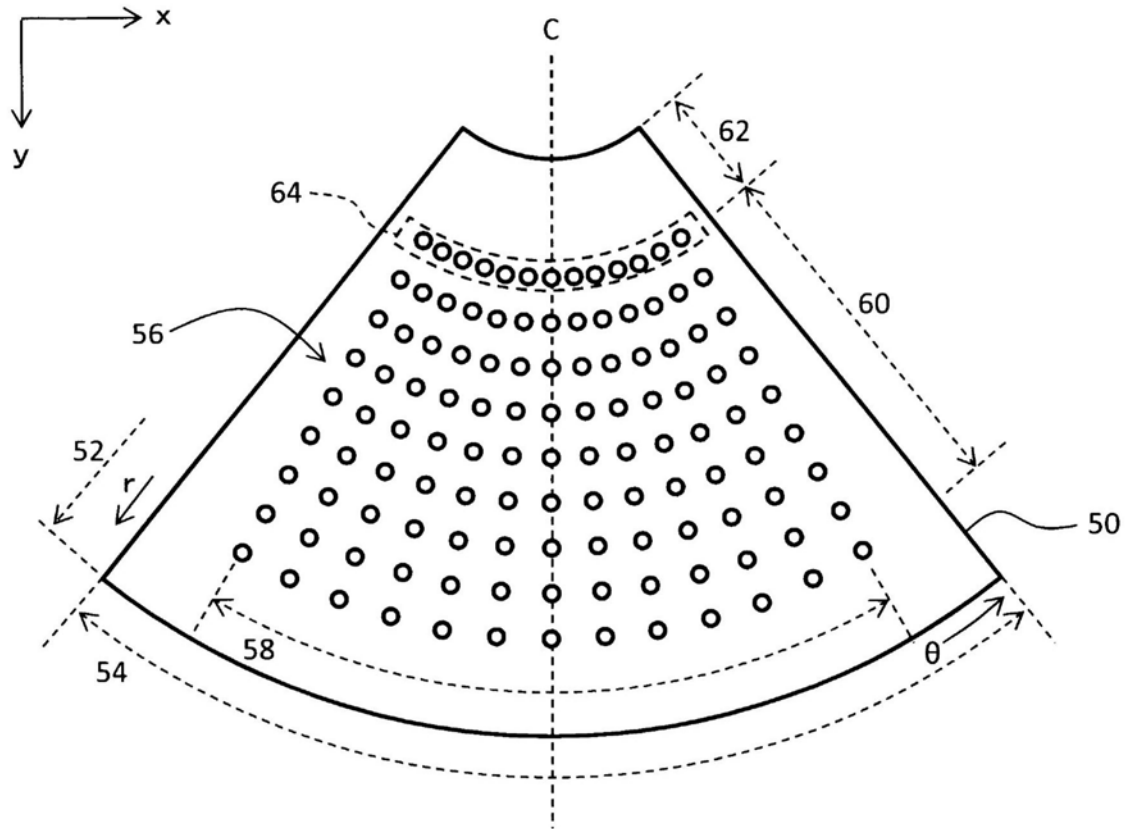


图2

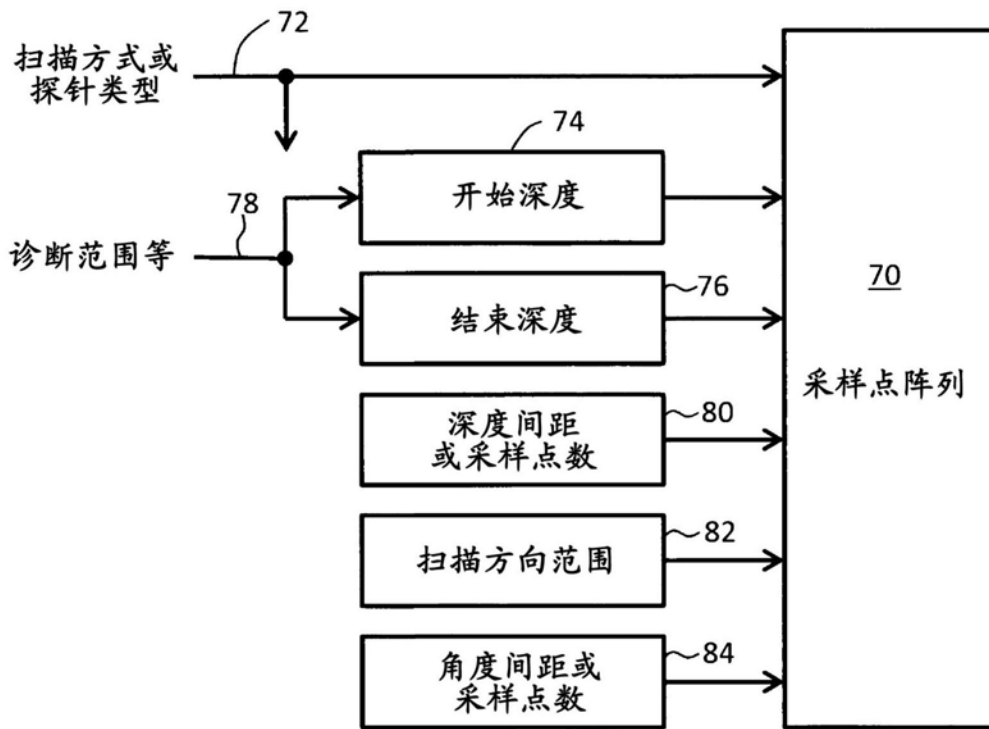


图3

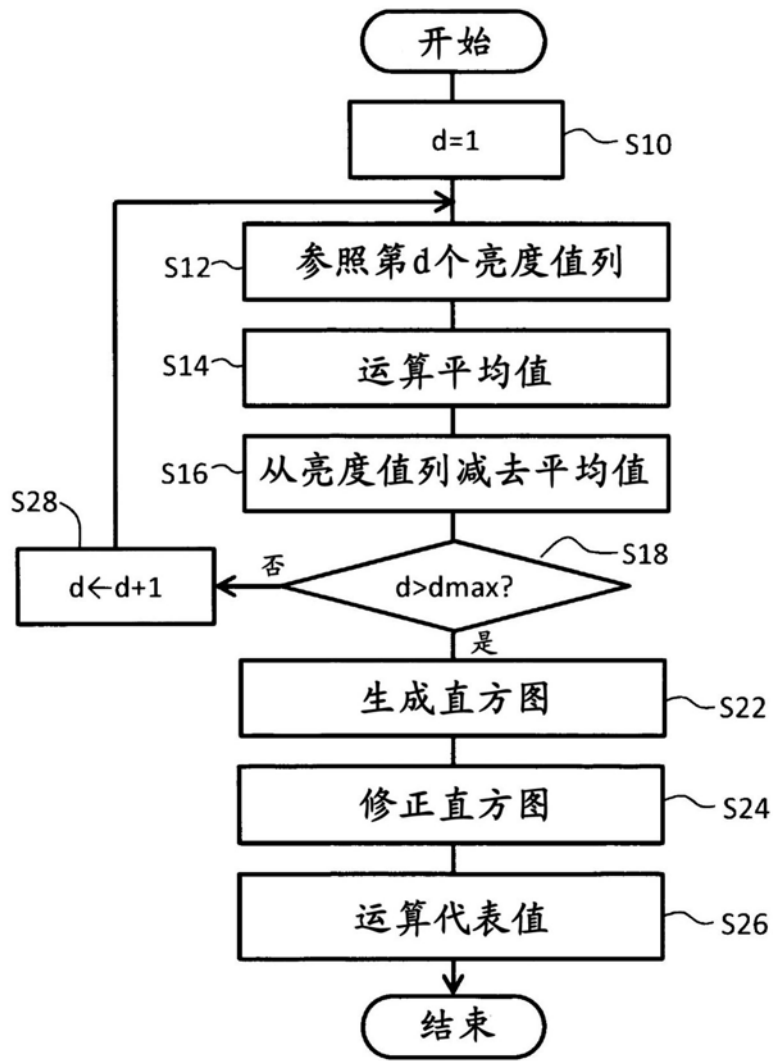


图4

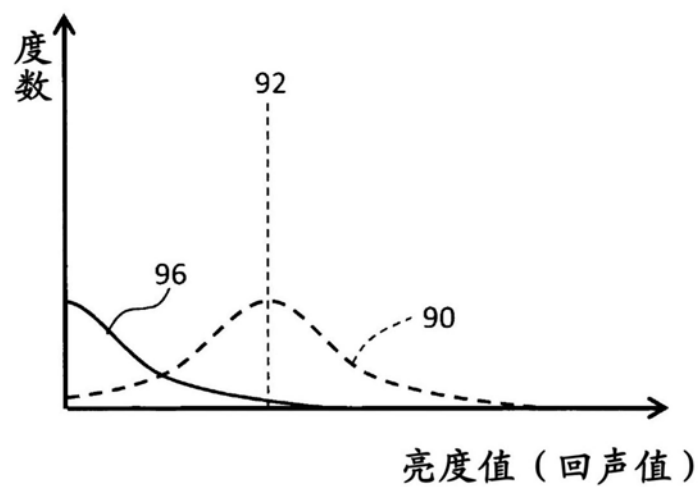


图5

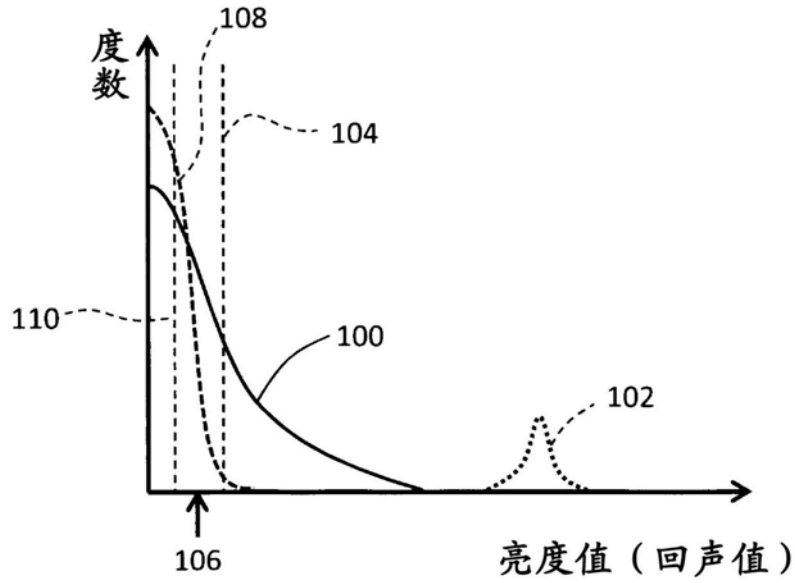


图6

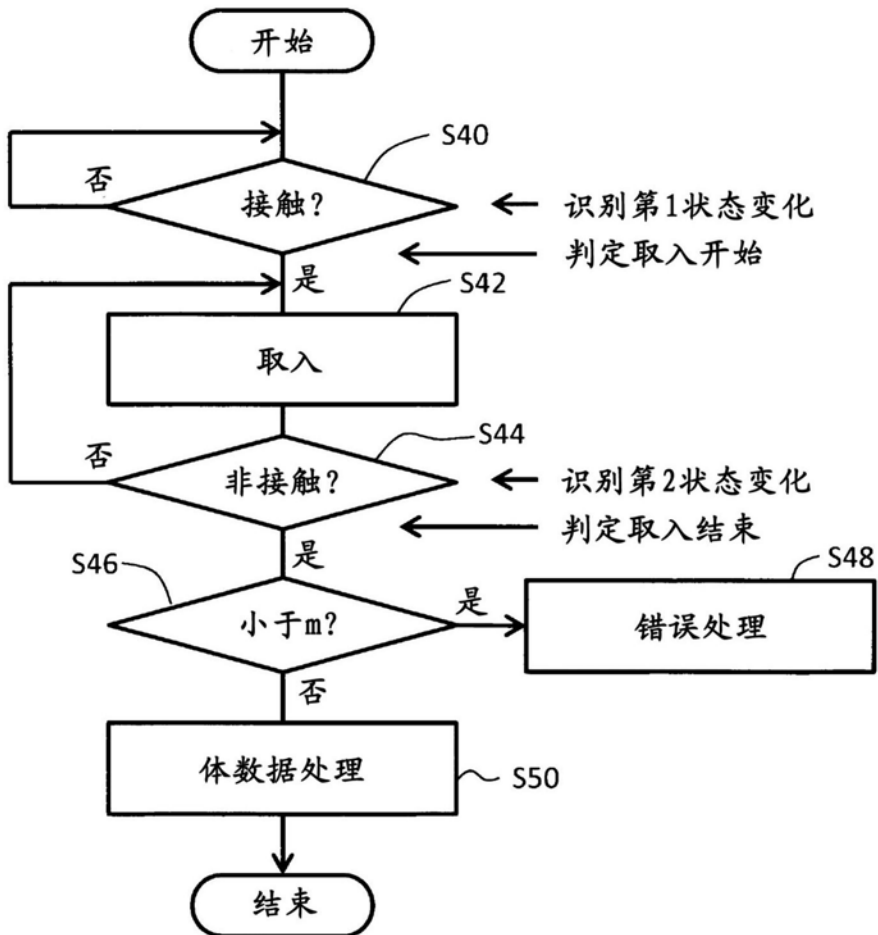


图7

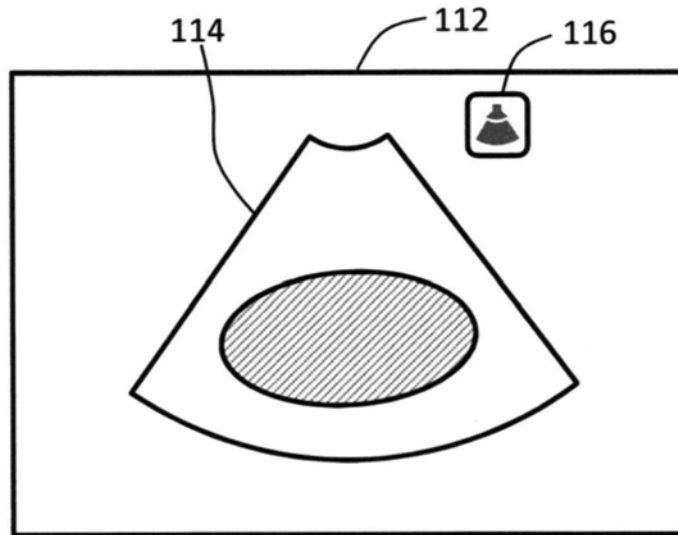


图8

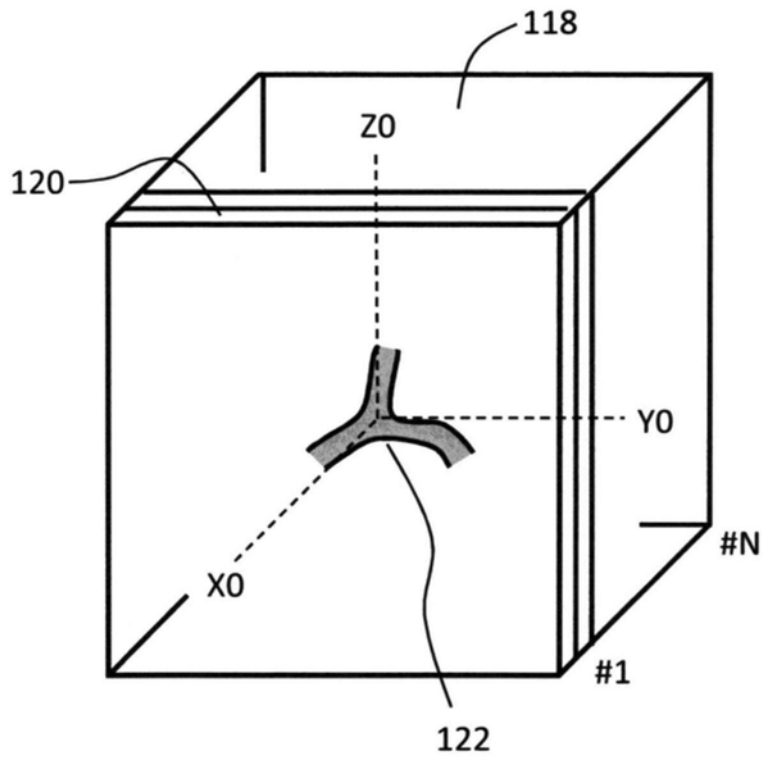


图9

专利名称(译)	超声波诊断装置以及体数据取入方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN110881997A</a>	公开(公告)日	2020-03-17
申请号	CN201910223501.9	申请日	2019-03-22
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	平井孝则		
发明人	平井孝则		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/5207 A61B8/4254 A61B8/4472 A61B8/483 A61B8/58 A61B8/14		
优先权	2018170021 2018-09-11 JP		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明提供一种超声波诊断装置和体数据取入方法。在超声波探针的手动扫描中，自然地取入所需的帧数据列。在S40中，判定从非接触状态向接触状态的变化。在S42中依次取入帧数据直到在S44中判定从接触状态向非接触状态的变化为止。体数据由所取入的多个帧数据构成。在所取入的帧数据的张数较少的情况下，在S48中执行错误处理。在判定取入结束后，在S50中自动地执行体数据处理。

