

(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103476343 A

(43) 申请公布日 2013. 12. 25

(21) 申请号 201280015649. X

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所
11105

(22) 申请日 2012. 05. 25

代理人 邸万奎

(30) 优先权数据

2011-119978 2011. 05. 30 JP

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2013. 09. 27

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2012/003426 2012. 05. 25

(87) PCT申请的公布数据

W02012/164892 JA 2012. 12. 06

(71) 申请人 松下电器产业株式会社

地址 日本大阪府

(72) 发明人 渡边良信 佐竹克己 长谷川欣也

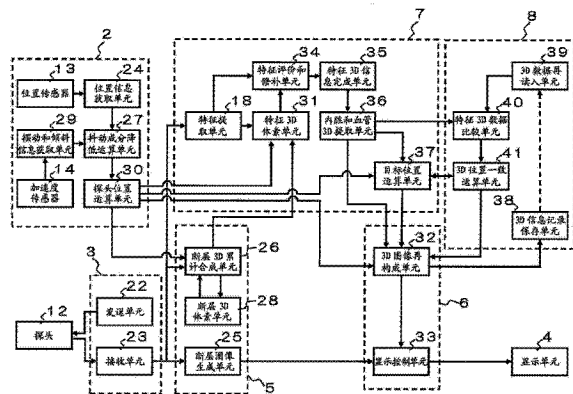
权利要求书3页 说明书13页 附图9页

(54) 发明名称

超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法

(57) 摘要

超声波诊断装置包括:探头位置信息获取单元,获取已获取了各位置的接收信号的探头的位置信息;特征提取运算单元,基于关联了所述位置信息的接收信号,生成用于构筑包含测定对象的三维图像的信息;特征数据比较单元,存储先前获取的用于构筑三维图像的信息和所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息,将所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;以及图像显示处理单元,进行用于基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的显示三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理。



1. 超声波诊断装置,进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,在被检体的测定对象中的规定的位置进行特性测量,该超声波诊断装置包括:

探头驱动单元,驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;

探头位置信息获取单元,获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;

图像生成控制单元,将所述各位置的接收信号和所述位置信息相关联;

特征提取运算单元,基于关联了所述位置信息的接收信号,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;

特征数据比较单元,存储先前获取的用于构筑三维图像的信息和所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息,将所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;

图像显示处理单元,进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理;以及

显示单元,显示所述图像显示处理单元的输出。

2. 超声波诊断装置,进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,对被检体的测定对象,在规定的位置进行特性测量,该超声波诊断装置包括:

探头驱动单元,驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;

探头位置信息获取单元,获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;

图像生成控制单元,基于所述各位置的接收信号生成断层图像信息,并将所述断层图像信息和所述位置信息相关联;

特征提取运算单元,基于关联了所述位置信息的断层图像信息,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;

特征数据比较单元,存储先前获取的用于构筑三维图像的信息和所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息,将所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;

图像显示处理单元,进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理;以及

显示单元,显示所述图像显示处理单元的输出。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声波诊断装置,

所述图像显示处理单元在基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像

中,重叠由所述探头位置信息获取单元获取的当前的位置信息并用所述显示单元显示。

4. 如权利要求 1 至 3 任何一项所述的超声波诊断装置,还包括:

存储单元,存储所述先前获取的用于构筑三维图像的信息、以及所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息。

5. 如权利要求 1 至 4 任何一项所述的超声波诊断装置,

在所述特征数据比较单元中,对所述测定对象的当前探头的位置和所述先前特性测量出的所述测定对象的位置一致的情况下,所述特征提取运算单元指示所述图像显示处理单元在所述显示单元中进行表示一致的显示。

6. 如权利要求 1 至 5 任何一项所述的超声波诊断装置,

所述特征提取运算单元基于所述测定对象的构造信息,从用于构筑所述三维图像的信息之中,提取用于构筑所述测定对象的三维图像的信息。

7. 如权利要求 6 所述的超声波诊断装置,

所述图像显示处理单元用所述显示单元显示由所述特征提取运算单元提取的用于构筑所述测定对象的三维图像的信息。

8. 如权利要求 1 至 7 任何一项所述的超声波诊断装置,

所述特征数据比较单元将所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息,基于所述测定对象的构造信息进行比较。

9. 如权利要求 1 至 8 任何一项所述的超声波诊断装置,

所述测定对象是颈动脉,所述特性测量是血管的特性测量。

10. 如权利要求 9 所述的超声波诊断装置,

所述血管的特性测量是 IMT 测量。

11. 如权利要求 9 或 10 所述的超声波诊断装置,

所述特征数据比较单元基于从颈动脉的颈总动脉分支为颈内动脉和颈外动脉的颈总动脉分支部的构造,比较所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息。

12. 如权利要求 9 至 11 的任何一项所述的超声波诊断装置,

所述特征数据比较单元基于颈动脉的血管直径,比较所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息。

13. 使用超声波的图像获取方法,进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,对被检体的测定对象,在规定的进行特性测量,该方法包括:

步骤 A,驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;

步骤 B,获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;

步骤 C,将包含所述测定对象的各位置的接收信号和所述位置信息相关联;

步骤 D,基于关联了所述位置信息的接收信号,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;

步骤 E,基于先前获取的用于构筑三维图像的信息,与当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出

的所述测定对象的位置信息；以及

步骤 F，进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理。

14. 使用超声波的图像获取方法，是超声波诊断装置的控制方法，该超声波诊断装置进行超声波的发送接收，可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接，对被检体的测定对象，在规定的位置进行特性测量，该方法包括：

步骤 A'，驱动所述探头，进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的处理，获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号；

步骤 B'，获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息；

步骤 C'，基于包含所述测定对象的各位置的接收信号生成断层图像信息，并将所述断层图像信息和所述位置信息相关联；

步骤 D'，基于关联了所述位置信息的断层图像信息，生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息；

步骤 E'，基于先前获取的用于构筑三维图像的信息，与当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较，在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中，反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息；以及

步骤 F'，进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理。

超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法。

背景技术

[0002] 超声波诊断装置,例如在用于获取显示人体内的血管和内脏的状态等的医疗利用信息的情况下使用。这种超声波诊断装置主要包括探头、发送单元、接收单元、断层图像生成单元和显示单元,在显示单元上显示由断层图像生成单元生成的断层图像。

[0003] 但是,在使用超声波诊断装置仅显示人体内的血管和内脏等的断层图像的状态下,有作为医疗利用信息不足的情况。具体地说,有作为使用超声波诊断装置的定期检查,必须每次在同一位置获取断层图像的情况,即使不是定期检查,也有必须在血管或内脏的规定的位置获取断层图像的情况等。

[0004] 例如,在动脉硬化的诊断中,用超声波诊断装置获取颈动脉的断层图像,基于该断层图像进行颈动脉的内膜中层厚度 (Intima-Media Thickness; 以下,简略为 IMT) 的测定。通过该 IMT 测定,为了掌握动脉硬化的进展状况和治疗状况,期望每次基于在颈动脉的同一位置获取的断层图像进行诊断。

[0005] 因此,提出了不是在 IMT 测定上特殊化的方案,而通过将由超声波诊断装置获取的断层图像和由 X 射线 CT 装置获取的三维图像组合,提供要提高作为医疗利用信息的价值的方案(例如,参照专利文献 1)。

[0006] 现有技术文献

[0007] 专利文献

[0008] 专利文献 1:国际公开第 2006 / 59668 号公报

发明内容

[0009] 发明要解决的问题

[0010] 在上述专利文献 1 的例子中,必须将超声波诊断装置获取的断层图像和 X 射线 CT 装置获取的三维图像组合。在该组合中,必须使由 X 射线 CT 装置获取的、读出预先存储保存的保存图像并构筑的三维图像数据和在被检体的某个位置通过超声波的发送接收获取的断层图像一致。但是,如果各断层图像的获取时的探头的位置、倾斜角、移动方向等不同,则有该一致作业非常困难的课题。

[0011] 更详细地说明,由超声波诊断装置获取的断层图像的位置信息和由 X 射线 CT 装置获取的三维图像的位置信息是分别用不同的设备提供的信息,为了使它们一致,需要通过分别指定每个图像的基准点,将那些基准点的位置匹配,从而使两者的位置信息匹配。但是,若基准点的设定和图像的截取位置不同,或截取的图像的大小不同,则使该图像一致的作业变麻烦。

[0012] 特别地,在用超声波诊断装置获取的断层图像以倾斜状态获取的情况下,使该倾斜时的断层图像与 X 射线 CT 装置获取的三维图像数据一致非常困难,便利性非常差。

[0013] 因此,本发明的目的在于提供能够以简单的操作,将探头的位置匹配在规定的位置,提高便利性以能够容易地使图像一致的超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法。

[0014] 解决问题的方案

[0015] 本发明的一方案的超声波诊断装置,进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,在被检体的测定对象中的规定的位置进行特性测量,该超声波诊断装置包括:探头驱动单元,驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;探头位置信息获取单元,获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;图像生成控制单元,将所述各位置的接收信号和所述位置信息相关联;特征提取运算单元,基于关联了所述位置信息的接收信号,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;特征数据比较单元,存储先前获取的用于构筑三维图像的信息和所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息,将先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;图像显示处理单元,进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理;以及显示单元,显示所述图像显示处理单元的输出。

[0016] 本发明的一方案的另一超声波诊断装置,进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,对被检体的测定对象,在规定的规定的位置进行特性测量,该超声波诊断装置包括:探头驱动单元,驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;探头位置信息获取单元,获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;图像生成控制单元,基于所述各位置的接收信号生成断层图像信息,并将所述断层图像信息和所述位置信息相关联;特征提取运算单元,基于关联了所述位置信息的断层图像信息,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;特征数据比较单元,存储先前获取的用于构筑三维图像的信息和所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息,将先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;图像显示处理单元,进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理;以及显示单元,显示所述图像显示处理单元的输出。

[0017] 所述图像显示处理单元在基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像中,重叠由所述探头位置信息获取单元获取的当前的位置信息并用所述显示单元显示。

[0018] 还包括存储所述先前获取的用于构筑三维图像的信息、以及所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息的存储单元。

[0019] 在所述特征数据比较单元中,对所述测定对象的当前探头的位置和所述先前特性

测量出的所述测定对象的位置一致了的情况下,所述特征提取运算单元指示所述图像显示处理单元在所述显示单元中进行表示一致的显示。

[0020] 所述特征提取运算单元基于所述测定对象的构造信息,从用于构筑所述三维图像的信息之中,提取用于构筑所述测定对象的三维图像的信息。

[0021] 所述图像显示处理单元用所述显示单元显示由所述特征提取运算单元提取的用于构筑所述测定对象的三维图像的信息。

[0022] 所述特征数据比较单元将所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息,基于所述测定对象的构造信息进行比较。

[0023] 所述测定对象是颈动脉,所述特性测量是血管的特性测量。

[0024] 所述血管的特性测量是 IMT 测量。

[0025] 所述特征数据比较单元基于从颈动脉的颈总动脉分支为颈内动脉和颈外动脉的颈总动脉分支部的构造,比较所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息。

[0026] 所述特征数据比较单元基于颈动脉的血管直径,比较所述先前获取的用于构筑三维图像的信息和当前获取的用于构筑三维图像的信息。

[0027] 本发明的一方案的使用超声波的图像获取方法,进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,对被检体的测定对象,在规定的位置进行特性测量,该方法包括:步骤 A,驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;步骤 B,获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;步骤 C,将包含所述测定对象的各位置的接收信号和所述位置信息相关联;步骤 D,基于关联了所述位置信息的接收信号,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;步骤 E,基于先前获取的用于构筑三维图像的信息,与当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;以及步骤 F,进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息、以及当前探头的位置信息的处理。

[0028] 本发明的一方案的另一图像获取方法,是超声波诊断装置的控制方法,该超声波诊断装置进行超声波的发送接收,可与将该超声波的回波信号变换为电信号的探头连接,对被检体的测定对象,在规定的位置进行特性测量,该方法包括:步骤 A',驱动所述探头,进行发送所述超声波的发送处理、以及从所述电信号生成接收信号的接收处理,获取包含所述被检体的测定对象的各位置的接收信号;步骤 B',获取已获取了所述各位置的接收信号的所述探头的位置信息;步骤 C',基于包含所述测定对象的各位置的接收信号生成断层图像信息,并将所述断层图像信息和所述位置信息相关联;步骤 D',基于关联了所述位置信息的断层图像信息,生成用于构筑包含所述测定对象的三维图像的信息;步骤 E',基于先前获取的用于构筑三维图像的信息,与当前获取的用于构筑三维图像的信息进行比较,在所述当前获取的用于构筑三维图像的信息中,反映所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信息;以及步骤 F',进行用于显示基于所述当前获取的用于构筑三维图像的信息的三维图像、由所述特征数据比较单元反映的所述先前特性测量出的所述测定对象的位置信

息、以及当前探头的位置信息的处理。

[0029] 发明的效果

[0030] 根据本申请公开的超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法,能够以简单的操作,将探头位置匹配在规定的位置,可实现操作性好的超声波诊断装置。

附图说明

[0031] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的一实施方式的概略方框图。

[0032] 图 2(a) 是图 1 所示的超声波诊断装置的外观立体图, (b) 是表示位置信息获取单元的主要部分的立体图。

[0033] 图 3 是图 1 所示的超声波诊断装置的详细的方框图。

[0034] 图 4 是表示使用图 1 所示的超声波诊断装置进行第 1 次 IMT 测定的过程的流程图。

[0035] 图 5(a) 是表示将探头紧帖到被检体的状态的图, (b) 是表示包含颈动脉的断层图像的图。

[0036] 图 6(a) 是表示脖颈表面的人工扫描的图, (b) 是表示在显示单元上所显示的颈动脉的一例三维图像的图。

[0037] 图 7 是表示进行了颈动脉的 IMT 测定的位置的三维图像的图。

[0038] 图 8 是表示使用图 1 所示的超声波诊断装置进行第 2 次以后的 IMT 测定的过程的流程图。

[0039] 图 9(a) 至 (d) 是说明在 IMT 测定中, 当前获取的三维图像和在先前获取的三维图像的一致的图。

[0040] 图 10(a) 至 (d) 是说明在第 2 次以后的 IMT 测定中, 显示单元上所显示的三维图像的图。

[0041] 标号说明

[0042] 1 超声波诊断装置

[0043] 2 探头位置信息获取单元

[0044] 3 探头驱动单元

[0045] 4 显示单元

[0046] 5 图像生成控制单元

[0047] 6 图像显示处理单元

[0048] 7 特征提取和运算单元

[0049] 8 特征数据比较单元

[0050] 12 探头

[0051] 13 位置传感器

[0052] 14 加速度传感器

[0053] 15 被检体

[0054] 16 脖颈

[0055] 17 短轴断面

[0056] 18 特征提取单元

[0057] 19 探头的示意图

- [0058] 20、53 一部分四边形区域
- [0059] 21 颈动脉
- [0060] 22 发送单元
- [0061] 23 接收单元
- [0062] 24 位置信息获取单元
- [0063] 25 断层图像生成单元
- [0064] 26 断层 3D 累计合成单元
- [0065] 27 抖动成分降低运算单元
- [0066] 28 断层 3D 体素单元
- [0067] 29 摆动和倾斜信息获取单元
- [0068] 30 探头位置运算单元
- [0069] 31 特征 3D 体素单元
- [0070] 32 3D 图像再构成单元
- [0071] 33 显示控制单元
- [0072] 34 特征评价和修补单元
- [0073] 35 特征 3D 信息完成单元
- [0074] 36 内脏和血管 3D 提取单元
- [0075] 37 目标位置运算单元
- [0076] 38 3D 信息记录保存单元
- [0077] 39 3D 数据再读入单元
- [0078] 40 特征 3D 数据比较单元
- [0079] 41 3D 位置一致运算单元
- [0080] 50、51、52 颈动脉的三维图像
- [0081] 54 一致显示
- [0082] 61 脚轮板
- [0083] 62 轮箍
- [0084] 63 机箱
- [0085] 65 多关节臂
- [0086] 66 ~ 71 关节

具体实施方式

[0087] 以下,参照附图说明本发明的超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法的实施方式。

[0088] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的一实施方式的概略方框图。

[0089] 超声波诊断装置 1 包括:探头 12;探头位置信息获取单元 2;探头驱动单元 3;图像生成控制单元 5;特征提取和运算单元 7;特征数据比较单元 8;图像显示处理单元 6 和显示单元 4。在本实施方式中超声波诊断装置 1 包括探头 12,但可连接探头 12 即可,也可以不包括探头 12。

[0090] 探头 12 具有超声波振子,通过超声波振子对被检体发送超声波,并且接收该超声

波的反射超声波即回波信号,并将该回波信号变换为电信号。

[0091] 探头位置信息获取单元 2 获取并输出探头 12 的位置信息。

[0092] 探头驱动单元 3 供给用于探头 12 发送超声波的驱动用信号,作为超声波的发送处理。而且,进行将来自探头 12 的电信号放大、检波等的断层图像的构筑上需要的一般性的接收处理,生成接收信号,作为超声波的接收处理。

[0093] 图像生成控制单元 5 基于探头驱动单元 3 的接收信号,进行接收信号的坐标变换等,生成断层图像信息。此外,使接收信号和探头位置信息获取单元 2 获取的位置信息相关联。再有,这里所谓的断层图像信息,除了构筑的断层图像本身以外,还指基于接收信号用于构筑断层图像的信息(例如,亮度信息)。

[0094] 特征提取和运算单元 7 基于探头位置信息获取单元 2 的输出即位置信息、以及探头驱动单元 3 的接收信号,进行用于构筑测定对象的三维图像的数据处理。

[0095] 特征数据比较单元 8 存储保存先前测定时的测定对象的测定数据和断层图像、三维图像,与当前测定中获取的来自特征提取和运算单元 7 的输出进行比较。

[0096] 图像显示处理单元 6 进行用于显示由图像生成控制单元 5 构筑的断层图像的处理,并且将特征提取和运算单元 7 处理的数据、图像生成控制单元 5 的断层图像、以及探头位置信息获取单元 2 的输出即位置信息进行合成从而控制用于显示测定对象的三维图像的显示数据。

[0097] 显示单元 4 显示来自图像显示处理单元 6 的输出。

[0098] 接着,图 2 中表示本发明的超声波诊断装置的一例外观图。

[0099] 如图 2(a) 所示,超声波诊断装置 1 的机箱 63 例如装载在下方设有四个轮箍 62 的脚轮板 61 上。由此,超声波诊断装置 1 可自由移动。

[0100] 在超声波诊断装置 1 的机箱 63 背面侧,设置多关节臂 65,在该臂的前端配置探头 12。探头 12 与机箱 63 内的探头驱动单元 3 电连接。

[0101] 如图 2(b) 所示,多关节臂 65 包括:转动的两个关节 70、71;以及在转动的两个关节 70、71 之间设置的弯曲的多个关节 66~69(在图 2(b) 中表示包括了四个关节的结构)。而且,在这些全部关节 66~71 中,设有检测各个关节的旋转角度的角度传感器(未图示)。而且,在转动的两个关节 70、71 中设有检测各个关节中的三维方向的加速度的加速度传感器(未图示)。

[0102] 包含这些多关节臂 65 的各个关节 67~71 中设置的角度传感器、加速度传感器的结构是探头位置信息获取单元 2,通过这些结构,获取并输出探头 12 的位置信息。

[0103] 即,探头 12 通过具有多个关节 66~71 的多关节臂 65,不用说上下、左右,而且可以在整个圆周上自由地移动。而且,探头 12 的位置信息可以由该多关节臂 65 的关节上设置的角度传感器获得。此外,多关节臂 65 摆动或倾斜的抖动可以由加速度传感器检测,由此校正由角度传感器得到的位置信息。

[0104] 再有,在本实施方式中,作为探头位置信息获取单元 2,包括角度传感器和加速度传感器,例示了支承探头 12 的多关节臂 65,但该实施方式是用于获取探头 12 的位置信息的一例,本发明不限于此。即,只要是能够获取探头 12 的位置信息的结构,就不特别地限定,例如,也可以使用磁传感器、陀螺传感器(gyro sensor)、光学传感器和它们的组合等。此外,多关节臂 65 的结构也不过是用于获取探头 12 的位置信息的本发明的一实施方式,关节

和传感器的数等也可以是图 2(b) 所示的结构所使用的数以外。

[0105] 接着,使用图 3,进行本实施方式的超声波诊断装置的详细说明。图 3 是图 1 所示的超声波诊断装置 1 的详细方框图。以下详细说明了探头位置信息获取单元 2、探头驱动单元 8、图像生成控制单元 5、特征提取和运算单元 7、特征数据比较单元 8、图像显示处理单元 6 可以由硬件构成,也可以由 CPU 等的信息处理电路和在存储器等存储单元中存储的软件构成。这种情况下,信息处理电路从存储器中读出在以下说明的规定图像获取方法的过程的软件,通过执行图像获取方法的过程,控制超声波诊断装置各结构要素。通过这些信息处理电路和存储器中存储的软件实现的结构要素的一部分,也可以由专用的集成电路构成。此外,这些结构要素的一部分也可以由通用的信息处理装置、例如微计算机等实现。即,作为包含超声波诊断装置和微计算机的系统,也可以实现本实施方式。

[0106] 探头驱动单元 3,如图 3 所示包括发送单元 22 和接收单元 23。发送单元 22 进行上述的发送处理,接收单元 23 进行上述接收处理。

[0107] 探头位置信息获取单元 2 包括:位置传感器 13;位置信息获取单元 24;加速度传感器 14;摆动和倾斜信息获取单元 29;抖动成分降低运算单元 27;以及探头位置运算单元 30。

[0108] 位置传感器 13 是设置在上述多关节臂 65 上的多个角度传感器。

[0109] 位置信息获取单元 24 基于来自位置传感器 13 的输出,获取探头 12 的位置信息。

[0110] 加速度传感器 14 是设置在上述转动的两个关节 70、71 上的加速度传感器,检测探头 12 的移动时的加速度。

[0111] 摆动和倾斜信息获取单元 29 基于来自加速度传感器 14 的输出,获取探头 12 的摆动和倾斜信息。

[0112] 抖动成分降低运算单元 27 根据由位置信息获取单元 24 获取的探头 12 的位置信息、以及由摆动和倾斜信息获取单元 29 获取的探头 12 的摆动和倾斜信息,运算探头 12 的抖动成分。

[0113] 探头位置运算单元 30 根据抖动成分降低运算单元 27 的运算结果,运算探头 12 的正确的位置信息。

[0114] 即,探头位置信息获取单元 2 包括这样的结构:根据基于加速度传感器 14 的输出,通过摆动和倾斜信息获取单元 29 求得的探头 12 的摆动和倾斜信息及位置信息获取单元 24 得到的位置信息,由抖动成分降低运算单元 27 运算成为获取正确的探头 12 的位置信息方面的噪声的抖动成分,并根据运算结果,由探头位置运算单元 30 运算探头 12 的正确的位置。由探头位置运算单元 30 运算出的探头 12 的位置信息被输出到后述的断层 3D 累计合成单元 26、特征 3D 体素单元 31、以及 3D 图像再构成单元 32。

[0115] 图像控制单元 5 包括:断层图像生成单元 25;断层 3D 累计合成单元 26;以及断层 3D 体素单元 28。

[0116] 断层图像生成单元 25 基于由接收单元 23 进行了接收处理的接收信号,生成所谓的一般的断层图像信息。

[0117] 断层 3D 累计合成单元 26 对于被检体将通过在多个位置进行超声波的发送接收获取的接收信号和探头位置运算单元 30 的输出信息相关联。例如,通过将探头 12 紧贴在被检体表面,在一方向上移动,同时进行超声波的发送接收,从而获取多个位置中的接收信

号。这种情况下,将获取的多个位置的接收信号和从探头位置运算单元 30 输出的探头的多个位置信息顺序相关联。

[0118] 再有,本实施方式的断层 3D 累计合成单元 26 将接收信号和探头 12 的位置信息相关联,但断层 3D 累计合成单元 26 也可以将断层图像信息和探头的位置信息相关联。该情况下,断层 3D 累计合成单元 26 接受不是接收单元 23 而是断层图像生成单元 25 的输出(图 3 中未图示)。

[0119] 断层 3D 体素单元 28 输入来自断层 3D 累计合成单元 26 的多个接收信号,而且将输入的多个接收信号根据需要而输出到断层 3D 累计合成单元 26。

[0120] 特征提取和运算单元 7 包括:特征提取单元 18;特征 3D 体素单元 31;特征评价和修补单元 34;特征 3D 信息完成单元 35;内脏和血管 3D 提取单元 36;以及目标位置运算单元 37。

[0121] 特征提取单元 18 基于从接收单元 23 得到的接收信号,提取作为规定的测定对象的特征的数据。作为规定的测定对象的特征的数据,是指通过分析接收信号获得的有关内脏和血管的边界信息和构造变化的某个部位的信息。

[0122] 特征 3D 体素单元 31 累积由特征提取单元 18 提取的作为多个规定的测定对象的特征的数据、由断层 3D 累计合成单元 26 累积的接收信号、以及从探头位置运算单元 30 供给的探头 12 的位置信息。此外,在累积这些信息时,将这些三个信息相关联,以使它们分别对应多个位置获取的被检体的接收信号。

[0123] 特征评价和修补单元 34 基于特征提取单元 18 提取的数据和特征 3D 体素单元 31 中累积的数据,评价规定的测定对象的提取状况。具体地说,从特征 3D 体素单元 31 中累积的数据中,除去作为人体构造不自然的噪声成分,或基于特征 3D 体素单元 31 中累积的作为多个规定的测定对象的特征的数据,将这些数据修补为连续的信息。

[0124] 特征 3D 信息完成单元 35 基于特征评价和修补单元 34 的输出,完成用于构筑规定的测定对象的三维图像的信息。

[0125] 内脏和血管 3D 提取单元 36 在特征 3D 信息完成单元 35 完成的用于构筑规定的测定对象的三维图像的信息中,提取用于构筑期望的血管和内脏等根据另外指示选择的规定的部位的三维图像的信息。

[0126] 目标位置运算单元 37 基于内脏和血管 3D 提取单元 36 中用于构筑另外指示的规定的部位的三维图像的信息和从探头位置运算单元 306 得到的探头 12 的位置信息,将相对规定的部位的探头 12 的位置顺序反映在规定的部位的三维图像上。而且,将进行了测定对象中的测定后的规定的部位的位置通过后述的 3D 图像再构成单元 32 存储在 3D 信息记录保存单元 38 中。此外,如以下详细地说明,在进行了先前测定的规定的部位的位置(以后,设为目标位置)和进行当前测定的探头 12 的位置一致的情况下,对 3D 图像再构成单元 32 输出表示一致的信息,并进行用于反映在三维图像上的指示。

[0127] 特征数据比较单元 8 包括:3D 信息记录保存单元 38;3D 数据再读入单元 39;特征 3D 数据比较单元 40;以及 3D 位置一致运算单元 41。

[0128] 3D 信息记录保存单元 38 存储从 3D 图像再构成单元 32 得到的用于构筑三维图像的信息和目标位置。

[0129] 3D 数据再读入单元 39 读出由 3D 信息记录保存单元 38 保存的数据。

[0130] 特征 3D 数据比较单元 40 将 3D 数据再读入单元 39 读入的用于构筑先前的三维图像的信息和当前测定中由内脏和血管 3D 提取单元 36 提取的测定对象的三维图像进行比较,计算它们的位置错位成分。例如,将先前的三维图像中包含的测定对象的构造信息和当前诊断中的测定对象的构造信息进行比较,运算双方的位置错位成分。

[0131] 3D 位置一致运算单元 41 基于从特征 3D 数据比较单元 40 得到的位置错位成分,运算先前获取的三维图像和当前获取的三维图像是否一致。而且,在一致的情况下,为了将目标位置反映在当前获取的三维图像上,将该信息输出到后述的 3D 图像再构成单元 32。

[0132] 显示控制单元 6 包括 3D 图像再构成单元 32 和显示控制单元 33。

[0133] 3D 图像再构成单元 32 将来自图像生成控制单元 5 的断层图像、由特征提取和运算单元 7 得到的三维图像、以及探头位置信息获取单元 2 的输出即位置信息进行合成,以在显示单元 4 上显示地再构成。此外,基于由 3D 位置一致运算单元 41 得到的信息,使先前测定的目标位置显示在当前获取的三维图像上。而且,从目标位置运算单元 37,接受了表示进行当前测定的探头 2 的位置与目标位置一致的信息时将用于表示该信息的显示信息输出到显示控制单元 33。再有,也可以还加上与特征数据比较单元 8 的先前的三维图像之间的比较结果进行再构成。

[0134] 显示控制单元 33 进行控制,以将断层图像生成单元 25 生成的断层图像和 3D 图像再构成单元 32 的输出显示在显示单元 4 上。

[0135] 下面,使用图 4~图 10,说明图 1~图 3 所示的本实施方式的超声波诊断装置 1 的动作和使用该装置的操作者的动作。再有,这里,以颈动脉的 IMT 测定为例进行说明。在以下,说明隔开期间进行两次相同被检体的 IMT 测定的情况下的过程。该情况下,如果将第 2 次测定设为当前进行,则第 1 次测定为先前的测定。此外,在隔开期间进行 n 次 (n 为 3 以上的整数) 相同被检体的 IMT 测定的情况下,以下的第 2 次 IMT 测定也可以是第 n 次的 IMT 测定。

[0136] 首先,基于图 4 的动作流程图说明在第 1 次 (初诊时) 测定颈动脉的 IMT 测定的情况下超声波诊断装置的动作和操作者的动作。

[0137] 在步骤 1(S11) 中,使探头 12 紧贴被检体的脖颈表面,基于得到的断层图像,进行颈动脉的探索。

[0138] 具体地说,在将探头驱动单元 3 的发送单元 22 和接收单元 23 驱动的状态下,如图 5(a) 所示,使探头 12 的前端部紧贴脖颈 16 表面。此时,配置探头 12,以使从探头 12 发送的超声波波束紧贴在相对于颈动脉的血管的延长方向 (以后,设为长轴方向) 的垂直方向上,得到包含颈动脉的大致圆形状的断面 (以后,设为短轴方向) 的断层图像。即,操作者原样保持上述探头 12 的方向并移动探头 12,探索颈动脉,以在断层图像中包含颈动脉的短轴断面。若在合适的位置配置探头 12,则在通过断层图像生成单元 25、显示控制单元 30 生成的断层图像中,例如,如图 5(b) 所示的断层图像 17 那样,在显示单元 4 上显示颈动脉的大致圆形状的短轴断面 17。

[0139] 在步骤 2(S12) 中,接收颈动脉的长轴方向的多个位置的接收信号。

[0140] 在使探头 12 紧贴在步骤 1(S11) 中的合适的位置的脖颈表面上的状态下,例如,如图 6(a) 所示的箭头方向,使探头 12 在颈动脉的长轴方向上移动。然后,随着该移动,在颈动脉的长轴方向的多个位置 (图 6(a) 中的位置 (A)、(B)、(C)) 发送超声波和接收该超声波

的反射超声波即回波信号（以后，将该操作设为人工扫描）。由此，可以接收包含颈动脉的长轴方向的多个位置中的颈动脉的短轴断面的回波信号。

[0141] 再有，在本实施方式中，在接收包含颈动脉的长轴方向的多个位置中的颈动脉的短轴断面的回波信号时，表示了人工扫描的结构，但本发明不限于此，例如，作为探头，也可以是采用所谓的 3D 探头或 4D 探头的结构。这种情况下，不是人工扫描，而电子式地接收包含颈动脉的长轴方向的多个位置中的颈动脉的短轴断面的回波信号。

[0142] 下面说明的步骤 3(S13)～步骤 6(S16)与上述步骤 2(S12)几乎同时地进行，使颈动脉的三维图像显示在显示单元 4 上。再有，步骤 3(S13)～步骤 6(S16)在进行人工扫描的同时顺序进行。

[0143] 在步骤 3(S13)中，将通过人工扫描在颈动脉的长轴方向的位置得到的多个接收信号和获取到该多个接收信号的探头 12 的位置信息相关联。

[0144] 首先，通过人工扫描在各位置获取的多个接收信号从接收单元 23 被顺序输出到断层 3D 累计合成单元 26。另一方面，由上述探头位置信息获取单元 2 获取已获取到这些接收信号的探头 12 的位置信息。然后，由断层 3D 累计合成单元 26 将各个接收信号和获取该信号的位置信息相关联，将该相关联的信息存储在断层 3D 体素单元 28 中。

[0145] 在步骤 4(S14)中，从通过人工扫描在各位置获取的多个接收信号中提取作为规定的测定对象的特征的数据。

[0146] 首先，与步骤 3(S13)同样，通过人工扫描在颈动脉的长轴方向的位置得到的多个接收信号从接收单元 23 被顺序输出到特征提取单元 18。特征提取单元 18 基于这些接收信号，获取包含颈动脉的血管和内脏的边界信息。作为获取该边界信息的方法，例如，可以采用在 IMT 测定中通常使用的血管边界检测方法，即基于接收信号的振幅信息，提取规定的振幅以上的数据，将该数据作为边界信息的方法。在每次从接收单元 23 对特征提取单元 18 输出接收信号时进行这些边界信息的获取。

[0147] 再有，该边界信息是作为用于构筑三维图像的基础的数据，通过加入在颈动脉的各位置获取的边界信息，在后述的步骤 5(S15)中进行各种数据处理来构筑三维图像。

[0148] 这里，基于特征 3D 体素单元 31 中累积的特征提取单元 18 的数据、断层 3D 累计合成单元 26 的信息，在由特征评价和修补单元 34 修补为连续的信息后，在特征 3D 信息完成单元 35 中，完成用于构筑包含颈动脉的规定的测定对象的三维图像的信息。

[0149] 在步骤 6(S16)中，基于在步骤 5(S15)中完成的用于构筑三维图像的信息，选择和显示测定对象的颈动脉的图像。步骤 (S15)中获取的用于构筑三维图像的信息还包含颈动脉以外的血管和内脏。因此，在步骤 6(S16)中，从获取的用于构筑三维图像的信息中仅提取颈动脉的信息。

[0150] 颈动脉比一般的血管粗，此外，其构造由颈总动脉、颈内动脉、以及颈外动脉构成。而且，颈总动脉向被检体的头部延长，并且具有分支为颈内动脉和颈外动脉（称为所谓的颈总动脉分支部）的 Y 字状的特征性构造。

[0151] 因此，将该特征性的构造和标准的颈动脉的粗度预先存储在脏器及血管 3D 提取单元 36 中，基于该特征性的构造，从步骤 5(S15)中完成的三维图像之中选择颈动脉的三维图像。选择出的颈动脉的三维图像的信息被输出到 3D 图像再构成单元 32。在 3D 图像再构成单元 32 中，从接受的信息构成仅颈动脉的三维图像，通过显示控制单元 33 显示在显示单

元 4 上。

[0152] 再有,颈动脉的情况下,从其构造和粗度(血管直径),在开始大致的人工扫描后,立即判别为颈动脉,可显示仅颈动脉的三维图像。但是,假如作为颈动脉候选的对象为两个以上,在无法判断显示三维图像的对象的情况下,将它们全部显示在显示单元 4 上,基于通过人工扫描慢慢得到的信息,逐个时间与颈动脉的构造信息对照,可删除判断为不是颈动脉的对象。

[0153] 通过经过以上的步骤 3(S13)~步骤 6(S16),在显示单元 4 中,显示通过人工扫描得到的断层图像,以及与其大致同步显示图 6(b) 所示的颈动脉的三维图像。

[0154] 在显示图 6(b) 的三维图像时,本实施方式的超声波诊断装置的图像显示处理单元 6,在三维图像上重叠从探头位置信息获取单元 2 得到的探头的位置信息,并显示在显示单元 4 上,以便即使是不熟练的操作者也容易掌握三维图像的获取状况。更具体地说,将探头 12 的示意图 19 和在该示意图 19 的前端的扫描面位置表示断层图像的主要获取区域的一部分四边形区域 20 进行合成,将该合成图像重叠显示在三维图像上(以后,设为合成图像)。如以下说明的,该合成图像成为进行人工扫描时的向导。

[0155] 接着,如图 6(a) 所示,在使该探头 12 沿脖颈 16 从上方向下方移动时(图 6(a) 中所示的箭头方向),随着该移动,在图 6(a) 的 (A)、(B)、(C) 的位置,分别获取断层图像(未图示)。

[0156] 通过经过上述的步骤 3(S13)~步骤 6(S16),在超声波诊断装置 1 的显示监视器 4 上,在合成图像的一部分四边形区域 20 中,以 (A)、(B)、(C) 的顺序合成颈动脉 21 的三维图像(50、51、52),并被累计显示,以使其与人工扫描大致同步。

[0157] 若通过以上的步骤完成颈动脉的三维图像的构筑和显示,则进至步骤 7(S17) 的 IMT 测定。IMT 的测定可以将一般的公知的 IMT 测定技术用于本实施方式的超声波诊断装置。因此,在图 1 和图 3 中,未表示用于 IMT 测定的结构。但是,与以往的 IMT 的测定不同,在本实施方式的超声波诊断装置中获取进行了 IMT 测定的位置信息。

[0158] 首先,在进行步骤 7(S17) 的说明前,简单地说明采用超声波诊断装置的 IMT 测定。

[0159] 就 IMT 来说,一般基于将颈动脉在长轴方向截断的断面(以后,设为长轴断面)的接收信号或断层图像,检测颈动脉的血管内腔和内膜之间的边界(以后,设为内腔内膜边界)、以及中膜和外膜之间的边界(以后,设为中膜外膜边界),并测定该内腔内膜边界和中膜外膜边界之间的距离。然后,将血管壁的规定的测定范围作为关心区域设定,将该关心区域内地最大厚度(max IMT) 和平均厚度(mean IMT) 作为 IMT 值计算。此时,作为设定关心区域的范围,期望在颈总动脉的远位侧(头侧)的端 1cm 处测定(参照‘Journal of the American Society of Echocardiography february2008(93~111 页)’)。

[0160] 要进行该 IMT 测定,首先通过上述人工扫描,显示短轴图像而确定颈动脉的位置。然后,基于颈动脉的分支部分的构造,若操作者判断为在应设定大致关心区域的范围中配置了探头 12,则在该位置将图 5(a) 的探头 12 的方向如图 7 所示改变为垂直(与颈动脉的长轴方向平行)而显示长轴图像。然后,在将探头 12 垂直配置的状态下,获取颈动脉的长轴断面的接收信号或断层图像,进行 IMT 测定。

[0161] 在步骤 7(S17) 中,由目标位置运算单元 27 获取这些进行了 IMT 测定的位置,与在步骤 3(S13)~6(S16) 中得到的三维图像一起存储在 3D 信息记录保存单元 28 中。即,在

将由探头位置信息获取单元 2 得到的垂直配置探头 12 时的位置信息,和例如如图 7 所示的对颈动脉的一部分四边形区域 20 那样进行了 IMT 测定的颈动脉的位置信息,与颈动脉的三维图像一起存储。

[0162] 此时,只要是一起存储 IMT 测定结果的结构,就在第 2 次以后(再诊时)进行 IMT 测定时,由于可以容易地掌握先前(例如第 1 次)的测定结果,所以成为便利性更好的结构。

[0163] 接着,基于图 8 的动作流程图说明在第 2 次(第 3 次以后也同样)测定颈动脉的情况下的超声波诊断装置的动作和操作者的动作。

[0164] 图 8 中的步骤 1(S21)~步骤 5(S25)对应于图 4 的步骤 1(S11)~步骤 5(S15),由于是同样的动作而省略说明,从步骤 6(S26)起进行说明。

[0165] 在步骤 6(S26)中,基于在步骤 5(S25)中完成的用于构筑三维图像的信息,选择和显示作为测定对象的颈动脉的三维图像。对此,与图 4 的步骤 5(S15)是同样的。因此,省略第 2 次测定中的颈动脉的三维图像的选择和显示动作的说明。

[0166] 不同的方面是,除了选择和显示的三维图像以外,将在第 1 次中进行了 IMT 测定的测量位置,反映在第 2 次诊断中选择和显示的三维图像中。

[0167] 具体地说,首先,在第 1 次诊断中,由 3D 再读入单元 39 读入由 3D 信息记录保存单元 38 记录的用于构筑颈动脉的三维图像的信息和进行了 IMT 测定的颈动脉的位置信息,输出到特征 3D 数据比较单元 40(参照图 9(a)和图 9(b))。

[0168] 在第 2 次诊断中,将内脏和血管 3D 提取单元 36 提取的用于构筑颈动脉的三维图像的信息(参照图 9(c))和输出到特征 3D 数据比较单元 40 的进行了第 1 次 IMT 测定的用于构筑三维图像的信息(参照图 9(a)),基于颈动脉的分支部分即 Y 字状的构造等的、上述颈动脉的特征性的构造进行比较。然后,基于该比较,由 3D 位置一致运算单元 41 运算用于构筑第 1 次的三维图像的信息和用于构筑第 2 次的三维图像的信息是否一致。

[0169] 在 3D 位置一致运算单元 41 基于运算结果判断为用于构筑第 1 次的三维图像和第 2 次三维图像的信息一致的情况下,3D 位置一致运算单元 41 对于目标位置运算单元 37 指示向 3D 图像再构成单元 32 输出测定了第 1 次颈动脉的 IMT 的位置(参照图 9(b)),以便将测定了第 1 次颈动脉的 IMT 的位置(参照图 9(b)的一部分四边形区域 53)反映在第 2 次测定中获取的用于构筑三维图像的信息中。例如,将进行了第 1 次颈动脉的 IMT 测定的位置,在第 2 次测定中得到的颈动脉的三维图像(图 9(c))上,通过在一部分四边形区域 53 中显示而反映该位置(参照图 9(d))。运算先前获取的三维图像和当前获取的三维图像是否一致。而且,在一致的情况下,为了将目标位置反映在当前获取的三维图像中,将该信息输出到后述的 3D 图像再构成单元 32。

[0170] 接着进行步骤 7(S27)的 IMT 测定。

[0171] 关于进行 IMT 测定的步骤,与上述是同样的,省略说明。步骤 7(S27)中的重要之处是,使探头 12 移动到目标位置的动作。

[0172] 若显示在第 2 次测定中获取的三维图像和反映在该三维图像中的目标位置即一部分四边形区域 53,则操作者观察在显示单元 4 上显示的一部分四边形区域 53 的同时,将探头 12 移动至目标位置附近。此时,在显示单元 4 中,基于探头位置信息获取单元 2 的信息,顺序更新并显示对显示的三维图像的探头 12 的示意图 19 和表示断层图像的主要获取

区域的一部分四边形区域 20(合成图像)。

[0173] 若将探头 12 移动至目标位置附近,则如图 10(a) 和图 10(b) 所示,操作者不断改变方向以使探头 12 的方向变为垂直(与颈动脉的长轴平行)。此时,在显示单元 4 中,基于探头位置信息获取单元 2 的信息,顺序更新并显示探头 12 的示意图 19 和一部分四边形区域 20 合成图像的方向。

[0174] 然后,如图 10(c) 所示,在第 2 次测定中的一部分四边形区域 20 与表示第 1 次测定的位置的一部分四边形区域 53 一致时,目标位置运算单元 37 对 3D 图像再构成单元 32 进行指示以表示一致的情况。伴随该指示,3D 图像再构成单元 32 在显示单元 4 中,例如显示图 10(c) 所示的一致显示,使操作者知道。然后,如上述那样,进行 IMT 测定。

[0175] 如以上,本实施方式的超声波诊断装置可以用超声波图像生成三维图像,并且构筑仅提取了期望的血管和内脏的三维图像。此外,该三维图像和获取的断层图像具有相同的位置信息。因此,可以将先前测定的位置反映并显示在当前测定中的三维图像上,可实现操作性非常好的超声波诊断装置。

[0176] 工业实用性

[0177] 根据本申请公开的超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法,能够以简单的操作,将探头位置匹配在规定的位置,所以可以获得良好的操作性。即,可以仅提取血管和内脏等期望的测定对象形成三维图像,而且,该三维图像和断层图像具有相同的位置信息。

[0178] 因此,例如,如果在测定对象的三维图像中确定位置,则该部分的断层图像也可以简单地确认。因此,本申请所公开的超声波诊断装置和使用超声波的图像获取方法,除了适用于 IMT 测定,也适用于适合各种诊断的医疗用超声波诊断装置。

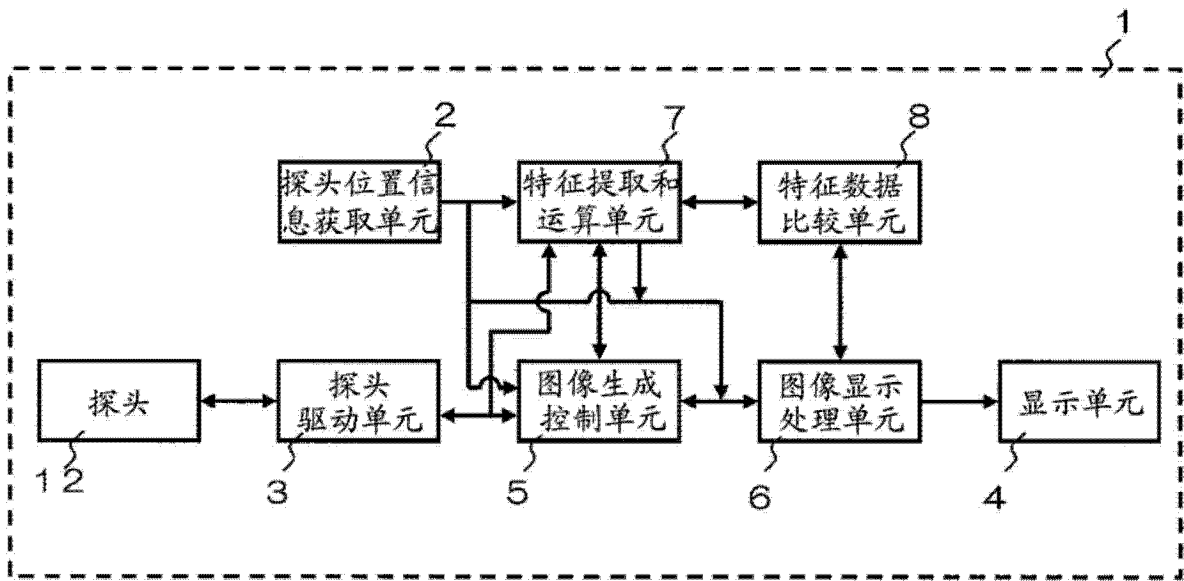


图 1

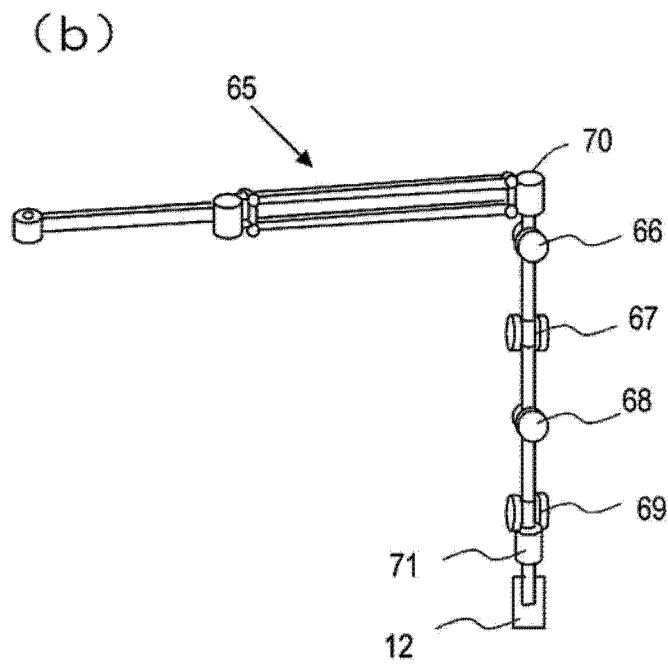
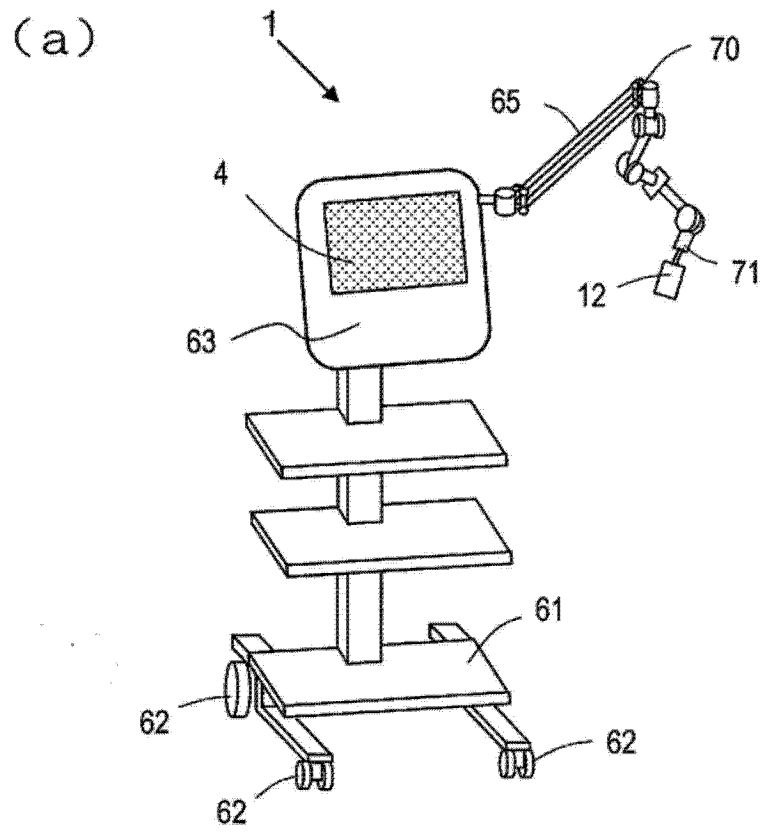


图 2

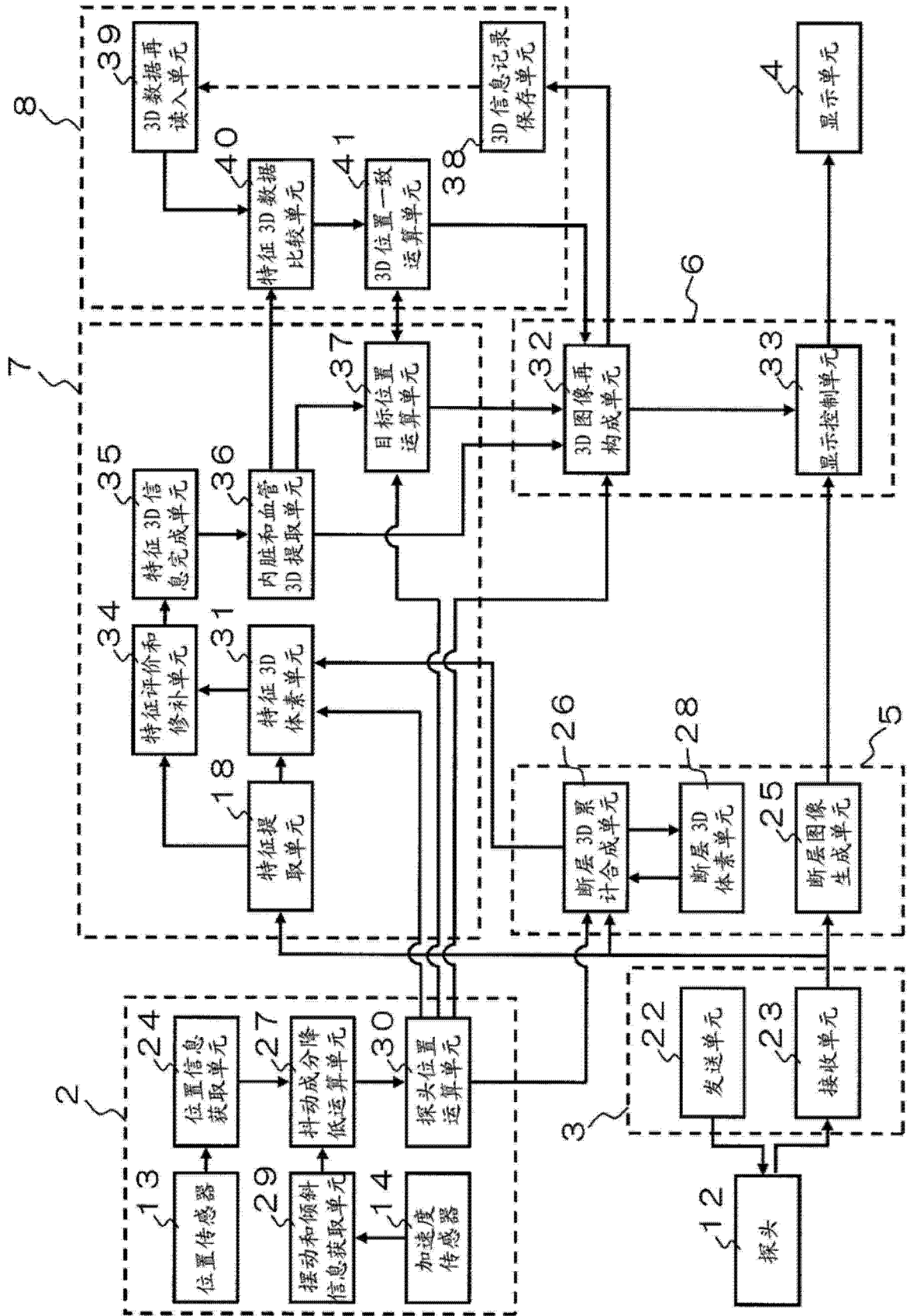


图 3

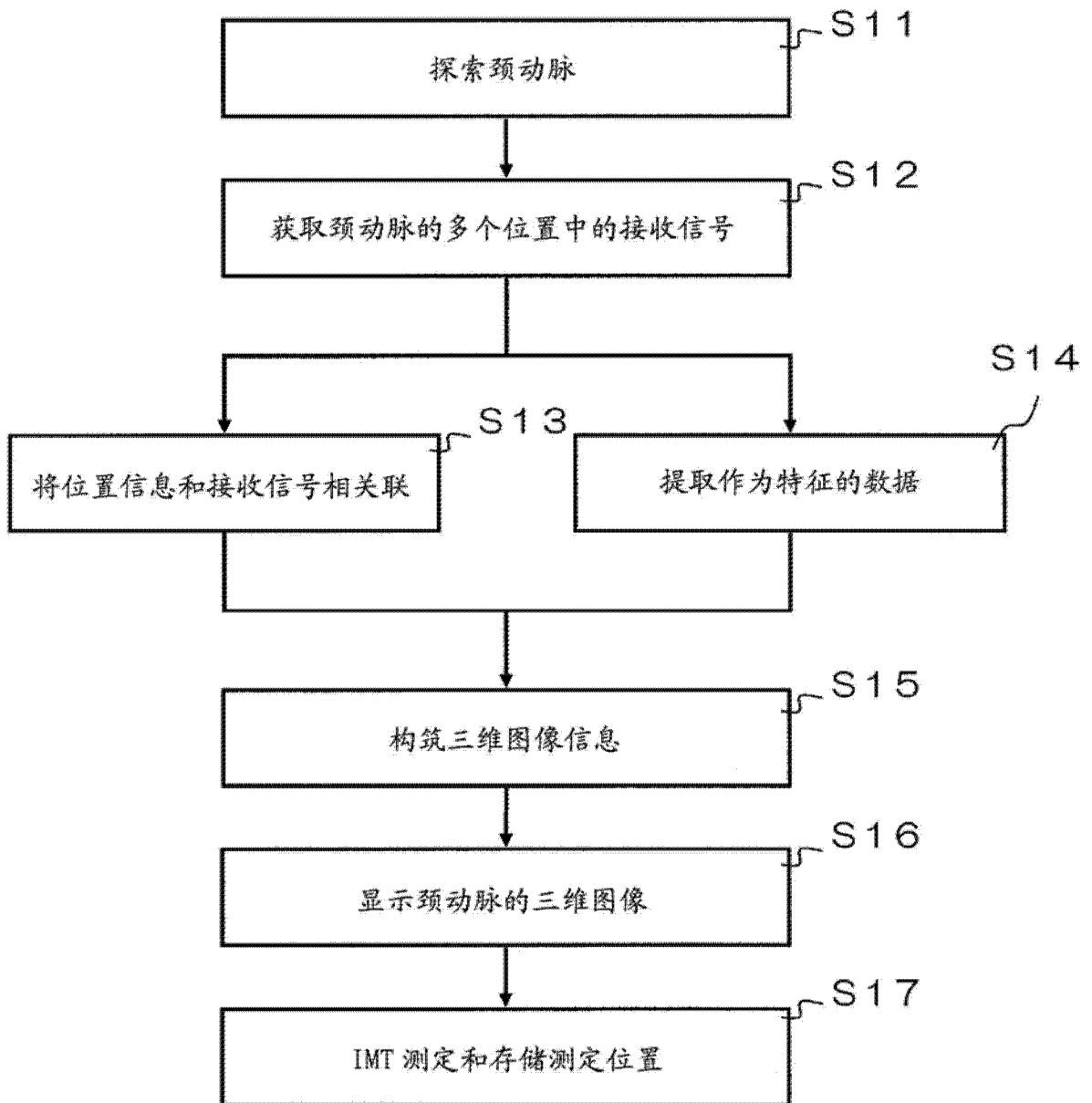


图 4

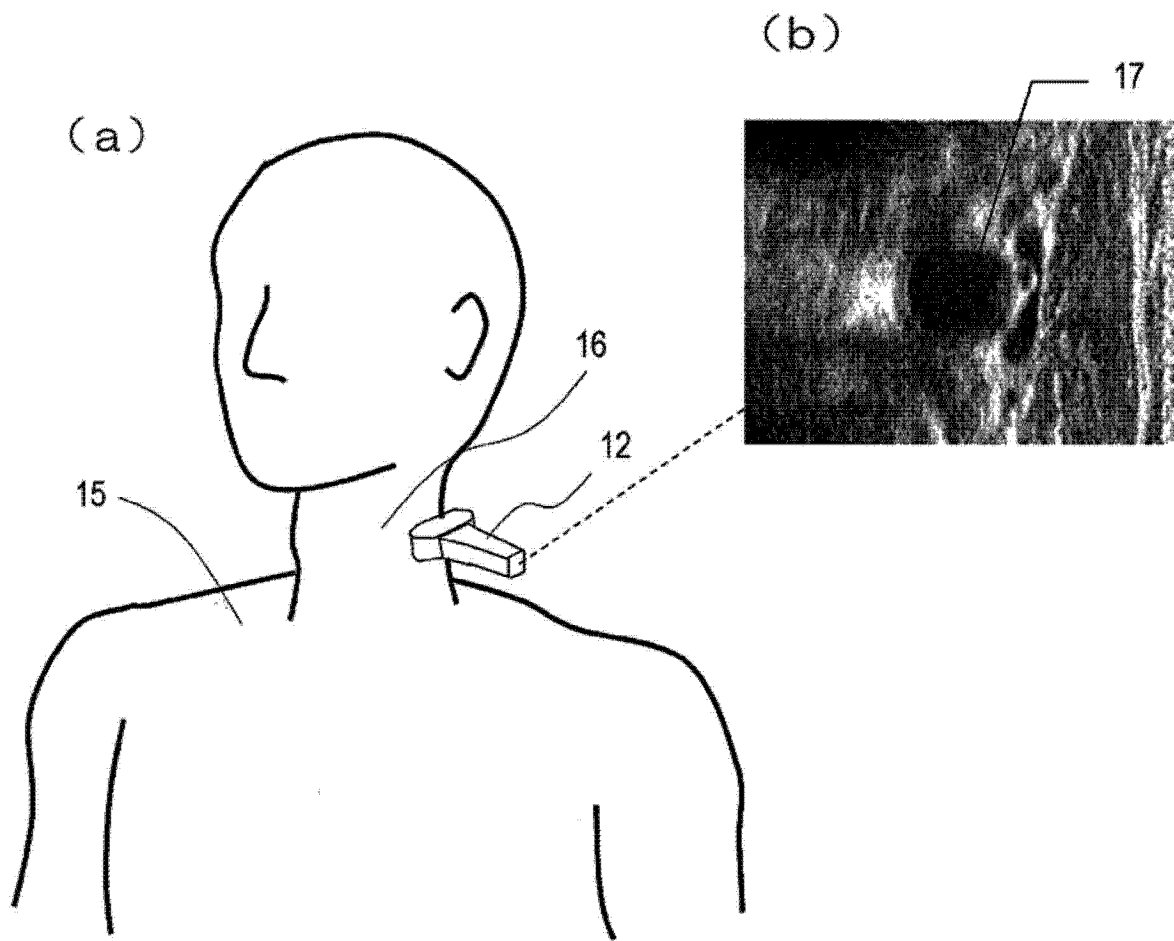


图 5

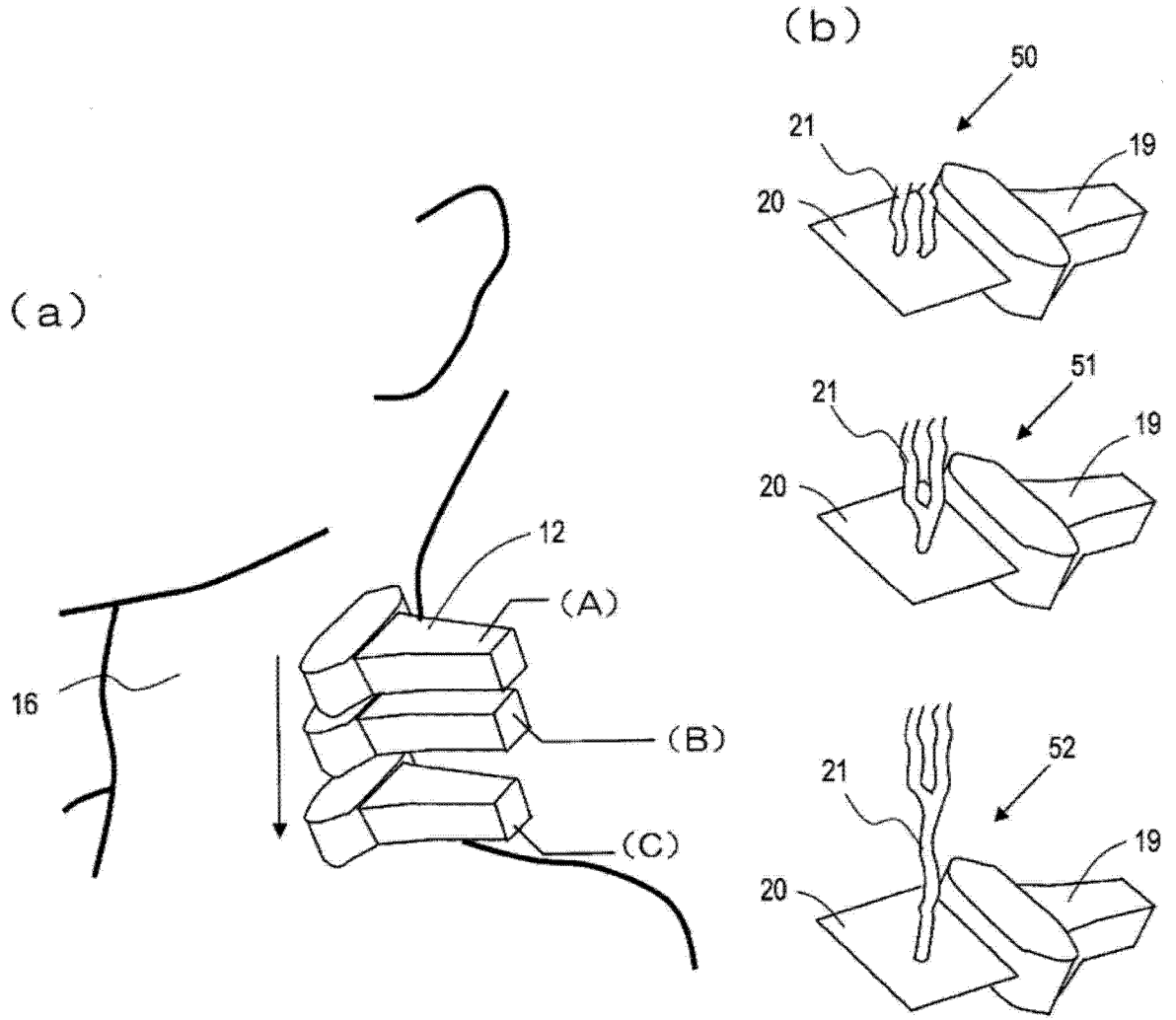


图 6

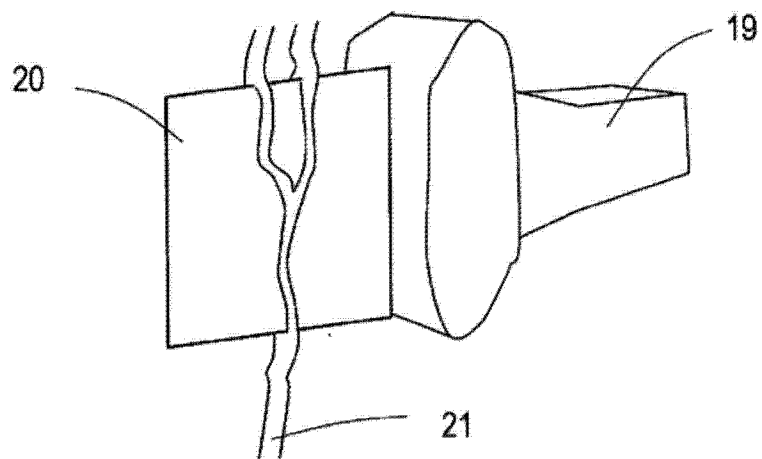


图 7

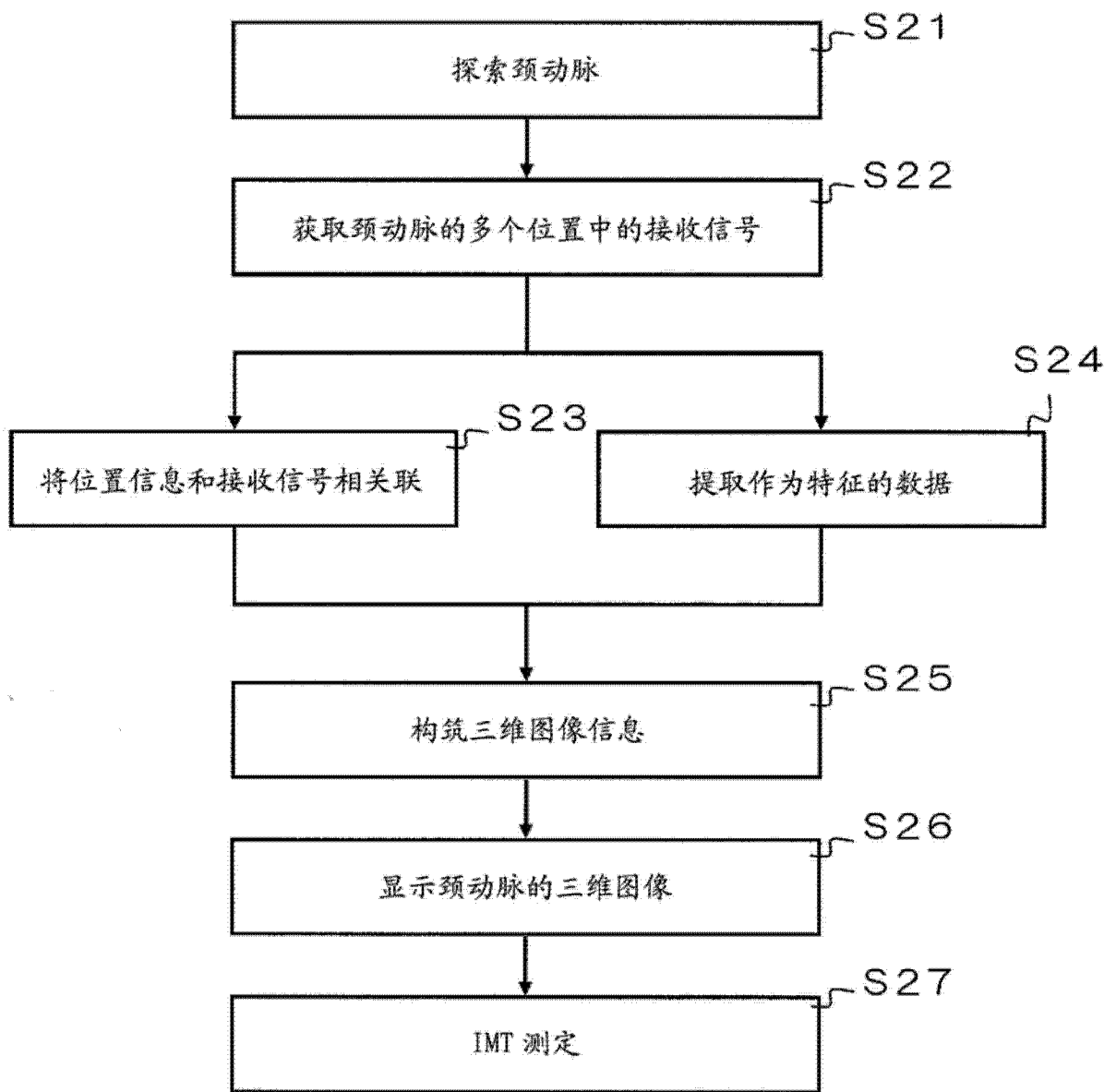


图 8

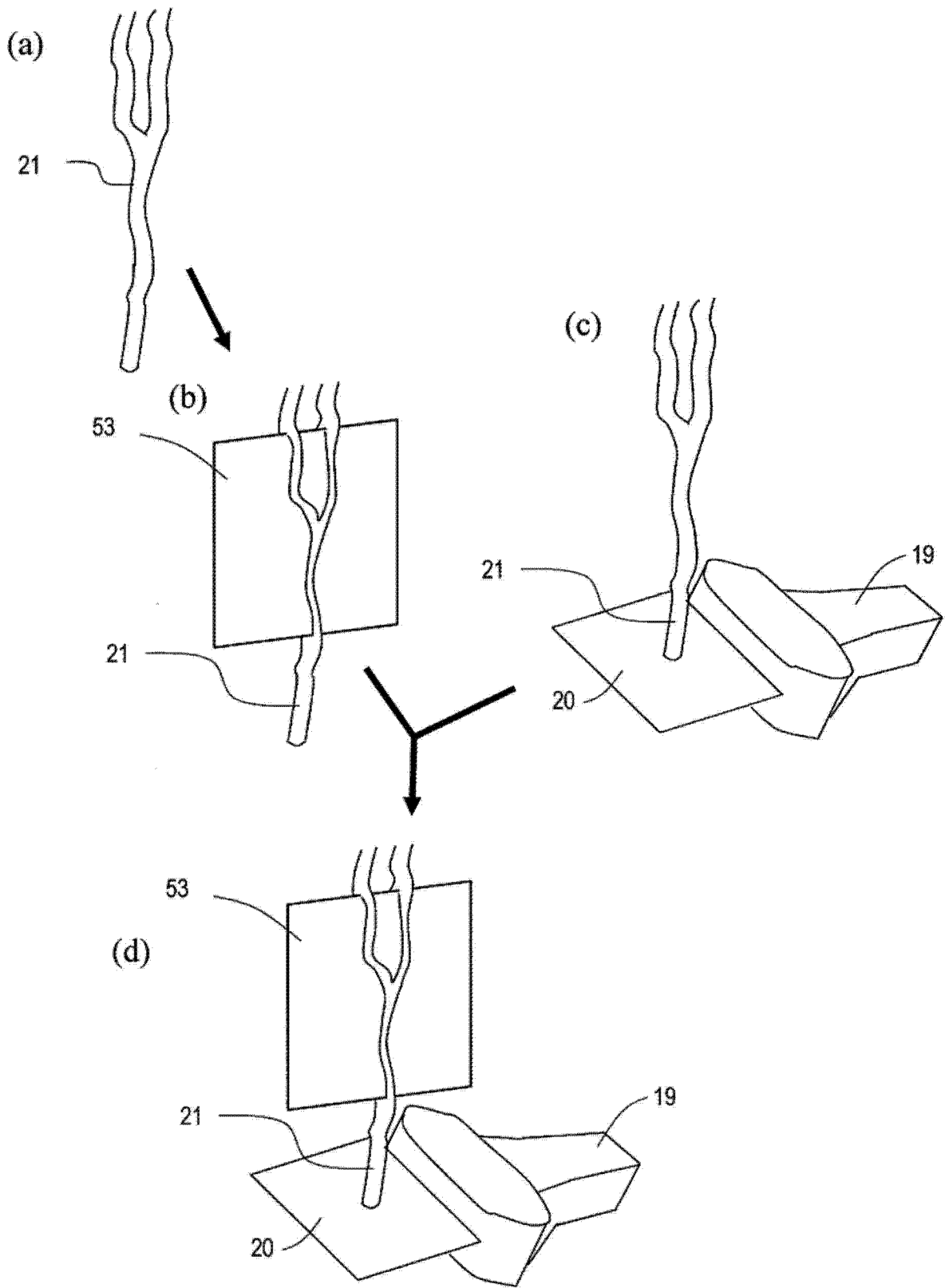


图 9

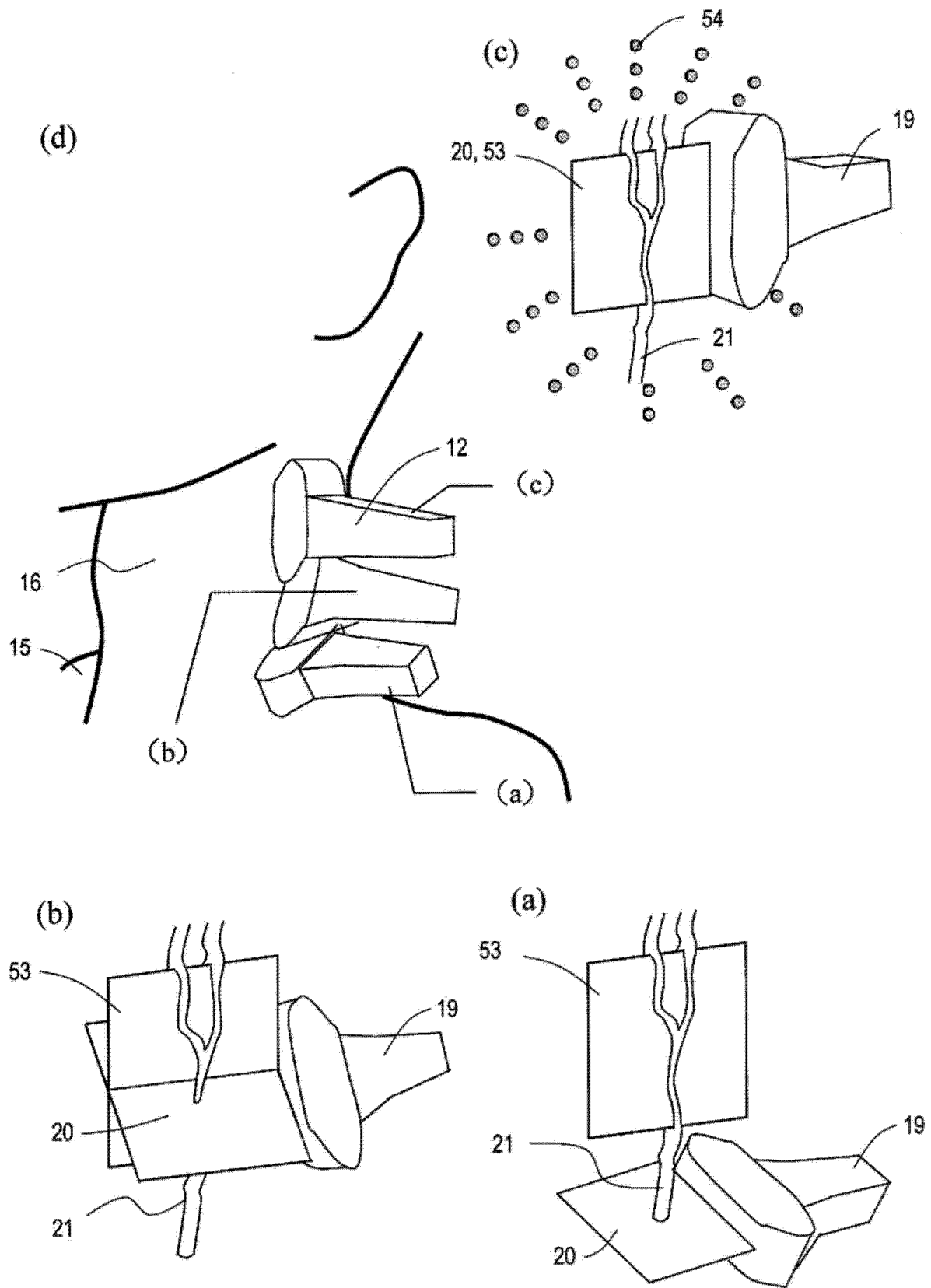


图 10

