



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103298413 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201280004506. 9

(22) 申请日 2012. 06. 07

(30) 优先权数据

2011-130873 2011. 06. 13 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2013. 07. 01

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2012/003723 2012. 06. 07

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/172756 JA 2012. 12. 20

(73) 专利权人 柯尼卡美能达株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 川端章裕 右田学 福元刚智

占部真树子

(74) 专利代理机构 北京市柳沈律师事务所

11105

代理人 李芳华

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2004/0116812 A1, 2004. 06. 17, 全文.

JP 特开 2005-390 A, 2005. 01. 06, 全文.

WO 2007/069650 A1, 2007. 06. 21, 全文.

JP 特开 2010-22565 A, 2010. 02. 04, 全文.

US 2008/0171939 A1, 2008. 07. 17, 全文.

审查员 谢楠

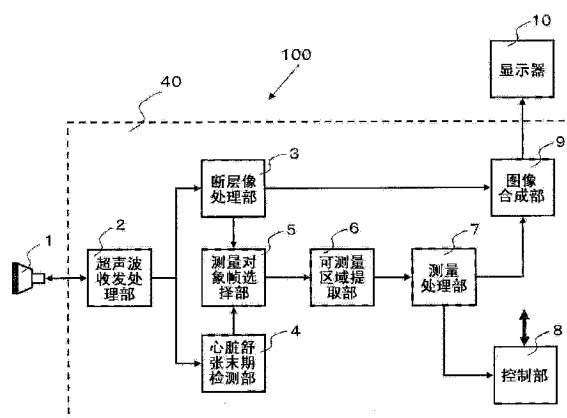
权利要求书2页 说明书16页 附图15页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及利用该超声波诊断装置的超声波测量方法

(57) 摘要

本发明的超声波诊断装置,是构成为能够连接具有振子的探头,对被检体的测量对象部位进行规定的测量处理的超声波诊断装置,该超声波诊断装置具备控制器,该控制器通过在不同时间进行多次发送处理和接收信号处理,来生成多个所述帧,其中所述发送处理中对探头进行驱动,向包含测量对象部位在内的被检体发送超声波,所述接收信号处理中生成由基于反射超声波的接收信号构成的帧,该反射超声波通过所述探头而接收、且来自包含所述测量对象部位在内的被检体,从所述多个帧中,至少选择2个以上成为测量对象的测量对象帧,基于所述至少2个以上的测量对象帧所包含的来自所述测量对象部位的每一个接收信号,来提取能够实施所述测量处理的可测量区域,通过对所述可测量区域进行组合,来进行针对所述测量对象部位的规定的测量处理。



1. 一种超声波诊断装置, 构成为能够连接具有振子的探头, 对被检体的测量对象部位进行规定的测量处理,

所述超声波诊断装置具备控制器,

所述控制器, 通过在不同的时间进行多次发送处理和接收信号处理来生成多个帧, 其中所述发送处理中对探头进行驱动, 向包含测量对象部位的被检体发送超声波, 所述接收信号处理中生成由基于反射超声波的接收信号构成的所述帧, 该反射超声波通过所述探头而接收、且来自包含所述测量对象部位在内的被检体,

从所述多个帧中, 至少选择 2 个以上成为测量对象的测量对象帧,

基于至少 2 个以上的所述测量对象帧中包含的来自所述测量对象部位的每一个接收信号, 来提取能够实施所述测量处理的可测量区域,

通过对所述可测量区域进行组合, 来进行针对所述测量对象部位的规定的测量处理。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述控制器,

根据所述多个帧的接收信号来构建与所述多个帧分别对应的多个断层像,

基于所述多个帧的断层图像中的所述测量对象部位的部分, 从所述多个帧中, 至少选择 2 个以上成为测量对象的测量对象帧,

基于所述测量对象帧的断层像所包含的来自所述测量对象部位的每一个断层像, 提取能够实施所述测量处理的可测量区域,

对所述可测量区域中的断层像部分进行组合, 利用组合来进行所述规定的测量处理。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述控制器, 对所述可测量区域中的接收信号部分进行组合, 利用组合来进行所述规定的测量处理。

4. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

所述控制器, 在组合后的所述可测量区域, 相对于所述测量对象部位的整个范围占规定的比例以上的情况下, 将所述测量处理的结果确定为测量值。

5. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

所述控制器, 在所述可测量区域中的同一区域在规定数量以上的所述测量对象帧中重复, 且所述同一区域的组合, 相对于所述测量对象部位的整个范围占规定的比例以上的情况下, 将所述测量处理的结果作为测量值。

6. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

所述控制器, 在将所述测量处理的结果确定为测量值后, 自动过渡到冻结状态。

7. 根据权利要求 1 ~ 3 中任一项所述的超声波诊断装置, 其中,

所述测量对象部位是血管的一部分,

所述控制器, 将描画了内腔内膜边界以及中膜外膜边界的区域提取为可测量区域, 沿着所述血管对所述可测量区域进行组合, 来测量所述血管的内中膜复合体厚度。

8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其中,

所述控制器, 还检测所述被检体的心跳中的心脏舒张末期,

在包含被检测出的所述心脏舒张末期在内的规定期间内, 将在不同时间取得的多个帧选择为测量对象帧。

9. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其中,
所述控制器, 还检测所述被检体的心跳中的心脏舒张末期,
以检测出的所述心脏舒张末期为基准, 将其前后的规定数量的多个帧选择为测量对象帧。

10. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置, 其中,
所述控制器, 还检测所述被检体的心跳中的心脏舒张末期,
将在不同时间检测出的多个心脏舒张末期的定时分别得到的帧中、至少 2 个以上的帧选择为测量对象帧来进行存储,

根据所存储的至少 2 个以上的所述测量对象帧来提取所述可测量区域。

11. 根据权利要求 10 所述的超声波诊断装置, 其中,
所述控制器, 在所存储的所述至少 2 个以上的所述测量对象帧中存在符合规定的条件的测量对象帧的情况下, 废弃所存储的所述至少 2 个以上的所述测量对象帧。

12. 一种超声波测量方法, 是利用探头所发出的超声波, 对被检体的测量对象部位进行规定的测量的超声波测量方法,

所述超声波测量方法包括如下工序:

第一工序, 通过在不同时间进行多次发送处理和接收信号处理, 来生成多个帧, 其中所述发送处理中对探头进行驱动, 发送超声波, 所述接收信号处理中生成由基于反射超声波的接收信号所构成的所述帧, 该反射超声波由所述探头而接收, 且来自包含所述测量对象部位在内的被检体;

第二工序, 从所述多个帧中, 至少选择 2 个以上成为测量对象的测量对象帧;

第三工序, 基于至少 2 个以上的所述测量对象帧中包含的来自所述测量对象部位的每一个接收信号, 来提取能够实施所述测量处理的可测量区域; 和

第四工序, 通过对所述可测量区域进行组合, 来进行与所述测量对象部位对应的规定的测量处理。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波测量方法, 其中,

所述第一工序, 进一步根据构成所述多个帧的接收信号来构建与所述多个帧对应的多个断层像,

所述第二工序, 基于所述多个帧的断层图像中的所述测量对象部位的部分, 从所述多个帧中, 至少选择 2 个以上成为测量对象的测量对象帧,

所述第三工序, 基于所述测量对象帧的断层像中包含的来自所述测量对象部位的每一个断层像, 来提取能够实施所述测量处理的可测量区域,

所述第四工序, 通过对所述可测量区域中的断层像部分进行组合, 来进行与所述测量对象部位对应的断层像的测量处理。

超声波诊断装置以及利用该超声波诊断装置的超声波测量方法

技术领域

[0001] 本申请涉及超声波诊断装置以及利用该超声波诊断装置的超声波测量方法。

背景技术

[0002] 在动脉硬化的诊断中,颈动脉的内中膜复合体厚度(Initima-MediaThickness,以下简称IMT。)是得知初期的粥样硬化的重要指标。IMT是颈动脉的血管壁的内膜和中膜的复合体的厚度,是指在图16所示的血管内腔23与外膜25之间所能看见的层(内中膜24)的厚度。

[0003] 一般而言,利用超声波诊断装置,对血管内腔23与内膜的边界(以下称作内腔内膜边界26。)以及中膜与外膜25的边界(以下称作中膜外膜边界27。)进行检测,通过测量2个边界间的距离能够求出IMT。例如,在专利文献1、专利文献2中,公开了自动地测量该IMT的超声波诊断装置。

[0004] 在这些IMT的测量中,一般如图16所示沿着颈动脉20的长轴方向(血管伸长的方向)设定规定的IMT测量范围30,将在该IMT测量范围30内测量出的IMT的最大厚度(maxIMT)或平均厚度(meanIMT)作为IMT值。例如,在非专利文献1中,推荐了将IMT测量范围30设定为颈动脉20中的颈总动脉(CCA:Common Carotid Artery)的末梢侧(头侧)的端部1cm。

[0005] 【在先技术文献】

[0006] 【专利文献】

[0007] 【专利文献1】JP特开2008-168016号公报

[0008] 【专利文献2】JP特开2010-022565号公报

[0009] 【非专利文献】

[0010] 【非专利文献1】Journal of the American Society of Echocardiography February 2008(93 ~ 111页)

发明内容

[0011] 【发明概要】

[0012] 【发明要解决的课题】

[0013] 现有的超声波诊断装置存在如下课题:在想要将血管的状态作为测量对象部位来进行测量的情况下,若不是经过了充分训练的熟练者,则难以进行正确的测量。

[0014] 例如,在进行IMT测量的情况下,在将探头配置在脖颈表面使得颈动脉的长轴方向与探头的探测器(probe)面的长度方向一致的状态下进行超声波束的收发。此时,通过将探头配置为从探头发送的超声波束对与颈动脉的长轴方向垂直的剖面(以下称作短轴剖面)的中心附近(即颈动脉的中心轴)进行扫描(以下,将这种探头的配置状态称作“探头捕捉血管的短轴剖面的中心附近”),从而能够进行正确的IMT的测量。

[0015] 但是,颈动脉的位置、形状从脖颈的皮肤表面无法看见,而且,颈动脉自身也很细,其位置、形状每个人各不相同。因此,将探头配置在能够将颈动脉的短轴剖面上的中心附近切断的位置上并不容易。结果,能够进行正确的 IMT 的测量的人,仅限于经过了充分训练的熟练者,无法简便地进行 IMT 的测量。

[0016] 另一方面,即使将探头配置在了能够正确地测定 IMT 的位置上,也必须由操作者自身手持探头来维持该配置,因此,操作者一边将探头保持在合适的位置,一边进行 IMT 的测量作业并不容易。

[0017] 本申请的、非限定性的例示的某实施方式,提供一种即使不是熟练者也能够简便地进行正确的 IMT 的测量的超声波诊断装置以及利用该超声波诊断装置的测量方法。

[0018] **【解决课题的手段】**

[0019] 本发明的一个方式所涉及的超声波诊断装置,构成为能够连接具有振子的探头,对被检体的测量对象部位进行规定的测量处理,所述超声波诊断装置具备控制器,所述控制器,通过在不同的时间进行多次发送处理和接收信号处理来生成多个所述帧,其中所述发送处理中对探头进行驱动,向包含测量对象部位的被检体发送超声波,所述接收信号处理中生成由基于反射超声波的接收信号构成的帧,该反射超声波通过所述探头而接收、且来自包含所述测量对象部位在内的被检体。从所述多个帧中,至少选择 2 个以上成为测量对象的测量对象帧,基于所述至少 2 个以上的测量对象帧中包含的来自所述测量对象部位的每一个接收信号,来提取能够实施所述测量处理的可测量区域,通过对所述可测量区域进行组合,来进行针对所述测量对象部位的规定的测量处理。

[0020] 本发明的一个方式所涉及的超音测量方法,是利用探头所发出的超声波,对被检体的测量对象部位进行规定的测量的超声波测量方法,所述超声波测量方法包括如下工序:第一工序,通过在不同时间进行多次发送处理和接收信号处理,来生成多个所述帧,其中所述发送处理中对探头进行驱动,发送超声波,所述接收信号处理中生成由基于反射超声波的接收信号所构成的帧,该反射超声波由所述探头而接收,且来自包含所述测量对象部位在内的被检体;第二工序,从所述多个帧中,至少选择 2 个以上成为测量对象的测量对象帧;第三工序,基于所述至少 2 个以上的所述测量对象帧中包含的来自所述测量对象部位的每一个接收信号,来提取能够实施所述测量处理的可测量区域;和第四工序,通过对所述可测量区域进行组合,来进行与所述测量对象部位对应的规定的测量处理。

[0021] **【发明效果】**

[0022] 根据本申请所公开的超声波诊断装置,即使探头相对于被检体被配置为偏离测量对象部位的正确位置,也不需要为了对该偏离进行修正而严密地对探头进行位置调整,通过对多个测量对象帧进行组合,能够进行恰当的测量处理。

[0023] 结果,即使没有将探头严密地配置在能够正确地测量出测量对象部位的状态的恰当的位置,也能够正确地对测量对象部位进行测量,因此即使不是熟练者也能够容易地进行正确的测量。

附图说明

[0024] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 1 的框图。

[0025] 图 2 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 1 的动作的流程图。

[0026] 图 3(a) 是表示颈动脉的长轴剖面的图, (b) 是表示来自心脏的血液的输出所导致的颈动脉的内径随时间推移而产生的变化的波形图。

[0027] 图 4(a) 以及 (b) 是表示配置于被检体的探头与血管的短轴剖面之间的位置关系的图。

[0028] 图 5 是表示 IMT 测量时的探头与颈动脉之间的位置关系的立体图。

[0029] 图 6(a) 是表示 IMT 测量时的探头与颈动脉之间的位置关系的一例的上表面图, (b) 是表示颈动脉的断层像的图。

[0030] 图 7(a) 是表示 IMT 测量时的探头与颈动脉之间的位置关系的一例的上表面图, (b) 是表示颈动脉的断层像的图。

[0031] 图 8(a) 是表示 IMT 测量时的探头与颈动脉之间的位置关系的一例的上表面图, (b) 是表示颈动脉的断层像的图。

[0032] 图 9 是表示在心脏舒张末期的前后规定期间存在 3 个帧的情况下的、各断层像中的内腔内膜边界和中膜外膜边界的描画的样态的一例的图。

[0033] 图 10 是表示在心脏舒张末期的前后规定期间存在 3 个帧的情况下的、各断层像中的内腔内膜边界和中膜外膜边界的描画的样态的一例的图。

[0034] 图 11 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 2 的框图。

[0035] 图 12 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 2 的动作的流程图。

[0036] 图 13 是表示 6 次心跳的心脏舒张末期的帧的各断层像中的内腔内膜边界和中膜外膜边界的描画的样态的一例的图。

[0037] 图 14 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 3 的框图。

[0038] 图 15 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 4 的框图。

[0039] 图 16 是表示颈动脉的长轴剖面 and IMT 的测量范围的图。

具体实施方式

[0040] 以下, 参照附图详细说明本发明的超声波诊断装置以及利用该超声波诊断装置的测量方法的实施方式。

[0041] (实施方式 1)

[0042] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 1 的框图。

[0043] 图 1 所示的超声波诊断装置 100 具备控制器 40。该控制器 40 包括: 超声波收发处理部 2、断层像处理部 3、心脏舒张末期检测部 4、测量对象帧选择部 5、可测量区域提取部 6、测量处理部 7、控制部 8 以及图像合成部 9。在本实施方式中, 超声波诊断装置 100 不具备探头 1, 能够连接通用的探头 1。不过, 超声波诊断装置 100 也可以具备探头 1。

[0044] 超声波收发处理部 2、测量对象帧选择部 5、控制部 8、图像合成部 9, 例如由利用了各种电子部件等的公知的硬件来实现。此外, 断层像处理部 3、心脏舒张末期检测部 4、可测量区域提取部 6、测量处理部 7 既可以由软件构成, 也可以由硬件构成。在它们由软件构成的情况下, 由超声波收发处理部 2 生成的接收信号也可以是数字信号。控制部 8 例如由微型计算机等的运算器和软件等构成。

[0045] 探头 1 具有超声波振子, 通过超声波振子, 对包含测量对象部位在内的被检体发送超声波, 并且接收其反射超声波, 变换为电信号。另外, 在实施方式 1 中, 由于将 IMT 作为

测量对象来进行说明,因此在此所说的测量对象部位是指图 16 所示的 IMT 测量范围 30。

[0046] 超声波收发处理部 2 被构成为能够拆装探头 1。在规定的定时对探头 1 的超声波振子提供驱动脉冲,进行驱动探头使其发送超声波的发送处理。此外,从探头 1 接受接收反射超声波并进行变换而得到的电信号,并进行该电信号的放大、检波等超声波的断层像的构建等所需的接收处理,由此来生成接收信号。超声波收发处理部 2 反复连续地进行发送处理,依次生成接收信号,根据所生成的接收信号生成多个帧。另外,在此所说的帧是指,构成 1 枚断层像所需要的一个总的接收信号,或者,基于这一个总的接收信号而构建的 1 枚断层像。

[0047] 断层像处理部 3 接受由超声波收发处理部 2 生成的接收信号,进行接收信号的坐标变换等,按照每个帧依次构建作为超声波图像的二维图像的断层像。例如,依次构建图 16 所示那样的断层图像。如图 16 所示,通过在 x 方向上扫描超声波束,能够按照每个超声波束的前进路线即声线(用虚线表示)得到基于反射超声波的接收信号,构成 1 个帧的断层图像。

[0048] 心脏舒张末期检测部 4 根据由超声波收发处理部 2 生成的接收信号,对心脏舒张末期的定时进行检测。具体来说,首先对由超声波收发处理部 2 生成的接收信号进行处理,提取作为测量对象的血管的搏动信息。另外,在此所说的血管的搏动信息例如可以列举血管的内径变化。此外,心脏舒张末期的定时是指,心脏的舒张期的最后的定时,即心脏的收缩即将开始之前的定时。

[0049] 测量对象帧选择部 5 在由断层像处理部 3 生成的多个帧的断层像中,选择成为 IMT 测量的对象的至少 2 个以上的测量对象帧。在实施方式 1 中,将包含由心脏舒张末期检测部 4 检测出的心脏舒张末期在内的、其前后的规定期间内所包含的多个帧选择为测量对象帧。

[0050] 可测量区域提取部 6,按照每个测量对象帧,在各个测量对象帧中的测量对象部位中,提取能够充分进行测量处理的区域。

[0051] 测量处理部 7 将由可测量区域提取部 6 提取出的能够进行测量处理的区域作为对象,进行规定的测量处理。在 IMT 测量的情况下,首先,在 IMT 测量范围 30 内,检测成为测量对象的颈动脉 20 的内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 这 2 种血管边界,将检测出的内腔内膜边界 26 与中膜外膜边界 27 之间的距离作为 IMT 值而算出,由此来进行测量处理。IMT 值既可以是 IMT 测量范围 30 内的内腔内膜边界 26 与中膜外膜边界 27 之间的距离的最大值即 maxIMT、或者平均值即 meanIMT,也可以是基于其他算术结果或统计处理的 IMT。

[0052] 控制部 8 对各模块进行控制,并且将测量处理部 7 的测量结果确定为 IMT 测量值。此外,也可以控制成如下:在操作者确定为 IMT 测量值时自动过渡到冻结状态,以使得操作者在后述的显示器 10 中能够确认确定了 IMT 测量值的结果后的断层像。另外,在此所说的冻结状态,在超声波诊断装置的领域中一般是指停止超声波的收发,使图像显示静止的状态。在本实施方式中,除了停止超声波的收发并使图像显示静止的状态之外,还意味着仅进行了收发的停止和图像显示的静止中的任意一方的状态。

[0053] 图像合成部 9 构成为能够连接显示器 10,对由断层像处理部 3 生成的断层像和测量处理部 7 的测量结果进行合成,使得能够显示在所连接的显示器 10 上。

[0054] 显示器 10 是与图像合成部 9 连接,对其图像信号进行显示的监视器。

[0055] 接着,以 IMT 测量为例对实施方式 1 所示的超声波诊断装置 100 的动作进行说明。图 2 所示的流程图表示实施方式 1 的超声波诊断装置 100 的典型动作。

[0056] 在步骤 S101 中,超声波收发处理部 2 进行超声波信号的发送控制、接收控制,通过对探头 1 进行驱动来发送超声波。此外,对从被检体即颈动脉反射而由探头 1 接收的反射超声波,与一般的超声波诊断装置同样地进行信号处理,生成接收信号,根据所生成的接收信号来构成 1 个帧的接收信号。构成了帧的接收信号被发送到断层像处理部 3 以及心脏舒张末期检测部 4。该操作在不同的时间进行多次。即依次构成 1 个帧的接收信号。

[0057] 接着,在步骤 S102 中,从超声波收发处理部 2 发送来的接收信号被断层像处理部 3 处理,构建多个与每个不同时间的帧对应的断层像。

[0058] 然后,在步骤 S103 中,心脏舒张末期检测部 4 对从超声波收发处理部 2 发送来的接收信号进行解析,提取血管的搏动信息,并对心脏舒张末期的定时进行检测。在检测出的定时不是心脏舒张末期的情况下,再次返回步骤 S101 继续进行超声波的收发处理。在检测出的定时是心脏舒张末期的情况下,进入下一个步骤(步骤 S104)。

[0059] 另外,该心脏舒张末期例如可以利用日本国专利第 4189405 号中记载的技术来进行检测。参照图 3(a) 以及 (b) 具体说明检测该心脏舒张末期的技术。

[0060] 图 3(a) 示意性地表示沿着血管的长轴的剖面,(b) 表示如图 3(a) 所示的血管的前壁 21 的测量点 A 与后壁 22 的测量点 B 之间的距离的变化即血管的内径变化波形。血管与在其内部流动的血液的量、流速对应地进行收缩。在心脏的收缩期血流速度变快且血压变高,因此该收缩期的血管的内径(上述的测量点 A 与测量点 B 之间的距离)变大,并且血管壁的厚度变小。另一方面,在心脏的舒张期血流速度变慢且血压变低,因此舒张期的血管的内径变小,血管壁的厚度变大。即,血管壁的厚度与心跳同步地变化,因此 IMT 值也根据进行测量的定时而变化。因此,血管的内壁,因来自心脏的血液的输出而随时间发生变化,观测到图 3(b) 所示那样的脉搏波状的波形。

[0061] 具体而言,以非专利文献 1 中记载的为了取得心脏舒张末期而通常使用的 ECG 的 R 波触发定时(trigger timing)(图 3(b) 的下部的波形的峰值部分)为基准进行说明。如图 3(b) 所示,血管的内壁厚度随着来自心脏的血液的输出而变化。在 ECG 的 R 波触发定时之后,血管的内径暂时变小,然后,急剧地增大,逐渐回到原来的直径。在该内径急剧增大之前、内径变得最小的时候为心脏舒张末期。另外,ECG 的 R 波触发定时,被视为心脏的心脏舒张末期,但由于到心脏的搏动传递到颈动脉为止会产生时差,因此颈动脉的心脏舒张末期相对于心脏的心脏舒张末期产生偏差。因此,在本实施方式中,如上所述,将血管的内径急剧增大之前、内径变得最小时的定时定义为心脏舒张末期。IMT 值建议在血管壁的厚度变得最大时进行测量,因此应进行 IMT 测量的理想的定时是心脏舒张末期。

[0062] 如上所述,如图 3(a) 所示,通过在成为对象的血管的前壁 21 和后壁 22 设定测量点 A 以及 B,并对接收信号的振幅、相位进行解析,来追踪测量点 A 以及 B 的运动。动脉根据心跳而反复进行收缩舒张,因此测量点 A 以及 B 之间的距离,进行图 3(b) 所示的周期性的运动,因而将其检测为血管的内径变化波形。并且,能够根据内径变化波形来检测内径急剧增大的定时,并将该一定时间前的定时作为心脏舒张末期。

[0063] 另外,在实施方式 1 中,示出了为了简便地检测 IMT 测量的最佳定时,而利用接收信号来检测心脏舒张末期的构成。但是,也可以是利用通常的 ECG 来检测心脏舒张末期的

构成。在此情况下,不需要从图 1 的超声波收发处理部 2 向心脏舒张末期检测部 4 送出信号,而是在心脏舒张末期检测部 4 连接 ECG。

[0064] 在步骤 S103 中,在心脏舒张末期检测部 4 检测出了心脏舒张末期的定时的情况下,在步骤 S104 中,测量对象帧选择部 5 基于由心脏舒张末期检测部 4 检测出的心脏舒张末期的定时,将包括心脏舒张末期在内的、其前后的规定期间内的多个帧,选择为用于 IMT 测量的测量对象帧。

[0065] 另外,虽然前面叙述了建议在血管壁的厚度成为最大时进行 IMT 测量,但心脏舒张末期的前后、尤其是心脏舒张末期之前(作为基准是 100 毫秒之程度,但不限于于此。)的期间血管的收缩比较缓慢,因此 IMT 值也几乎不发生变化。因此,该期间的帧,严密来说并不是在心脏舒张末期的定时被取得,但实用上,能够充分使用于 IMT 测量。此外,也可以不根据心脏舒张末期的前后的期间来选择测量对象帧,而是将心脏舒张末期的前后的规定的多个帧选择为测量对象帧。即,例如,若帧速率为每秒 30 帧,则只要选择心脏舒张末期之前的 3 帧,上述的心脏舒张末期之前的 100 毫秒期间的帧就会被选择。因此,选择心脏舒张末期之前的规定数量的帧,与决定心脏舒张末期的前后的期间并选择在该决定的期间取得的帧在本质上没有差异。

[0066] 进而,为了将检测出的心脏舒张末期之前的帧作为测量对象帧,只要构成为预先将所需帧数的断层像缓冲在存储器等中,在检测出心脏舒张末期的时间点选择该被缓冲的断层像即可(在图 1 中,断层像的缓冲单元省略。)

[0067] 为了 IMT 值的正确测量,优选将血管的内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 清晰地描画在接收信号上。因此,在步骤 S105 中,可测量区域提取部 6 从测量对象帧中提取测量对象部位中能够使用于测量的区域。为了正确地测量血管壁的厚度,优选探头 1 捕捉血管的短轴剖面的中心附近。因此,可测量区域提取部 6,提取通过由超声波束在各个测量对象帧的测量对象部位中的血管中心附近穿过而拍摄的区域。以下进行具体的说明。

[0068] 图 4(a) 以及 (b) 是表示配置于被检体的探头与血管的短轴剖面之间的位置关系的图。

[0069] 超声波在组织边界等声阻抗存在差异的边界进行反射,超声波越垂直于对准边界面则反射越强,能够得到清晰的回波信号。因此,如图 4(a) 所示当使探头 1 接触被检体以使得探头 1 捕捉血管的中心附近时(即,当波状线部所示的超声波的前进路线穿过血管中心附近时),超声波垂直地对准血管的内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27,在两个边界能够较强地得到清晰的反射(回波信号)。另一方面,在如图 4(b) 所示超声波的前进路线未穿过血管中心附近的情况下,由于超声波不垂直地对准血管的两个边界,因此只能较弱地得到不清晰的反射(回波信号)。因此,或者内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 模糊地混在一起被描画,或者内腔内膜边界被描画。

[0070] 因此,在通过由超声波束穿过测量对象帧的测量对象部位中的、血管中心附近而拍摄到的区域中得到清晰的回波信号,在不穿过中心附近而拍摄到的区域中得到不清晰的回波信号。因此,得到不清晰的回波信号的区域不用于测量,将得到清晰的回波信号的区域作为能够使用于测量的区域进行提取。该处理在各个测量对象帧中进行。

[0071] 更具体来说,可测量区域提取部 6,首先,基于断层像的亮度信息等来对血管的内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 这 2 种血管边界进行虚拟检测。接着,在断层像上,如图

16 所示,评价在检测出的内腔内膜边界 26 位置的声线上,从血管内腔 23 侧到内中膜 24 侧是否存在亮度的提高,在检测出的中膜外膜边界 27 位置的声线上,从内中膜 24 侧到外膜侧是否存在亮度的提高,以及,在检测出的内腔内膜边界 26 位置以及中膜外膜边界 27 位置之间的声线上是否存在亮度的降低等。由此,判定在血管边界的位置上内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 是否被清晰地描画在断层像上。可测量区域提取部 6 基于该结果,决定可测量区域,进行提取。

[0072] 另外,上述 2 种边界被清晰地描画的血管的短轴剖面的中心附近是指,例如,从血管剖面的中心到图 4(a) 所示的声线为止的距离在 0.5mm 左右以内。不过,该值还依赖于被检体、超声波诊断装置的测量精度、测量条件等,因此并非严密地被限定。

[0073] 以 IMT 测量为例进行更加具体的说明。

[0074] 在进行 IMT 测量的情况下,作为 IMT 测量范围 30 推荐 1cm 等,一般使用规定的长度进行测量。因此,如图 5 所示,将探头 1 配置为与颈动脉 20 的长轴剖面(相对于血管的短轴方向垂直的剖面)一致,使得在 1cm 的 IMT 测量范围 30 内探头 1 捕捉血管的中心附近。具体来说,对被检体配置探头 1,使得探测器面的长度方向与颈动脉 20 的长轴方向平行,由进行扫描的超声波束构成的扫描面包含颈动脉 20 的中心轴。

[0075] 如图 6(a) 所示,在将探头 1 沿着颈动脉 20 的长轴方向配置,使其捕捉颈动脉 20 的短轴剖面的中心附近 31 的情况下,探头 1 在 IMT 测量范围 30 的整个范围内捕捉颈动脉 20 的中心附近 31。这可以说是理想的状态。在此情况下,在断层像中如图 6(b) 所示在 IMT 测量范围 30 的整个范围内内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 被清晰地描画。因此,在 IMT 测量范围 30 的整个范围内可以测量 IMT,因而 IMT 测量范围 30 的整个范围作为可测量区域被提取。

[0076] 但是,相对于颈动脉 20 的中心附近 31 的范围,IMT 测量范围 30 较长,因此为了在图 6(a) 所示的位置配置探头 1,若不是经过了充分训练的熟练者则很困难。因此,通常的操作者在配置了探头 1 的情况下,会成为例如图 7(a) 以及图 8(a) 那样。

[0077] 图 7(a) 示出了探头 1 相对于颈动脉 20 的长轴方向倾斜地配置,探头 1 仅在 IMT 的测量范围 30 的中央部捕捉血管的中心附近 31 的状态。在此情况下,在断层像中内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 仅在 IMT 测量范围 30 的中央部被清晰地描画,在端部这些边界变得不清晰。即,如图 7(b) 所示,仅在探头 1 捕捉了血管的中心附近 31 的部分(内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 的实线部分),边界被清晰地提取,除此以外的部分(内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 的虚线部分),边界变得不清晰。因此,在虚线部分的 IMT 测量范围 30 的端部,内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 不清晰,作为无法测量 IMT 的区域,仅实线部分的中央部被提取作为可测量区域。

[0078] 图 8(a) 也与图 7(a) 同样地示出了配置于颈动脉 20 的长轴方向的探头 1 相对于颈动脉 20 的长轴方向倾斜地配置,探头 1 仅在 IMT 的测量范围 30 的右端部捕捉颈动脉 20 的中心附近 31 的状态。在此情况下,如图 8(b) 所示,在左端部没有描绘内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27,这表示探头 1 大幅偏离血管的中心附近 31,它们的边界未被描画在断层像中。在此情况下,IMT 测量范围 30 的右端部(实线部分)、IMT 测量范围 30 的中央部作为可测量区域被提取,除此以外的部分无法用于 IMT 测量。

[0079] 如上所述,在对各个测量对象帧提取了可测量区域之后,进入步骤 S106,在测量处

理部 7 中进行 IMT 的测量处理。

[0080] 测量处理部 7, 首先, 在各个测量对象帧的 IMT 测量范围 30 内, 基于断层像的亮度信息等来检测血管的内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 这 2 种血管边界。此时, 对在断层像中内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 被清晰地描画的区域、即可测量区域进行这些边界的检测处理。或者, 也可以将可测量区域提取部 6 进行虚拟检测而得到的结果中的、可测量区域部分的测量结果输出到测量处理部 7, 测量处理部 7 利用该输出来进行 IMT 的测定。根据检测出的内腔内膜边界 26 与中膜外膜边界 27 之间的距离来计算 IMT 值。

[0081] 测量处理部 7, 在各测量对象帧中算出了 IMT 值之后, 对各个测量对象帧中的可测量区域进行组合, 决定最终的 IMT 值。以下具体说明该步骤。

[0082] 图 9 示出了在心脏舒张末期前后的规定期间内取得的 3 个测量对象帧中的、断层像上的内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 的检测结果。图 9 所示的“段编号”被定义为在 IMT 测量范围 30 中, 由可测量区域提取部 6 判定是否是可测量区域的基准单位 (长度) 即段的位置或者顺序。例如, 在 IMT 测量范围 30 的长度是 1cm, IMT 测量范围 30 被分割为 20 个段 (segment) 的情况下, 各段的长度是 0.5mm。段的长度能够根据所采用的探头 1 的分辨率、所求出的 IMT 测定的精度来决定。

[0083] 在图 9 中, 用实线描绘了内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 的段, 表示它们的边界被清晰地描画的段, 是在可测量区域提取部 6 中作为可测量区域而被提取的区域。另一面, 用虚线描绘了内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 的段, 表示它们的边界不清晰的段, 没有被描绘的段表示它们的边界无法检测的段。这些段是在可测量区域提取部 6 中, 没有作为可测量区域被提取的区域。如图 9 所示, 即使将探头 1 配置于规定的位置并在不同的时间取得多个帧, 也有时成为可测量区域有时成为不可测量区域, 其原因在于包括颈动脉在内的体内组织的运动、或操作者即使固定了探头 1 而实际上也产生了微妙的抖动的缘故。

[0084] 如图 9 所示, 关于段 1 ~ 6, 仅在测量对象帧 3 清晰地描画了内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27。因此, 这些段的范围, 根据测量对象帧 3 的断层像来测量 IMT 值。

[0085] 关于段 7 以及 8, 在测量对象帧 2 以及 3 双方清晰地描画了内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27。因此, 在这些段中, 根据测量对象帧 2 以及 3 的断层像来测量 IMT 值。为了将 2 个帧组合, 只要在两帧的每一个帧中进行内腔内膜边界以及中膜外膜边界的检测 IMT 值的计算, 并按照每个段求出 IMT 值的平均即可。或者, 也可以按照每个段决定更清晰地描画了内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 的帧, 利用所决定的帧, 来进行内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 的检测和 IMT 值的计算。

[0086] 关于剩余的段也同样地进行处理。具体来说, 关于段 9 ~ 14, 根据测量对象帧 2 的断层像来算出 IMT 值。关于段 15, 根据测量对象帧 1 以及 2 的断层像来算出 IMT 值。关于段 16 ~ 20, 根据测量对象帧 1 的断层像来算出 IMT 值。

[0087] 这样通过对测量对象帧 1 ~ 3 这 3 帧进行组合来测量 IMT 值, 从而尽管测量对象帧 1 ~ 3 都只在 IMT 测量范围 30 的一部分存在可测量区域, 也能够实质上在 IMT 测量范围 30 的整个范围内测量 IMT 值。只要按照每个段测量 IMT 值, 并决定所有段中的最大值, 则能够求出 maxIMT。此外, 通过求出所有段的平均值, 能够求出 meanIMT。

[0088] 另外, 在图 9 中, 示出了通过对由可测量区域提取部 6 在各个测量对象帧中提取的

可测量区域进行组合,从而测量处理部 7 对整个范围的 IMT 测量范围 30 内的 IMT 值进行测量的例子。但是,有些情况下即使对在各个测量对象帧中提取的可测量区域进行组合也无法对整个范围的 IMT 测量范围 30 内的 IMT 值进行测量。在此情况下,仅利用 IMT 测量范围 30 的被提取的可测量区域,局部进行 IMT 测量即可。此时可测量区域越宽,即可测量的段越多,则被测量的 maxIMT、meanIMT 的正确性越高。

[0089] 如图 7、图 8 所示,在探头 1 从颈动脉 20 的血管的中心附近 31 偏离的情况下,本来,无法在 IMT 测量范围 30 的充分的范围内测量 IMT。因此,为了对该偏差进行修正,需要进行探头 1 的位置调整,在如颈动脉 20 这样测量对象较细的情况下,如图 6 所示,为了调整探头 1 的位置使得探头 1 成为捕捉血管的中心附近 31 的状态,需要非常精细的探头 1 的移动,若不是熟练者则是很难的作业。此外,即使能够成为图 6 那样的状态,在该状态下保持探头 1 也是困难的作业。

[0090] 但是,根据本发明,即使无法适当地保持探头 1,从而探头 1 对血管的中心附近 31 进行捕捉的区域(段)发生变化,通过对多个测量对象帧进行组合,在可测量区域占 IMT 测量范围 30 的充足比例的情况下,也能够适当地测量 IMT 值。因此,即使不是熟练者也能够容易地测量 IMT 值。

[0091] 在此,也可以若在 IMT 测量范围 30 中的规定范围以上测量出了 IMT 值,则认为据此求出的 maxIMT、meanIMT 具有充分的正确性,确定 IMT 测量值,并进行控制以完成测量。以下,参照图 2 对该控制详细进行说明。

[0092] 如上所述,在步骤 S106 中,在 IMT 测量范围 30 的各段,测定了 IMT 值之后,在步骤 S107 中,控制部 8 判定在测量处理部 7 的 IMT 测量处理中使用的各个测量对象帧的可测量区域的合计,在 IMT 测量范围 30 中是否占有规定的比例。此时,在不满足规定的比例的情况下,返回步骤 S101 继续进行测量。另一方面,在可测量区域的合计为规定的比例以上的情况下,进入步骤 S108,控制部 8 确定 IMT 测量值。此外,此时,通过使装置自动过渡到冻结状态,操作者能够在显示器 10 上确认确定了 IMT 测量值的结果的断层像。

[0093] 确定 IMT 测量值所需要的可测量区域的合计的比例,既可以设为 100% (IMT 测量范围 30 的整个区域(例如 1cm)),也可以为小于 1 的一定的比例。若增大该比例则 IMT 值的正确性提高,若减小比例则即使从恰当的位置稍微偏离也能够进行 IMT 测量,因此操作性提高。例如,若将比例设为 IMT 测量范围 30 的 75%,则只要可测量区域合计为 7.5mm 以上,则能够确定 IMT 测量值。在上述的将 1cm 宽度的 IMT 测量范围 30 分割为各 0.5mm 的 20 个段的例子中,只要可测量的段为 15 个以上,则能够确定 IMT 测量值。

[0094] 此外,为了进一步提高正确性,只要同一区域中的可测量区域,在规定数量以上的测量对象帧中重复,且该重复的可测量区域的比例,在 IMT 测量范围 30 中为规定的值以上,则能够确定 IMT 测量值,并进行控制以完成测量。

[0095] 利用图 10 具体进行说明。图 10 中的段、实线、点线的意思与图 9 相同。在此,说明在 IMT 测量范围 30 的 75%以上(15 个以上的段),在 2 个以上的测量对象帧中能够测量 IMT 的情况下,确定 IMT 测量值,并完成测量。

[0096] 如图 10 所示,在段 1 以及 2 中仅在测量对象帧 3 这 1 个帧中能够测量 IMT,在段 3 ~ 7 中在测量对象帧 2 以及 3 这 2 个帧中能够测量 IMT,在段 8 以及 9 中在测量对象帧 1 ~ 3 这 3 个帧中全部能够测量 IMT,在段 10 ~ 18 中在测量对象帧 1 以及 2 这 2 个帧中能

够测量 IMT, 在段 19 以及 20 中仅在测量对象帧 1 这 1 个帧中能够测量 IMT。结果, 在 2 个以上的测量对象帧中能够测量 IMT 的是段 3 ~ 18 这 16 个段, 这是 IMT 测量范围 30 的 75% 以上 (15 个以上的段)。因此, 控制部 8 确定 IMT 测量值, 并完成测量。

[0097] 另一方面, 假设将相同条件 (IMT 测量范围 30 的 75% 以上、且能够进行 2 个以上的测量对象帧中的 IMT 测量时, 确定 IMT 测量值并完成测量) 用于图 9 的例子, 的情况下, 仅在段 7、8 以及 15 这 3 个段, 在 2 个以上的测量对象帧中能够测量 IMT。因此, 在得到图 9 所示的结果的情况下, 不使 IMT 测量值完成而是返回步骤 S101 继续进行测量。

[0098] 通过这样的步骤进行 IMT 测量的情况, 与只要在测量对象帧中的一个帧中能够测量 IMT 则确定 IMT 测量值的情况相比, 能够得到更正确的测量值。另外, 在图 2 中虽未图示, 但通过在图像合成部 9 中, 对由测量处理部 7 测量出的 IMT 测量值与由断层像处理部 3 构建的断层像进行合成, 并输出到显示器 10, 操作者便能够确认诊断图像和测量结果。

[0099] 在本实施方式中, 以颈动脉的 IMT 测量为例对本发明进行了说明。但是, 本发明不限于此, 也可以应用于其他的测量。例如, 还可以应用于大腿动脉中的 IMT 测量。此外, 在腹部大动脉的血管径的测量中, 也可以将清晰地描画了血管的前壁和后壁的区域作为可测量区域而应用本实施方式。进而, 在胎儿测量等的情况下, 也可以将清晰地描画了例如大腿骨等的测量部位的区域作为可测量区域而应用本实施方式。

[0100] (实施方式 2)

[0101] 图 11 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 2 的框图。对与实施方式 1 具有相同功能的模块赋予相同编号, 并省略说明。此外, 以颈动脉的 IMT 测量为例对本实施方式进行说明。

[0102] 超声波诊断装置 101 具备控制器 41。该控制器 41 包括: 超声波收发处理部 2、断层像处理部 3、心脏舒张末期检测部 4、测量对象帧选择部 50、帧记录部 11、可测量区域提取部 6、测量处理部 7、控制部 80 以及图像合成部 9。

[0103] 测量对象帧选择部 50 与实施方式 1 的测量对象帧选择部 5 同样地, 在由断层像处理部 3 生成的多个帧的断层像中, 选择成为 IMT 测量对象的多个测量对象帧。不过, 实施方式 1 的测量对象帧选择部 5, 将由心脏舒张末期检测部 4 检测出的心脏舒张末期的前后规定期间内所包含的多个帧选择为测量对象帧。与此相对, 本实施方式的测量对象帧选择部 50, 将在由心脏舒张末期检测部 4 在一个心动周期中检测出的各个心脏舒张末期的定时得到的帧选择为测量对象帧。

[0104] 帧记录部 11 对由测量对象帧选择部 50 选择的心脏舒张末期的帧的断层像进行记录, 并且读出已记录的多个断层像, 作为测量对象帧传递给可测量区域提取部 6。

[0105] 控制部 80 与实施方式 1 的控制部 8 同样地控制各模块, 并且将测量处理部 7 的测量结果确定为 IMT 测量值。此外, 操作者也可以控制为在确定为 IMT 测量值时自动过渡到冻结状态, 以使得能够在显示器 10 上确认确定了 IMT 测量值结果的断层像。与实施方式 1 的控制部 8 的不同点在于, 在符合规定条件的情况下, 进行废弃在帧记录部 11 中记录的帧 (断层像) 的控制。

[0106] 接着, 以 IMT 测量为例对实施方式 2 所示的超声波诊断装置 101 的动作进行说明。图 12 所示的流程图, 表示实施方式 2 的超声波诊断装置 101 的典型动作。

[0107] 探头 1、超声波收发处理部 2、断层像处理部 3、心脏舒张末期检测部 4 的动作, 与实

施方式 1 相同,图 12 所示的步骤 S201、步骤 S202、步骤 S203,分别对应于图 2 的步骤 S101、步骤 S102、步骤 S103。

[0108] 步骤 S203 与步骤 S103 相同,在心脏舒张末期检测部 4 所检测出的定时不是心脏舒张末期的情况下,返回步骤 S201 继续进行超声波的收发处理。另一方面,在心脏舒张末期检测部 4 所检测出的定时是心脏舒张末期的情况下,进入下一个步骤 S204。

[0109] 在步骤 S204 中,测量对象帧选择部 50 基于由心脏舒张末期检测部 4 检测出的各心动周期中的心脏舒张末期的定时,将与心脏舒张末期的定时对应的帧的断层像,选择为用于 IMT 测量的测量对象帧。

[0110] 接着,在步骤 S209 中,帧记录部 11 对由测量对象帧选择部 50 选择的心脏舒张末期的帧的断层像进行记录。然后,读出在帧记录部 11 中已记录的规定心跳数的心脏舒张末期的帧(例如,在规定的心跳数为 3 次心跳的情况下为 3 帧)的断层像,并作为测量对象帧输出到可测量区域提取部 6。

[0111] 在此,在帧记录部 11 中已记录的帧数不足上述规定的帧数(例如,3 帧)的情况下,既可以仅由已记录的帧作为测量对象帧,也可以返回步骤 S201 继续进行超声波的收发处理,这在图 12 中未进行图示。

[0112] 可测量区域提取部 6 以及测量处理部 7 的动作与实施方式 1 相同,在步骤 S205、S206 中,分别与实施方式 1 的步骤 S105、S106 同样地进行处理。不过,测量对象帧成为从帧记录部 11 读出的多次心跳的心脏舒张末期的帧。

[0113] 在步骤 S207 中,控制部 80 与实施方式 1 的步骤 S107 的控制部 8 同样地进行处理,判定在测量处理部 7 的 IMT 测量处理中使用的测量对象帧的可测量区域的合计是否占 IMT 测量范围 30 中的规定的区域以上。在满足该条件的情况下,与实施方式 1 的步骤 S108 的控制部 8 同样地,在步骤 S208 中使控制部 80 确定 IMT 测量值。此外,此时能够控制为使装置自动过渡到冻结状态也是同样的。

[0114] 在步骤 S207 中不满足规定的条件的情况下,在步骤 S210 中,控制部 80 判定是否废弃在帧记录部 11 中记录的帧(断层像)。作为该判定条件,例如,可以考虑以下这样的条件。

[0115] 第 1,可以使得当在最新的心跳的测量对象帧中完全不存在可测量区域时,废弃在帧记录部 11 中记录的帧。完全不存在可测量区域是指,在此处探头 1 的位置完全偏离了血管的中心附近 31,可以认为测量中断。因此,在此以前的帧废弃,不用于以后的测量中。

[0116] 第 2,可以使得当由操作者进行了规定的操作,且控制部 80 受理了该操作事件时,废弃记录在帧记录部 11 中的帧(在图 11 中省略操作部以及从操作部向控制部 80 的路径)。作为规定的操作,存在:测量区域的变更、与超声波收发处理部 2 中的超声波的收发相关的参数(例如,扫描线密度、并行接收的有无或并行接收数、发送频率、发送功率、发送间隔)的变更、与断层像处理部 3 中的断层像构建相关的参数(增益、动态范围、滤波器处理的有无或特性)的变更等。在存在这些变更的情况下与此前相比测量条件发生改变,因此此前的帧废弃,在以后的测量中不使用。

[0117] 第 3,可以使得若检测出探头 1 被操作者大幅移动,则废弃在帧记录部 11 中记录的帧(在图 11 中省略探头 1 的移动的探测部以及从探测部向控制部 80 的路径)。作为对探头 1 的移动进行探测的手段,存在根据断层像的变化进行判定的方法、在探头 1 上设置角度

传感器等传感器的方法等。探头 1 被大幅移动是指,测量部位与此前不同,此前的帧废弃,在以后的测量中不使用。

[0118] 在符合以上这样的条件的情况下,在步骤 S211 中,废弃在帧记录部 11 中已记录的帧。并且,在步骤 S210 中符合条件的情况、不符合条件的情况下,都返回步骤 S201 继续进行测量。

[0119] 利用图 13 更具体地说明上述步骤。图 13 示出了选择为测量对象帧的 6 次心跳的心脏舒张末期的帧(心脏舒张末期帧 1~6)的、各断层像中的内腔内膜边界和中膜外膜边界的描画结果的一例。在此,为了容易说明,不考虑心脏舒张末期帧 1 之前的帧。图 13 中的段、实线、点线的意思,与实施方式 1 中的图 9 相同。步骤 S207 中的判定条件设为,当在测量对象帧中的任意一个帧中,在 IMT 测量范围 30 的整个范围(所有 20 个段)内能够测量 IMT 时,确定 IMT 测量值,完成测量。

[0120] 首先,在最初的心跳的心脏舒张末期,测量对象帧选择部 50 选择心脏舒张末期帧 1,并在帧记录部 11 中记录该帧的数据。然后,从帧记录部 11 读出心脏舒张末期帧 1,并输出到可测量区域提取部 6。可测量区域提取部 6,提取段 10~20 作为可测量区域,测量处理部 7 利用所提取的可测量区域的段来测量 IMT。接着,控制部 80 判定可测量区域是否在规定的比例以上。由于在心脏舒张末期帧 1 中仅 11 个段能够测量 IMT,因此 IMT 测量值还没有被确定。

[0121] 接着,在第 2 次心跳的心脏舒张末期,测量对象帧选择部 50 选择心脏舒张末期帧 2,并在帧记录部 11 中记录该帧的数据。然后,从帧记录部 11 读出心脏舒张末期帧 1 以及 2,并输出到可测量区域提取部 6。与最初的心跳同样地,可测量区域提取部 6 以及测量处理部 7 执行上述动作,控制部 80 判定可测量区域是否在规定的比例以上。由于即使对心脏舒张末期帧 1 以及 2 进行组合也仅段 8~20 这 13 个段能够测量 IMT,因此 IMT 测量值还没有被确定。

[0122] 在第 3 次心跳的心脏舒张末期也同样地,由测量对象帧选择部 50 选择心脏舒张末期帧 3,并在帧记录部 11 中记录帧数据。然后,从帧记录部 11 读出心脏舒张末期帧 1~3。可测量区域提取部 6 以及测量处理部 7 执行上述动作。如图 13 所示,在心脏舒张末期帧 3 没有可测量的段。因此控制部 80 判定为符合废弃如上所述在帧记录部 11 中已记录的帧的条件,指示帧记录部 11 废弃心脏舒张末期帧 1~3 的数据。结果,即使对心脏舒张末期帧 1~3 进行组合,IMT 测量值也还没有被确定,反复进行测量(步骤 S210、S211、S201)。

[0123] 在第 4 次心跳的心脏舒张末期中,测量对象帧选择部 50 选择心脏舒张末期帧 4,并在帧记录部 11 中记录该帧数据。由于在帧记录部 11 中以前的帧被废弃,因此从帧记录部 11 仅读出心脏舒张末期帧 4。以下,进行同样的处理,控制部 80 判定可测量区域是否在规定的比例以上。由于在心脏舒张末期帧 4 中仅在段 15~20 这 6 个段能够测量 IMT 可测量,因此控制部 80 尚不确定 IMT 测量值。

[0124] 在第 5 次心跳的心脏舒张末期也同样地,由测量对象帧选择部 50 选择心脏舒张末期帧 5,并在帧记录部 11 中记录该帧数据。然后,从帧记录部 11 读出心脏舒张末期帧 4 以及 5。由于即使对心脏舒张末期帧 4 以及 5 进行组合,也仅在段 7~20 这 14 个段能够测量 IMT,因此控制部 80 尚不确定 IMT 测量值。

[0125] 在第 6 次心跳的心脏舒张末期,测量对象帧选择部 50 选择心脏舒张末期帧 6,并在

帧记录部 11 中记录该帧数据。然后,从帧记录部 11 读出心脏舒张末期帧 4~6。可测量区域提取部 6 以及测量处理部 7 执行上述动作并测量 IMT 值。由于若对心脏舒张末期帧 4~6 进行组合则在段 1~20 的所有段中都能够测量 IMT,因此控制部 80 判定为可测量区域在规定比例以上,将由测量处理部 7 测量出的 IMT 值确定为 IMT 测量值,由此,测量完成。此时,与实施方式 1 相同,也可以控制为使装置自动过渡到冻结状态。

[0126] 如上所述,根据本实施方式,即使 1 次心跳的心脏舒张末期的帧中的可测量区域没有占 IMT 测量范围 30 的足够的比例,只要通过对多次心跳的心脏舒张末期的帧进行组合,从而可测量区域满足 IMT 测量范围 30 的足够的范围,则也能够恰当地测量 IMT。因此,能够容易地测量 IMT。

[0127] 另外,本实施方式的测量对象帧选择部 50,也可以如实施方式 1 的测量对象帧选择部 5 那样,将心脏舒张末期的前后的多个帧(例如,3 帧)选择为测量对象帧。在此情况下,帧记录部 11 一次记录所选择的 3 个帧。可测量区域提取部 6、测量处理部 7 以及控制部 8,在每 1 次心跳利用 3 个测量对象帧来进行上述处理。

[0128] 此外,在此情况下,在 1 次心跳的 3 个测量对象帧中的任意一个帧中都完全不存在可测量区域时,控制部 80 也可以判定为废弃在帧记录部 11 中记录的帧。或者,在 1 次心跳的 3 个测量对象帧中的至少 1 个或 2 个帧中完全不存在可测量区域时,判定为废弃在帧记录部 11 中记录的帧。

[0129] 本实施方式的超声波诊断装置,与实施方式 1 相同,能够用于颈动脉的 IMT 测量以外的各种测量。

[0130] (实施方式 3)

[0131] 图 14 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 3 的框图。对与实施方式 1 具有相同功能的模块赋予相同编号,并省略说明。此外,在实施方式 3 中,也以 IMT 测量为例进行说明。

[0132] 实施方式 1 根据断层像来进行 IMT 测量,而本实施方式根据接收信号来进行 IMT 测量,这一点与实施方式 1 不同。此外,在本实施方式中,根据接收信号本身来进行 IMT 测量,但也可以为根据用于构建根据接收信号生成的断层像的信息(例如,亮度信息)来进行 IMT 测量的构成。

[0133] 超声波诊断装置 102 具备控制器 42。该控制器 42 包括:超声波收发处理部 2、断层像处理部 3、心脏舒张末期检测部 4、测量对象帧选择部 51、可测量区域提取部 61、测量处理部 71、控制部 81 以及图像合成部 9。

[0134] 超声波收发处理部 2 将所生成的接收信号,除了输出到断层像处理部 3 以及心脏舒张末期检测部 4 之外,还输出到测量对象帧选择部 51。

[0135] 测量对象帧选择部 51,在由超声波收发处理部 2 生成的多个帧的接收信号中,选择成为 IMT 测量的对象的至少 2 个以上的测量对象帧。在本实施方式中,与实施方式 1 同样地,将包含由心脏舒张末期检测部 4 检测出的心脏舒张末期在内的、其前后的规定期间内所包含的多个帧选择为测量对象帧。

[0136] 可测量区域提取部 61,与实施方式 1 的可测量区域提取部 6 同样地,按每个测量对象帧提取各个测量对象帧中的测量对象部位中、能够充分进行测量处理的区域。不过,处理的帧的数据不是断层像的亮度信息,而是接收信号本身。因此,所提取的可测量区域,不是

断层像上的区域,而是构成帧的接收信号群中的能够进行测量处理的部分。

[0137] 测量处理部 71 与实施方式 1 的测量处理部 7 同样地,将由可测量区域提取部 61 提取的能够进行测量处理的区域作为对象,进行规定的测量处理。不过各帧的数据不是利用断层像的亮度信息,而是利用接收信号本身来进行测量处理。

[0138] 可测量区域提取部 61 以及测量处理部 71,也可以取代断层像的亮度信息而利用构成帧的接收信号的振幅信息,来进行上述处理。由此,分别进行与实施方式 1 的可测量区域提取部 6 以及测量处理部 7 同样的处理。具体来说,在可测量区域的提取处理中,可以取代判定是否在断层像中清晰地描画了内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27,而判断是否在接收信号上清晰地出现了与内腔内膜边界 26 以及中膜外膜边界 27 对应的振幅变化。此外,在 IMT 测量处理中,基于接收信号的振幅信息,从可测量区域即构成帧的接收信号群中的能够进行测量处理的部分,检测血管的内腔内膜边界 26 和中膜外膜边界 27 这 2 种血管边界。

[0139] 控制部 81 与实施方式 1 的控制部 8 相同,对各模块进行控制,并且将测量处理部 71 的测量结果确定为 IMT 测量值。此外,也能够控制为在确定为 IMT 测量值时自动过渡到冻结状态,使得操作者能够在显示器 10 确认确定了 IMT 测量值的结果的断层像。

[0140] 实施方式 3 所示的超声波诊断装置 102 的动作,除了取代上述断层像的亮度信息而利用构成帧的接收信号的振幅信息以外,与实施方式 1 的参照图 2 所示的流程图而说明的动作相同。

[0141] 根据本实施方式,不利用断层像而利用接收信号的振幅信息来进行可测量区域的提取、测量处理。因此,与实施方式 1 不同,能够不依赖于构建断层像时的设定、参数地进行处理。

[0142] 另外,与实施方式 1 相同,本实施方式的超声波诊断装置能够用于颈动脉的 IMT 测量以外的各种测量。

[0143] (实施方式 4)

[0144] 图 15 是本发明的实施方式 4 中的超声波诊断装置的框图。对与实施方式 1~3 具有相同功能的模块赋予相同编号,并省略说明。此外,在本实施方式中,也以颈动脉的 IMT 测量为例进行说明。

[0145] 实施方式 2 是根据断层像来进行 IMT 测量的构成,与此相对,本实施方式根据接收信号来进行 IMT 测量,这一点与实施方式 1 不同。此外,在本实施方式中,根据接收信号本身来进行 IMT 测量,但当然也可以与实施方式 3 相同地,为根据用于构建根据接收信号生成的断层像的信息(例如,亮度信息)来进行 IMT 测量的构成。

[0146] 超声波诊断装置 103 具备控制器 43。该控制器 43 包括:超声波收发处理部 2、断层像处理部 3、心脏舒张末期检测部 4、测量对象帧选择部 52、可测量区域提取部 61、测量处理部 71、控制部 82 以及图像合成部 9。

[0147] 超声波收发处理部 2 将所生成的接收信号,除了输出到断层像处理部 3 以及心脏舒张末期检测部 4 之外,还输出到测量对象帧选择部 52。

[0148] 测量对象帧选择部 52 在由超声波收发处理部 2 生成的多个帧的接收信号中,选择成为 IMT 测量的对象的 2 个以上的测量对象帧。在本实施方式中,与实施方式 2 同样地,将由心脏舒张末期检测部 4 检测出的心脏舒张末期的定时的帧选择为测量对象帧。

[0149] 帧记录部 12 对由测量对象帧选择部 52 选择的心脏舒张末期的帧的接收信号进行记录,并且读出已记录的多个帧的接收信号,作为测量对象帧输出到可测量区域提取部 61。帧记录部 12 的动作,除了取代断层像的亮度信息而记录构成帧的接收信号以外,与实施方式 2 的帧记录部 11 相同。

[0150] 可测量区域提取部 61 以及测量处理部 71 的动作,与实施方式 3 相同。

[0151] 控制部 82,与实施方式 2 的控制部 80 相同,对各模块进行控制,并且将测量处理部 71 的测量结果确定为 IMT 测量值。此外,在符合规定条件的情况下,进行废弃在帧记录部 12 中记录的帧(接收信号)的控制。也可以控制为当确定为 IMT 测量值时自动过渡到冻结状态,使得操作者能够在显示器 10 上确认确定了 IMT 测量值的结果的断层像。

[0152] 实施方式 4 所示的超声波诊断装置 103 的动作,除了取代上述断层像的亮度信息而利用构成帧的接收信号的振幅信息以外,与实施方式 2 的利用图 12 所示的流程图说明的动作相同。

[0153] 根据本实施方式,不利用断层像而利用接收信号的振幅信息来进行可测量区域的提取、测量处理。因此,与实施方式 2 不同,能够不依赖于构建断层像时的设定、参数地进行处理。

[0154] 另外,与实施方式 1 相同,本实施方式的超声波诊断装置,能够用于颈动脉的 IMT 测量以外的各种测量。

[0155] 这样,根据实施方式 1~4 的超声波诊断装置,即使不是熟练者,也能够简便而正确地进行 IMT 的测量、血管直径的测量、胎儿的测量等被检者的体内的各种部位的测量。

[0156] 此外,根据本实施方式 1~4,基于在多个时间取得的多个帧的接收信号或断层像,提取各自的可测量区域,并对其进行组合,由此来进行测量处理,因此即使不使用 3D 探测器、4D 探测器之类的复杂的探测器,也能够进行上述测量。即,即使利用一般的简易探测器、即在一维方向排列了振子的阵列探测器,也能够实现正确的测量。

[0157] 【工业实用性】

[0158] 根据本申请中公开的超声波诊断装置,即使探头相对于被检体偏离测量对象部位的正确位置而配置,也不需要为了修正该偏离而进行探头的严密的位置调整,只要通过对多个测量对象帧进行组合使可测量区域满足测量对象部位的足够范围,则能够进行恰当的测量处理。

[0159] 结果,即使不将探头严密地配置在能够正确地测量出测量对象部位的状态的恰当位置,也能够正确地测量出测量对象部位的状态,因此即使不是熟练者也能够容易地进行正确的测量。

[0160] 因此,本发明作为用户熟练度的允许范围宽、操作性优良的装置而有效,例如,能够广泛地灵活运用于颈动脉的 IMT 测量等、各种体内组织或体内组织的部位的测量。

[0161] 【符号说明】

[0162] 1 探头

[0163] 2 超声波收发处理部

[0164] 3 断层像处理部

[0165] 4 心脏舒张末期检测部

[0166] 5、50、51、52 测量对象帧选择部

- [0167] 6、61 可测量区域提取部
- [0168] 7、71 测量处理部
- [0169] 8、80、81、82 控制部
- [0170] 9 图像合成部
- [0171] 10 显示器
- [0172] 11、12 帧记录部
- [0173] 20 颈动脉
- [0174] 21 前壁
- [0175] 22 后壁
- [0176] 23 血管内腔
- [0177] 24 内中膜
- [0178] 25 外膜
- [0179] 26 内腔内膜边界
- [0180] 27 中膜外膜边界
- [0181] 30 IMT 测量范围
- [0182] 31 血管的中心附近
- [0183] 40、41、42、43 控制器
- [0184] 100、101、102、103 超声波诊断装置

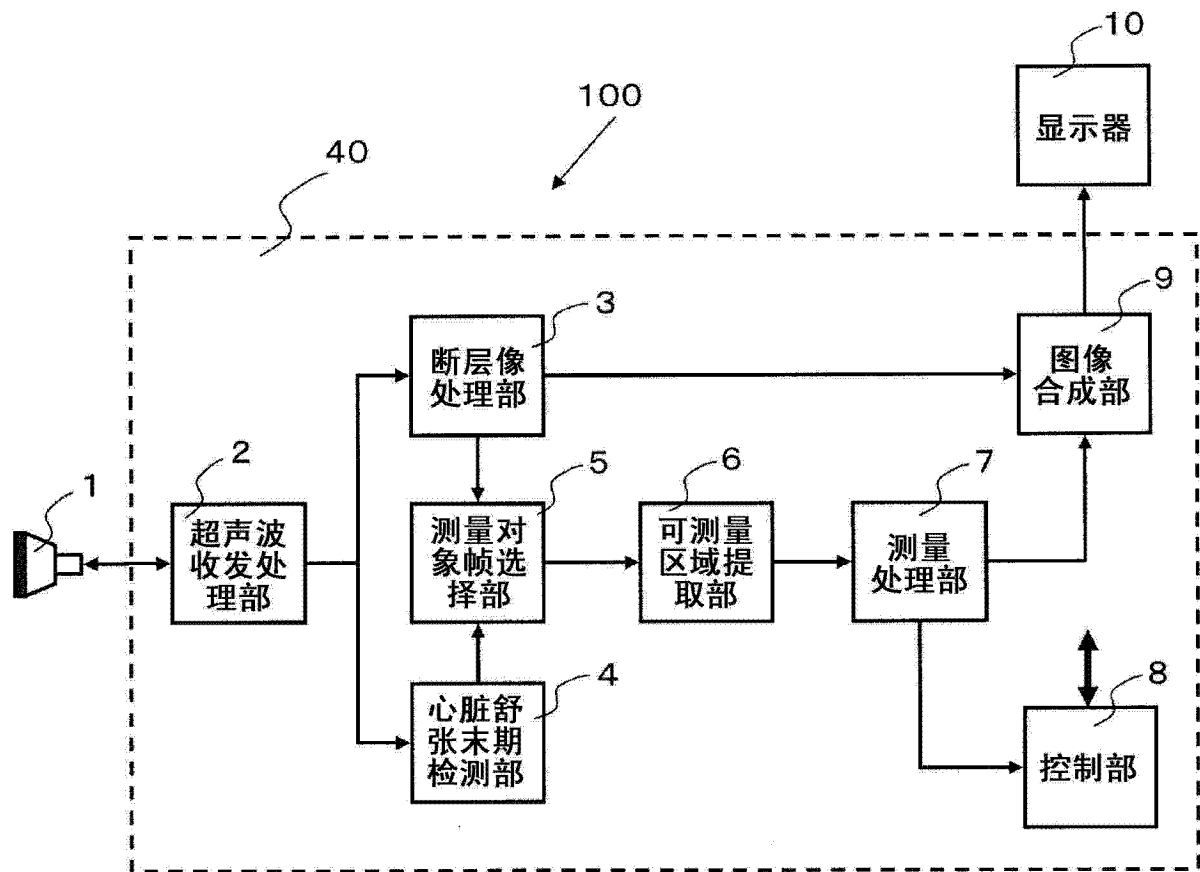


图 1

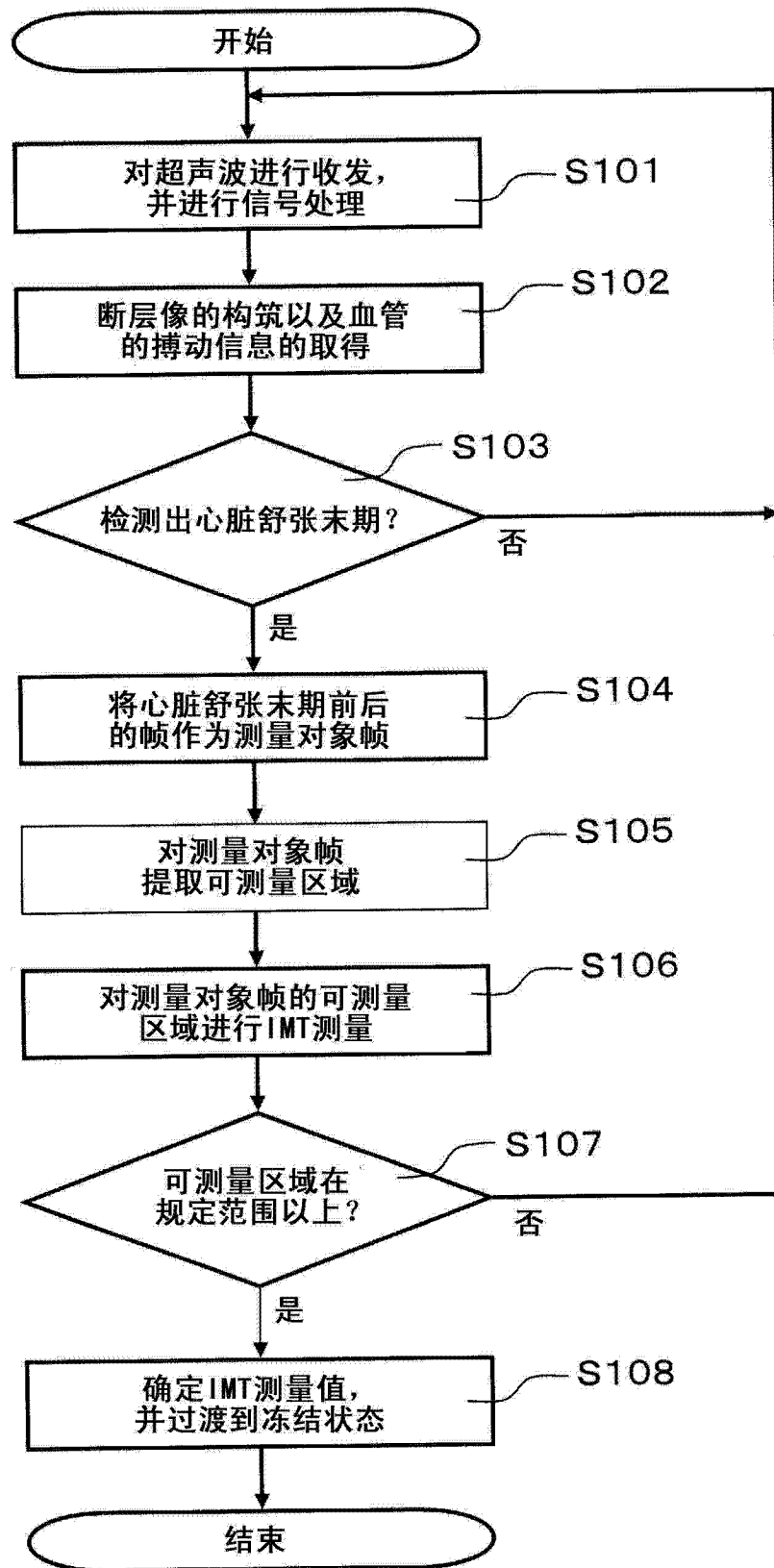


图 2

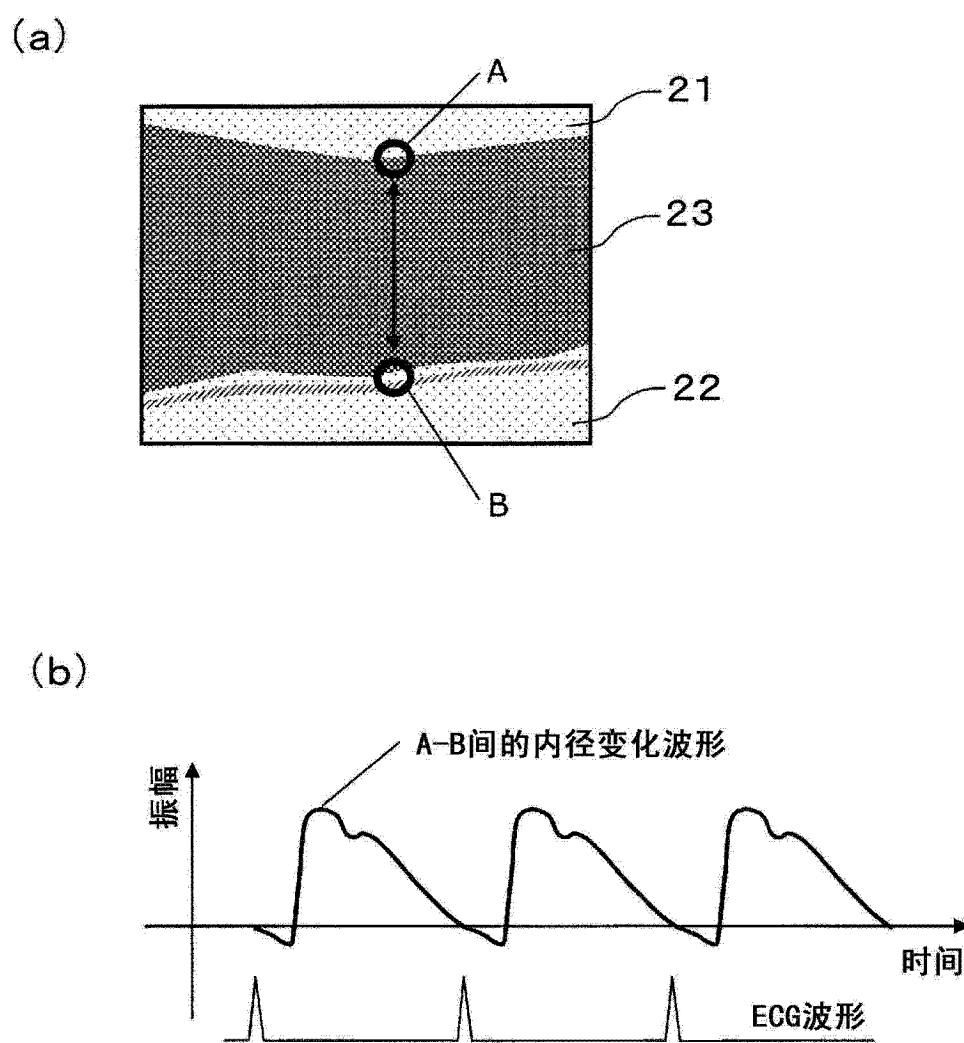


图 3

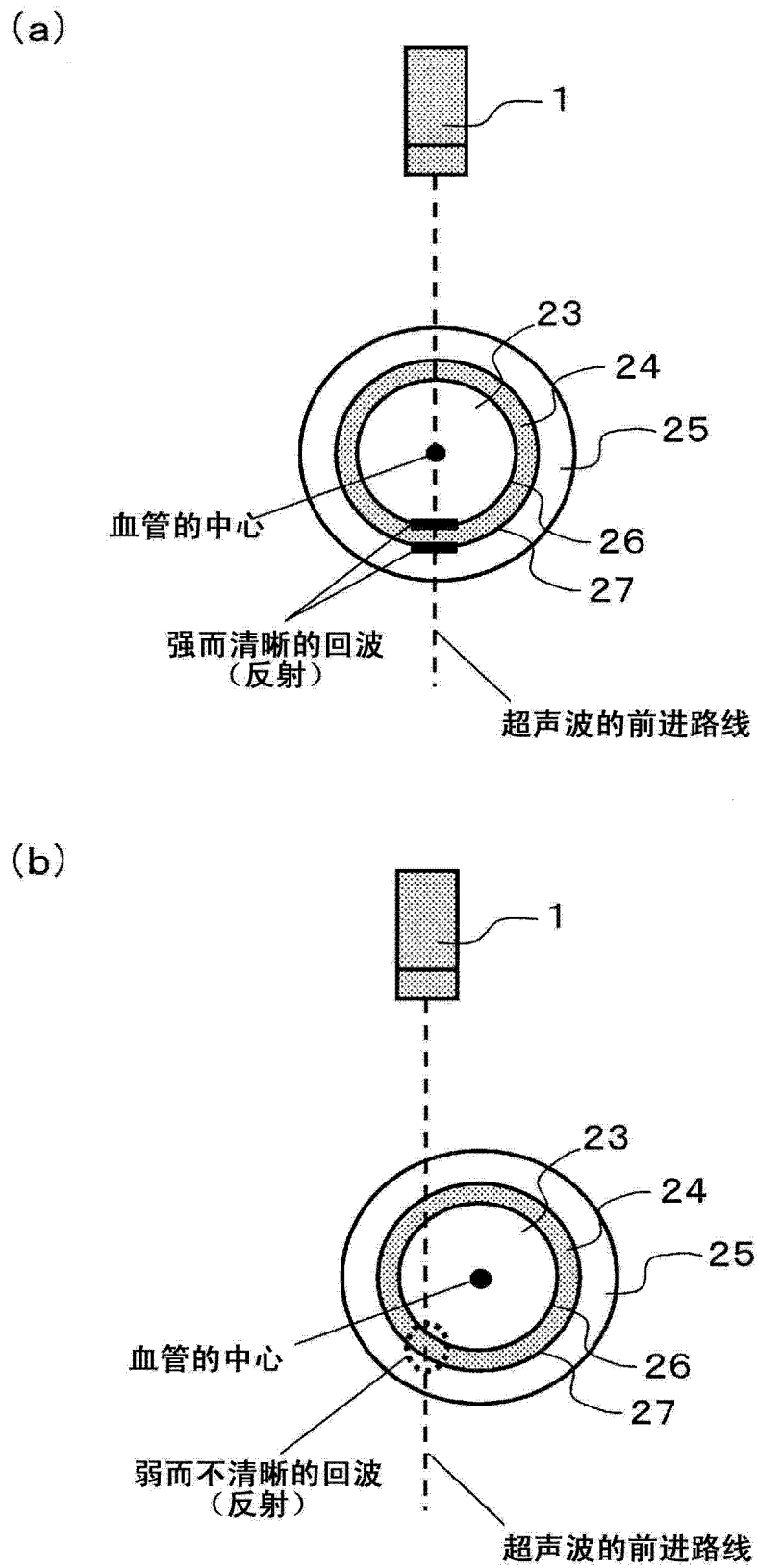


图 4

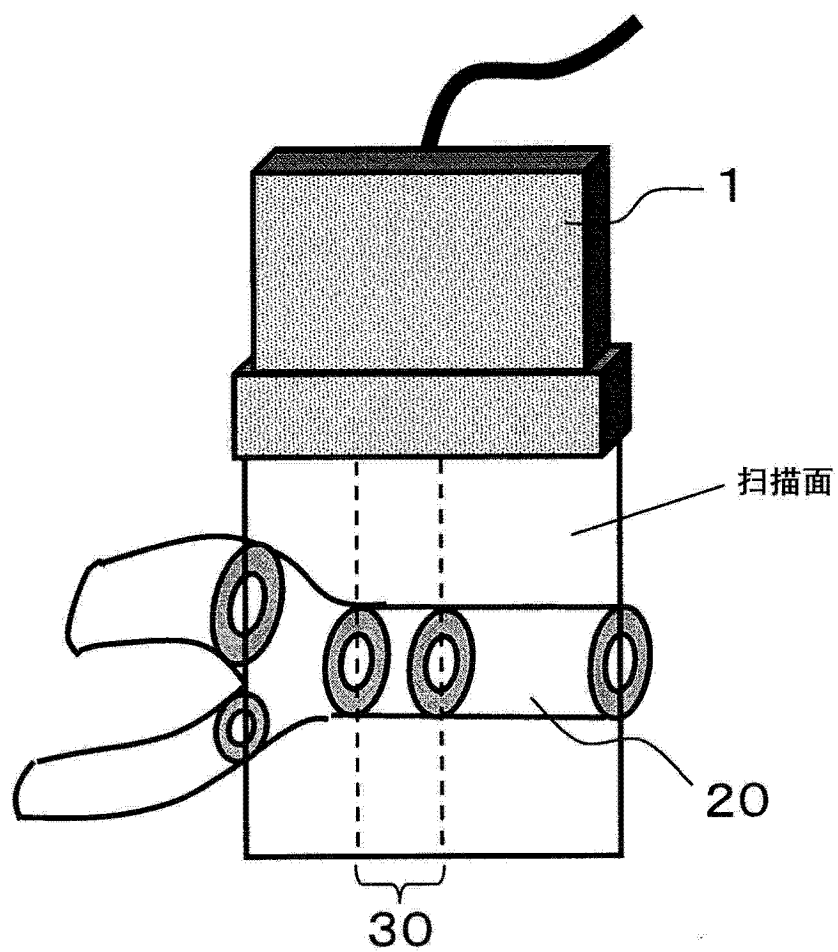
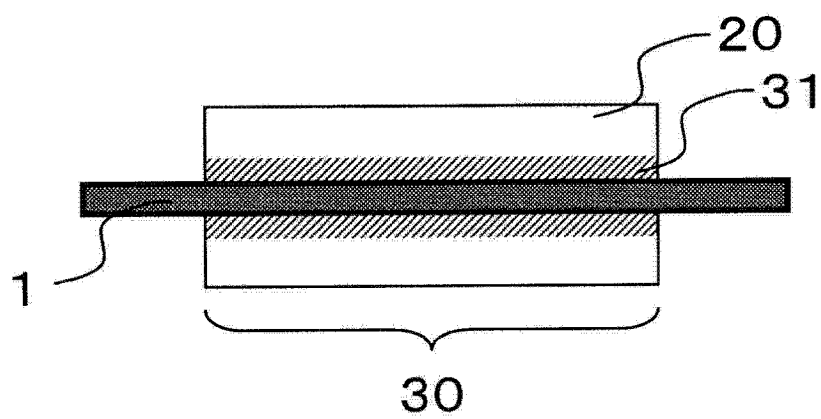


图 5

(a)



(b)

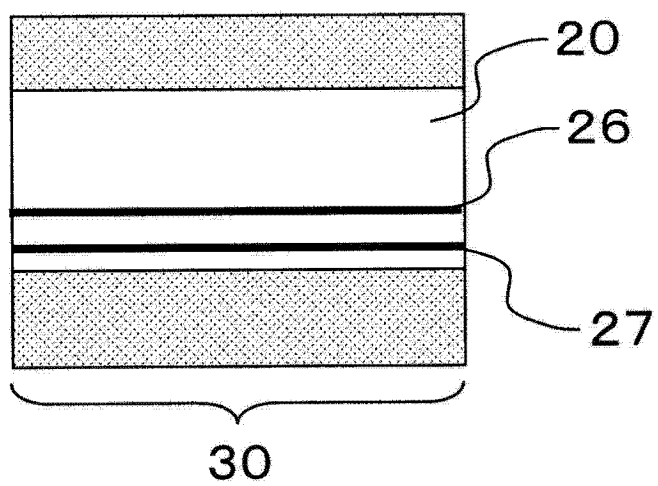
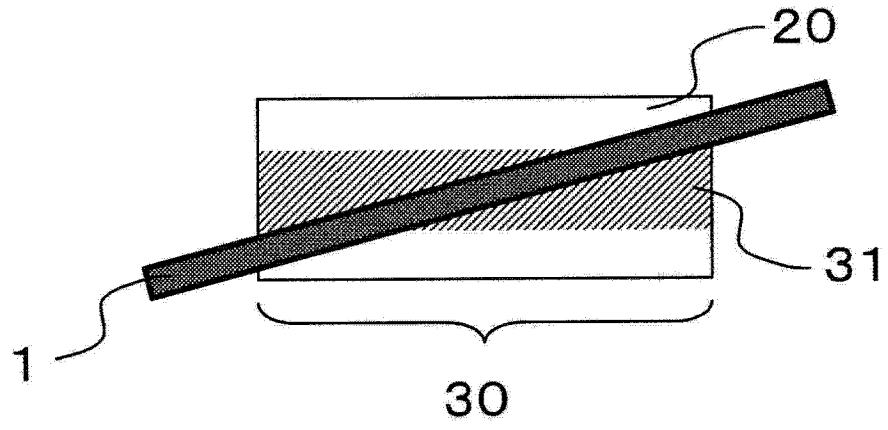


图 6

(a)



(b)

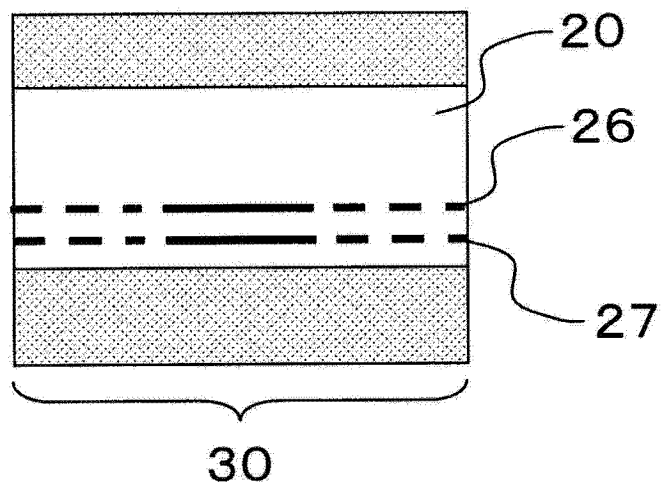
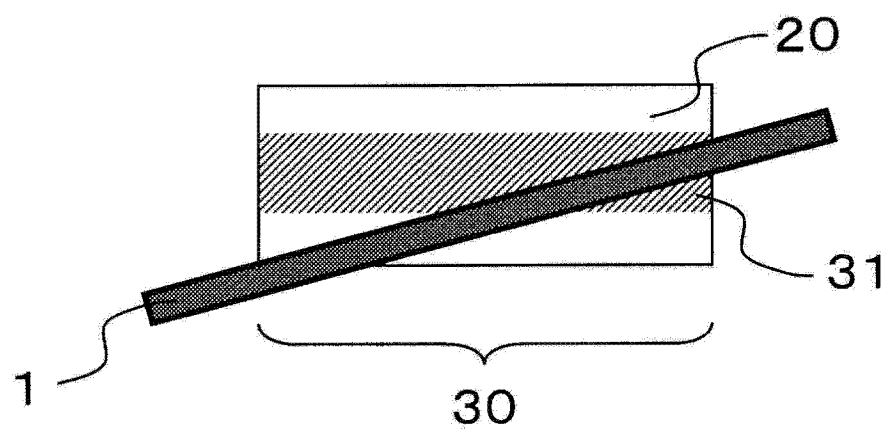


图 7

(a)



(b)

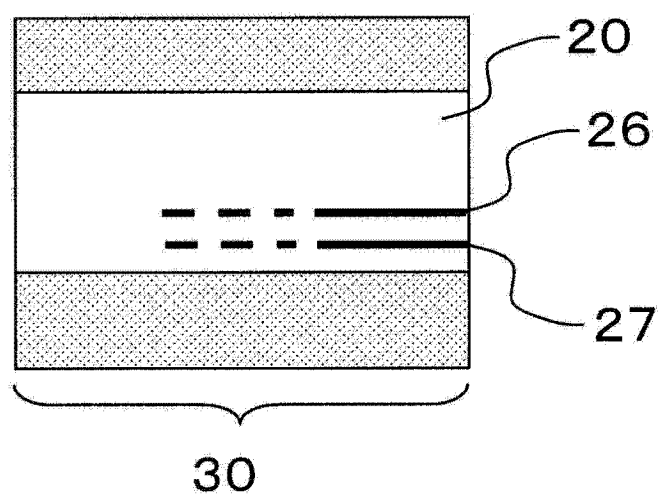


图 8

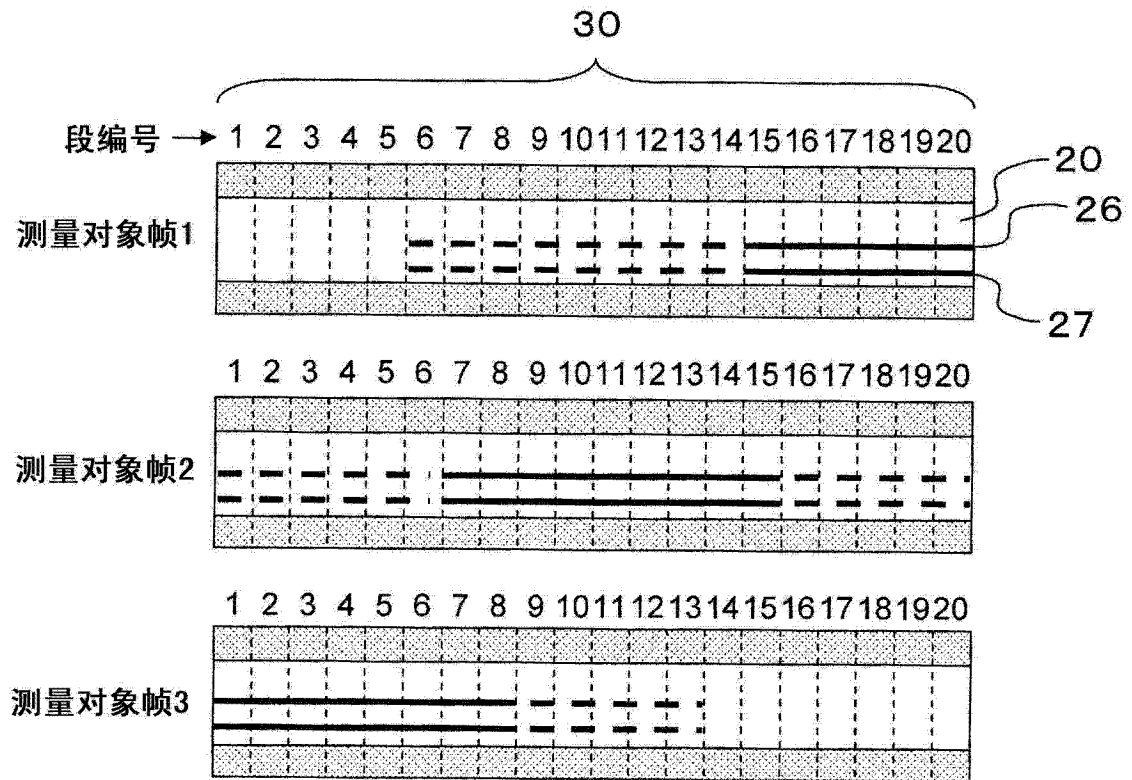


图 9

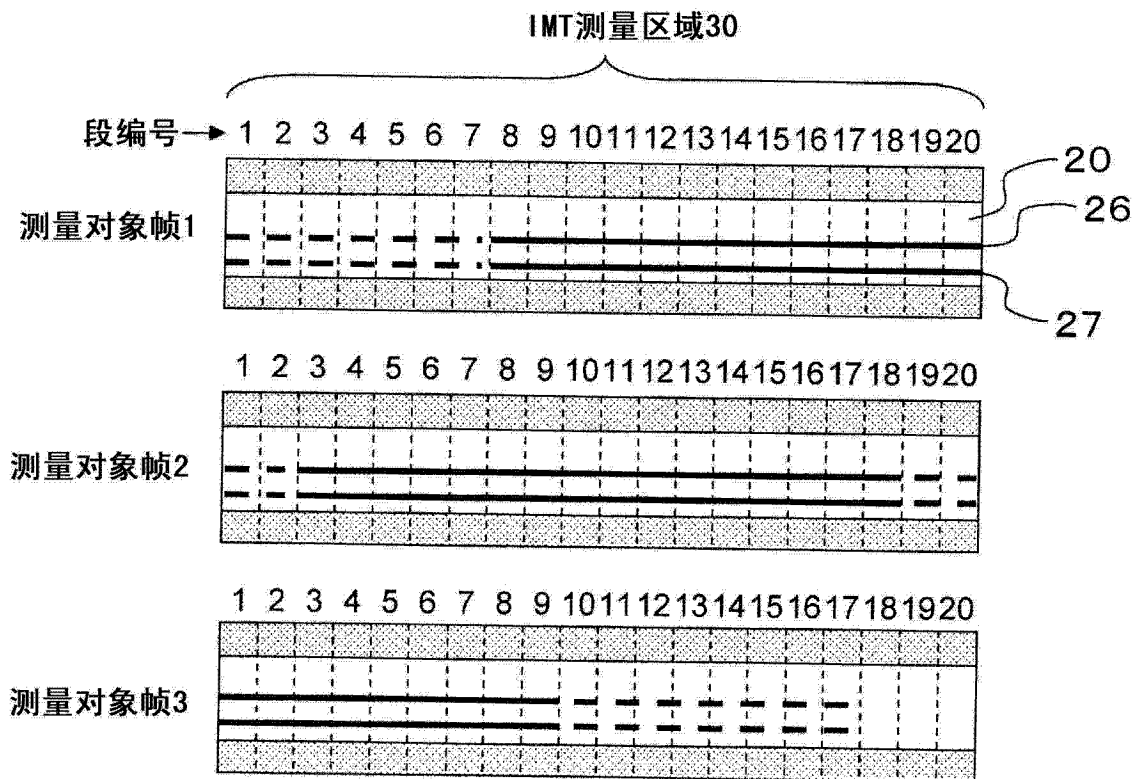


图 10

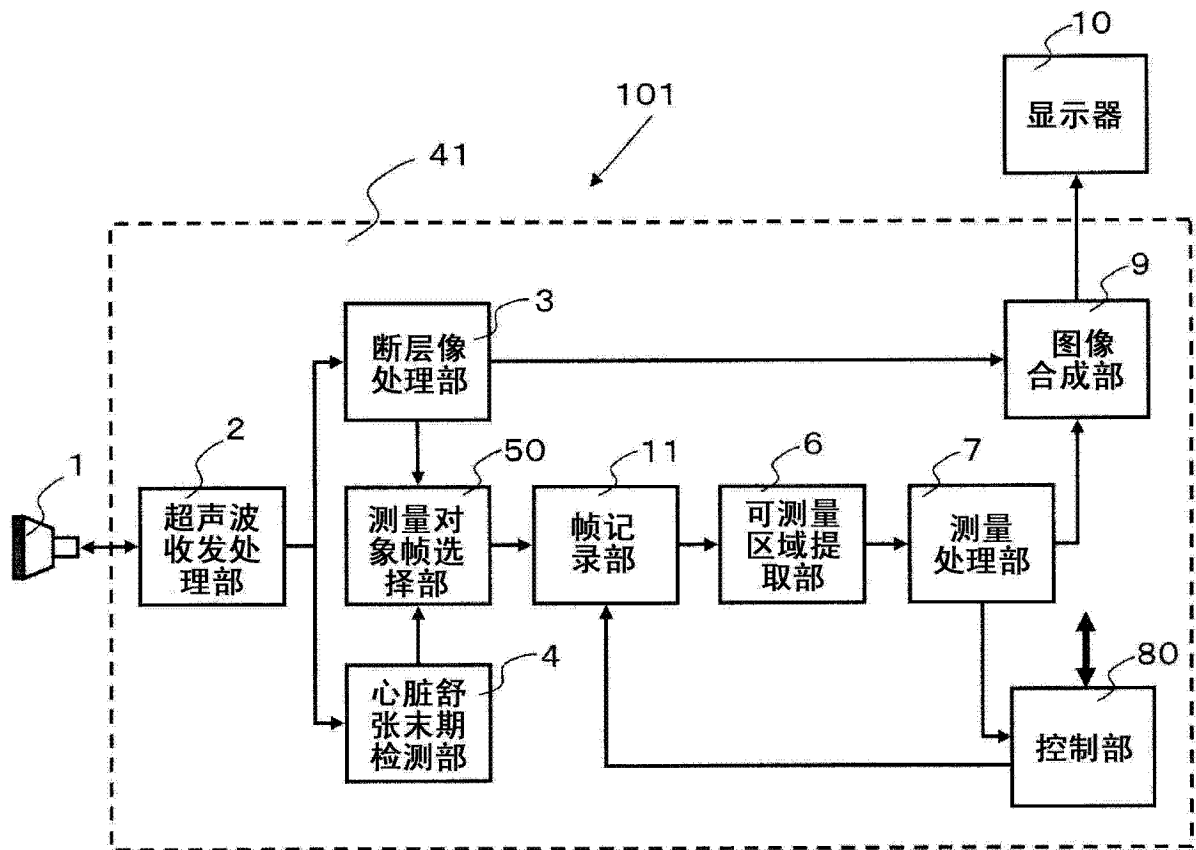


图 11

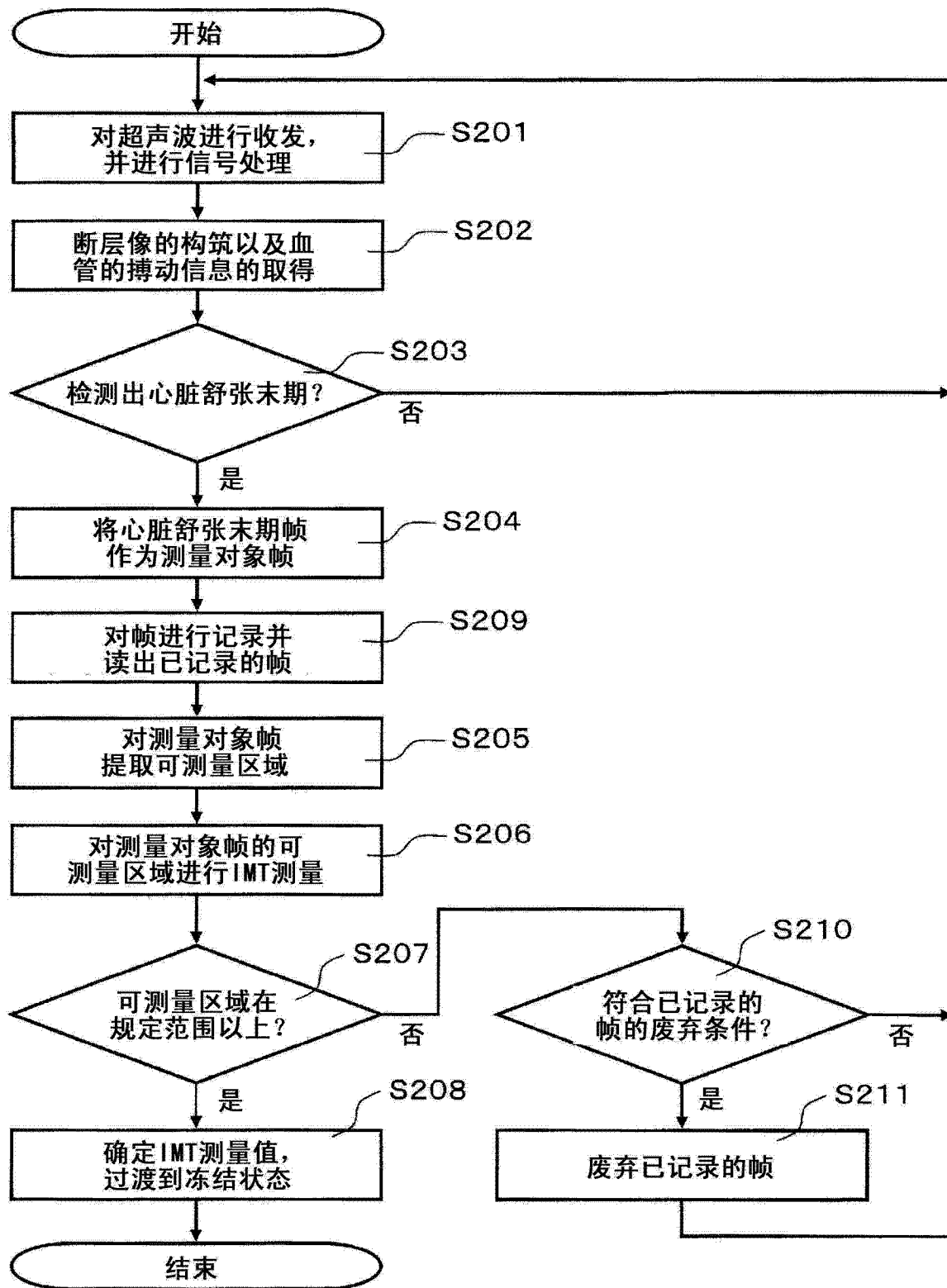


图 12

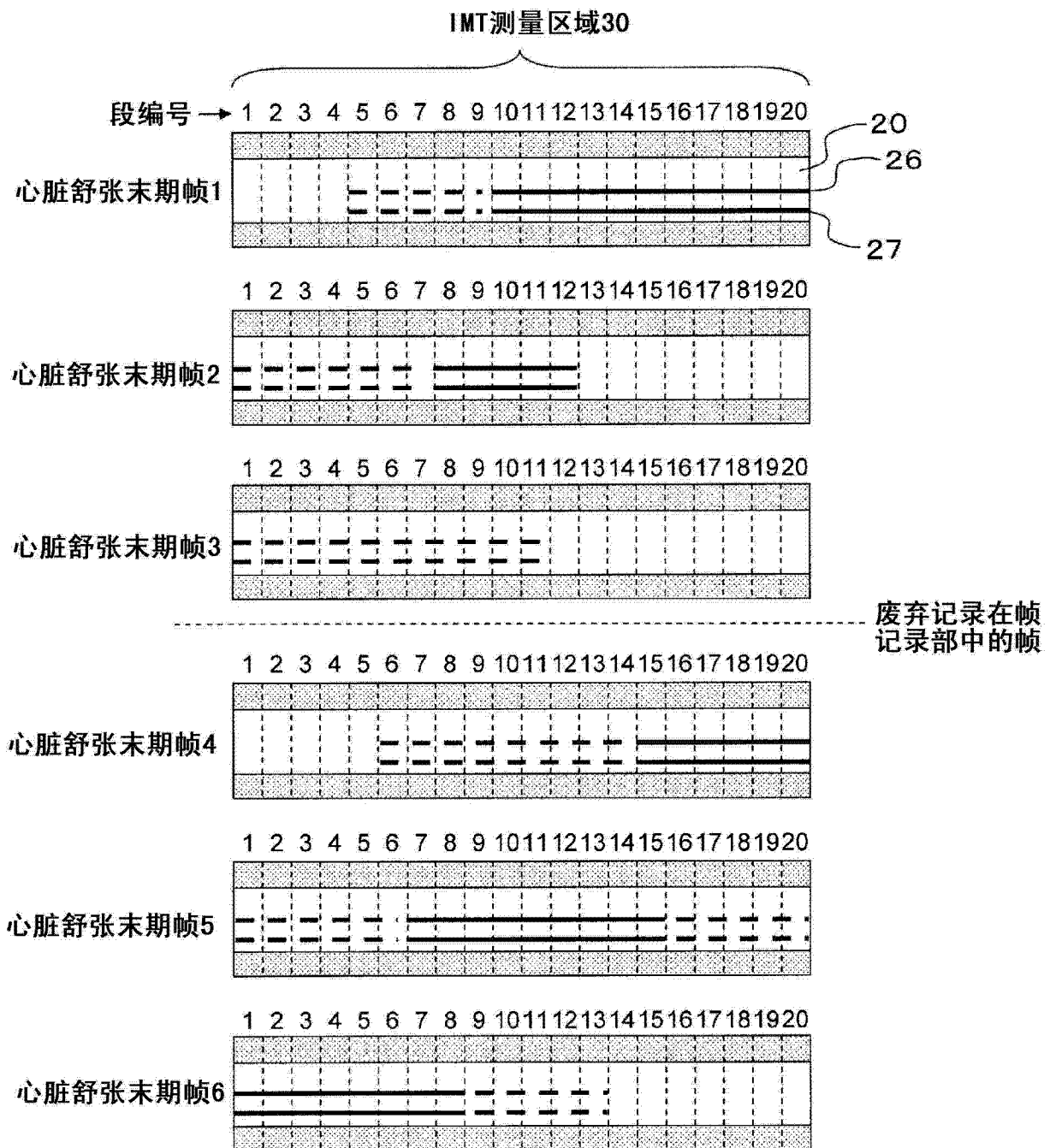


图 13

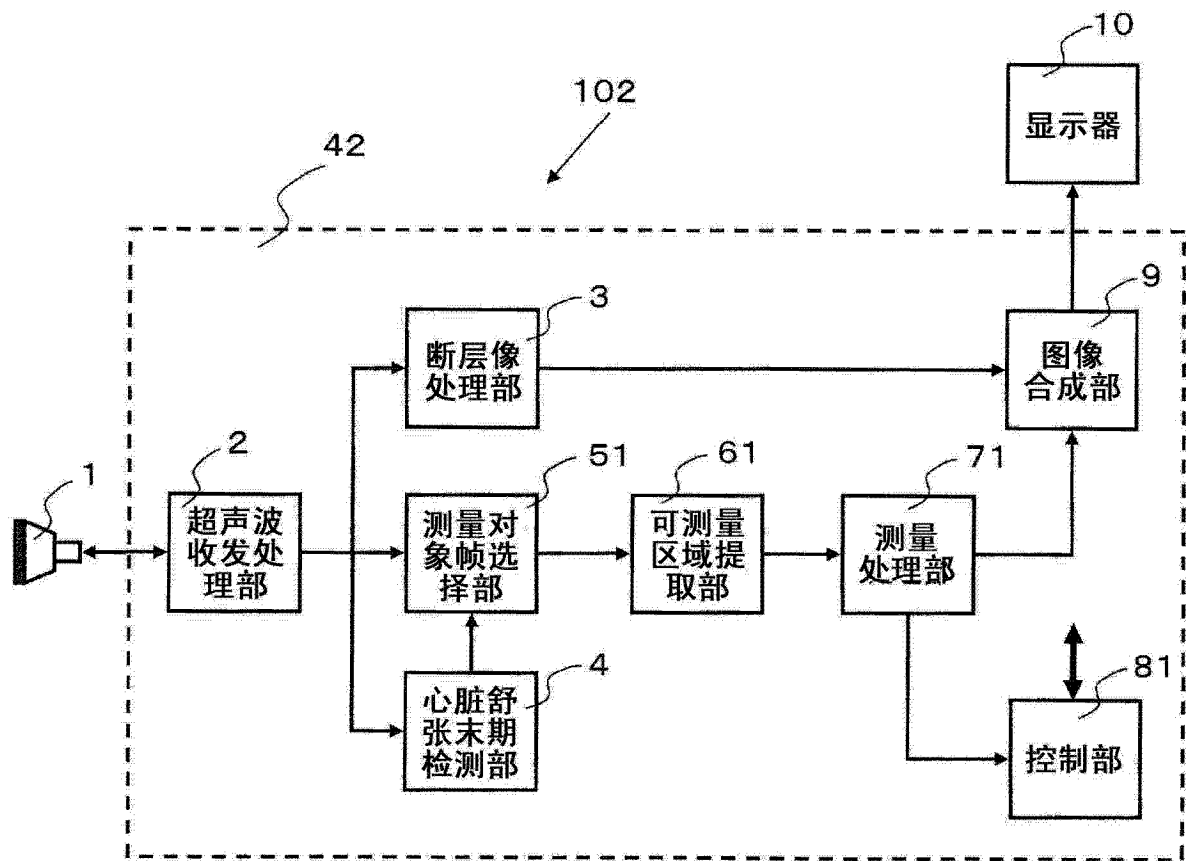


图 14

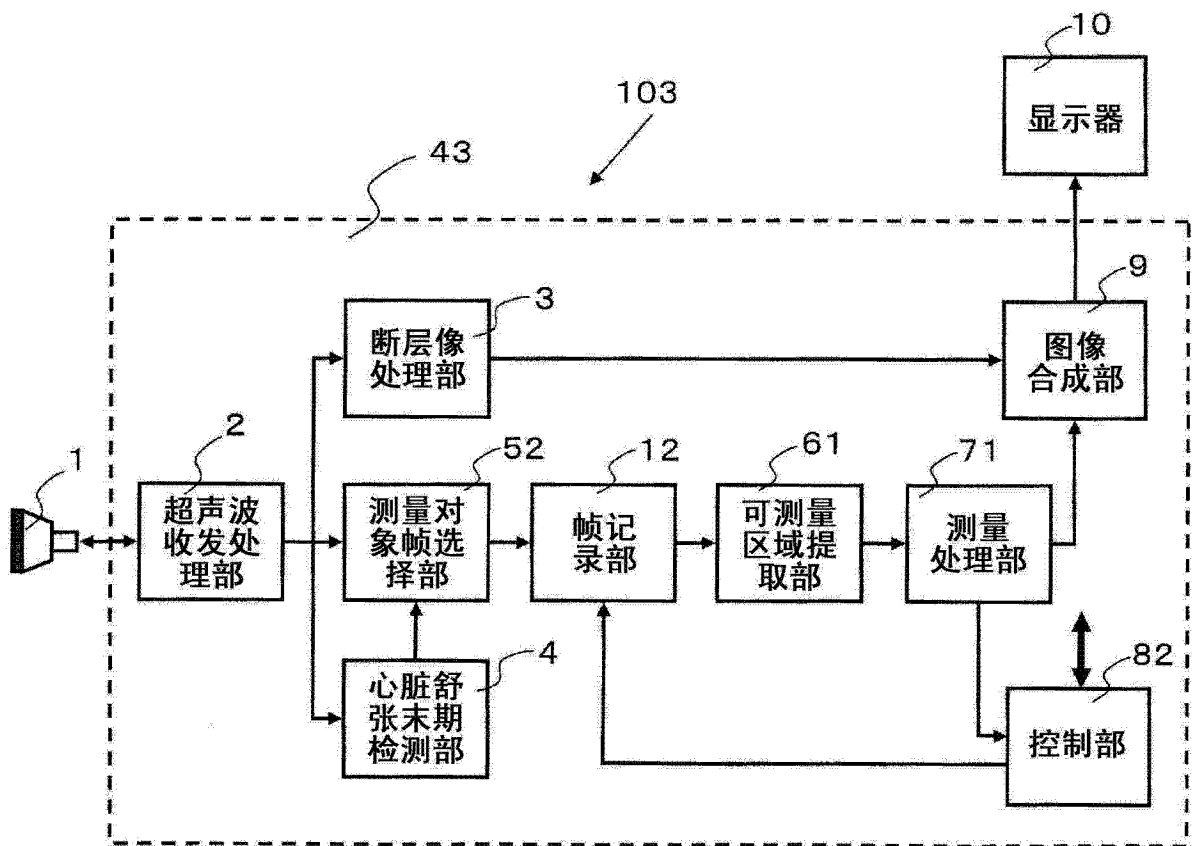


图 15

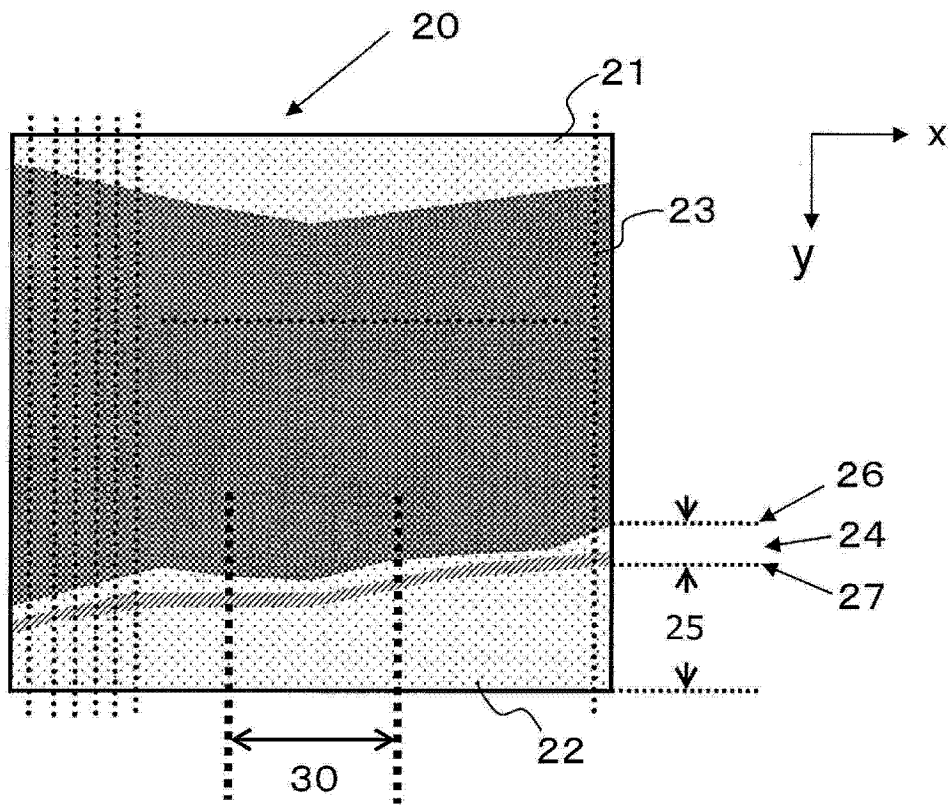


图 16

专利名称(译)	超声波诊断装置以及利用该超声波诊断装置的超声波测量方法		
公开(公告)号	CN103298413B	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	CN201280004506.9	申请日	2012-06-07
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达株式会社		
[标]发明人	川端章裕 右田学 福元刚智 占部真树子		
发明人	川端章裕 右田学 福元刚智 占部真树子		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/5223 A61B8/0858 A61B8/0883 A61B8/5246 A61B8/0891 A61B8/5284 A61B8/483 A61B8/543 A61B8/54		
代理人(译)	李芳华		
审查员(译)	谢楠		
优先权	2011130873 2011-06-13 JP		
其他公开文献	CN103298413A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波诊断装置，是构成为能够连接具有振子的探头，对被检体的测量对象部位进行规定的测量处理的超声波诊断装置，该超声波诊断装置具备控制器，该控制器通过在不同时间进行多次发送处理和接收信号处理，来生成多个所述帧，其中所述发送处理中对探头进行驱动，向包含测量对象部位在内的被检体发送超声波，所述接收信号处理中生成由基于反射超声波的接收信号构成的帧，该反射超声波通过所述探头而接收、且来自包含所述测量对象部位在内的被检体，从所述多个帧中，至少选择2个以上成为测量对象的测量对象帧，基于所述至少2个以上的测量对象帧所包含的来自所述测量对象部位的每一个接收信号，来提取能够实施所述测量处理的可测量区域，通过对所述可测量区域进行组合，来进行针对所述测量对象部位的规定的测量处理。

