



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102469987 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 23

(21) 申请号 201080036008. 3

铃木隆夫 西村有史

(22) 申请日 2010. 11. 12

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任  
公司 11021

(30) 优先权数据

2010-027246 2010. 02. 10 JP

代理人 汪惠民

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 02. 14

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

(86) PCT申请的申请数据

PCT/JP2010/006661 2010. 11. 12

(87) PCT申请的公布数据

W02011/099103 JA 2011. 08. 18

(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 福元刚智 川端章裕 占部真树子

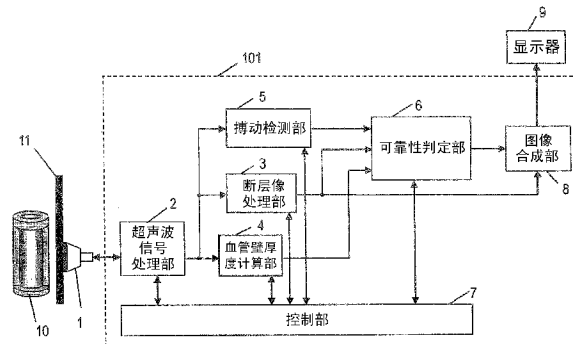
权利要求书 4 页 说明书 18 页 附图 16 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置以及内中膜复合体厚度的测定方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声波诊断装置、以及内中膜复合体厚度的测定方法。超声波诊断装置具有：超声波信号处理部，其驱动探头，进行向被验体的血管发送超声波的发送处理、以及根据由探头接收到的来自被验体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理；断层像处理部，其根据接收信号来构筑断层像；边界检测部，其根据接收信号或断层像，来检测血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界；血管壁厚度计算部，其计算由边界检测部检测出的内腔内膜边界和中膜外膜边界的间隔作为血管壁厚度值；可靠性判定部，其根据接收信号或断层像的检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征，来判定血管壁厚度值的可靠性；和控制部，其根据可靠性判定部的判定结果，将血管壁厚度值确定为内中膜复合体厚度。



1. 一种超声波诊断装置,能够连接具有振子的探头,所述超声波诊断装置具有:

超声波信号处理部,其驱动所述探头,且进行向被验体的血管发送超声波的发送处理、以及根据由所述探头接收到的来自所述被验体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理;

断层像处理部,其根据所述接收信号来构筑断层像;

边界检测部,其根据所述接收信号或所述断层像,来检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界;

血管壁厚度计算部,其计算由所述边界检测部检测出的内腔内膜边界和中膜外膜边界的间隔作为血管壁厚度值;

可靠性判定部,其根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征,来判定所述血管壁厚度值的可靠性;和

控制部,其根据所述可靠性判定部的判定结果,将所述血管壁厚度值确定为内中膜复合体厚度。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述信号上的特征包括信号强度以及信号强度的分布的至少一者。

3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述图像信息上的特征包括亮度、亮度的分布、以及形状的至少一者。

4. 根据权利要求1~3的任一项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有血管中心判定部,

所述血管中心判定部根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征,来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号,或者来计算表示从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号的概率的评价值,

所述可靠性判定部,

当由所述血管中心判定部判定为从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号时、或者当所述评价值超过规定基准值时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性高;或者

当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述血管中心判定部,通过在所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的信号上或图像信息上,对在内腔内膜边界以及中膜外膜边界是否存在特有的信号强度的分布或亮度的分布进行评价,来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号。

6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其特征在于,

所述血管中心判定部,还通过在所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置的信号上或图像信息上,对在内腔内膜边界以及中膜外膜边界存在特有的信号强度的分布或亮度的分布的部分的长度进行评价,来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号。

7. 根据权利要求 1 ~ 6 的任一项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有搏动检测部,  
所述搏动检测部检测血管的搏动状态来判定是否正确地捕获到血管的搏动,或者检测所述血管的搏动状态来计算表示正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值,  
所述可靠性判定部,  
当由所述搏动检测部判定为正确地捕获到血管的搏动时、或者当所述评价值超过规定基准值时,判定为所述血管壁厚度的可靠性高;或者  
当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。
8. 根据权利要求 7 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述搏动检测部,根据血管的内径的变化来检测所述血管的搏动状态,并在所述血管的内径的变化呈脉搏波状时,判定为正确地捕获到血管的搏动。
9. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述搏动检测部,通过检测所述血管的内径的变化的特征量,来检测搏动状态。
10. 根据权利要求 8 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述搏动检测部,利用所述血管的内径的变化波形与预先登记的模型波形的相关性,来检测搏动状态。
11. 根据权利要求 7 ~ 10 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述搏动检测部,还具有用于检测心搏中的特定的时刻的心搏期检测部,且判定在所检测出的时刻的前后之一处或前后两处是否正确地捕获到血管的搏动,或者计算表示所检测出的时刻的前后之一处或前后两处正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值,  
所述可靠性判定部,  
当由所述搏动检测部判定为在由所述心搏期检测部检测出的时刻的前后之一处或前后两处正确地捕获到血管的搏动时、或者当所述评价值超过规定基准值时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性高;或者  
当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。
12. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述搏动检测部,根据所述接收信号来检测所述被检体的组织的移动,从而检测搏动状态,所述心搏期检测部,根据所述搏动状态来检测心搏中的特定的时刻。
13. 根据权利要求 11 所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
所述心搏期检测部,根据心电图的波形来检测所述时刻。
14. 根据权利要求 11 ~ 13 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
由所述心搏期检测部检测出的时刻是心舒张末期。
15. 根据权利要求 11 ~ 13 的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于,  
由所述心搏期检测部检测出的时刻,是从心舒张末期起延迟了规定时间的时刻。
16. 根据权利要求 1 ~ 15 的任一项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有长轴判定部,  
所述长轴判定部判定所述接收信号或所述断层像是否包括所述被检体的血管的长轴方向剖面,或者计算表示所述接收信号或所述断层像包括所述被检体的血管的长轴方向剖面的概率的评价值,

所述可靠性判定部，

当由所述长轴判定部判定为所述接收信号或所述断层像包括所述被检体的血管的长轴方向剖面时、或者当所述评价值超过规定的基准值时，判定为所述血管壁厚度值的可靠性高；或者

当所述评价值越高时，判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。

17. 根据权利要求 1 ~ 16 的任一项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有稳定性判定部，

所述稳定性判定部根据所述血管壁厚度值的时间变动的程度的大小来判定血管壁厚度值是否稳定，或者根据所述血管壁厚度值的时间变动的程度的大小来计算表示所述血管壁厚度值稳定的概率的评价值，

所述可靠性判定部，

当由所述稳定性判定部判定为所述血管壁厚度值稳定时、或者当所述评价值超过规定基准值时，判定为所述血管壁厚度值的可靠性高；或者

当所述评价值越高时，判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。

18. 根据权利要求 1 ~ 17 的任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

该超声波诊断装置还具有将基于所述可靠性判定部的判定结果和由所述断层像处理部构筑的断层像进行合成的图像合成部，且

显示由所述图像合成部合成的图像。

19. 根据权利要求 4、7、16 以及 17 的任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

该超声波诊断装置还具有：

判定基准确定部，其使用来自所述被检体的血管的接收信号或由所述断层像处理部构筑的断层像信息、以及由所述边界检测部检测出的边界，来确定用于所述血管中心判定处理、或者所述搏动性判定处理、或者所述长轴判定部、或者所述稳定性判定处理的判定基准。

20. 根据权利要求 1 ~ 19 的任一项所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述超声波信号处理部，通过进行多次所述发送处理以及所述接收处理，来依次生成多个接收信号，

所述断层像处理部，根据所述多个接收信号，依次构筑多个断层像，

所述边界检测部，根据所述多个接收信号或所述多个断层像的每一个，依次检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界，

所述血管壁厚度计算部，根据依次检测出的所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界，来依次计算所述血管壁厚度，

所述可靠性判定部，依次判定依次计算出的所述血管壁厚度值的可靠性，

所述控制部，根据所述可靠性判定部的判定结果，将所述血管壁厚度值确定为内中膜复合体厚度，

所述超声波诊断装置至少显示依次构筑的所述断层像。

21. 根据权利要求 20 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述控制部，根据由所述可靠性判定部判定出的结果，使依次显示的所述断层像冻结。

22. 根据权利要求 20 或 21 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有：

帧记录部，其将所述断层像、所述血管壁厚度值以及所述可靠性判定部的判定结果依次记录为帧；和

最佳帧选择部，其从记录在所述帧记录部中的多个帧的全部或子集之中选择可靠性最高的帧，

所述控制部将由所述最佳帧选择部所选择出的帧中的所述血管壁厚度计算部的计算结果确定为所述内中膜复合体厚度。

23. 根据权利要求 22 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述控制部，当在所述帧记录部中以一定个数以上记录了所述血管壁厚度值的可靠性高于既定值的帧时，使依次显示的所述断层像冻结。

24. 根据权利要求 22 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述控制部，当在所述帧记录部中以一定个数连续地记录了所述血管壁厚度值的可靠性高于既定值的帧时，使依次显示的所述断层像冻结。

25. 根据权利要求 24 所述的超声波诊断装置，其特征在于，

所述最佳帧选择部，从所述以一定个数连续地记录到所述帧记录部中的可靠性高于规定值的该帧之中，选择可靠性最高的帧。

26. 一种内中膜复合体厚度的测定方法，

进行根据由探头接收到的来自被检体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理，

根据所述接收信号来构筑断层像，

根据所述接收信号或所述断层像来检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界，计算所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的间隔作为血管壁的厚度，

根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征，来判定所述血管壁厚度的可靠性，

根据该判定的结果，将所述血管壁的厚度的计算结果确定为测定值。

27. 一种内中膜复合体厚度的测定方法，

进行根据由探头接收到的来自被检体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理，

根据所述接收信号来构筑断层像，

根据所述接收信号或所述断层像来检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界，计算所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的间隔作为血管壁的厚度，

检测所述血管的搏动状态，

根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征，来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号，

根据所述血管的搏动状态来判定是否正确地捕获到血管的搏动，

根据是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号、以及是否正确地捕获到所述血管的搏动的这些判定结果，来判定所述血管壁厚度的可靠性，

根据该判定的结果，将所述血管壁的厚度计算结果确定为测定值。

## 超声波诊断装置以及内中膜复合体厚度的测定方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和使用它的内中膜复合体厚度的测定方法。

### 背景技术

[0002] 在使用超声波诊断装置的动脉硬化的诊断中,公知颈动脉的内中膜复合体厚度(IMT: Intima-Media Thickness, 以下简略为 IMT) 是获知初期粥样硬化的重要的指标。IMT 是指颈动脉的血管壁的内膜与中膜的复合体的厚度。内中膜复合体,如图 18 所示,在血管内腔与外膜之间看到的层,通过检查,检测出该血管内腔与内膜的边界(以下,记述为内腔内膜边界)和中膜与外膜的边界(以下,记述为中膜外膜边界),并测量其厚度。例如,专利文献 1,公开有一种自动测量该 IMT 的方法。

[0003] 在 IMT 的测量中,如图 18 所示,一般进行了如下测量,即,沿颈动脉设定 IMT 测量范围,并测量其间的最大厚度(maxIMT)或平均厚度(meanIMT)。例如,在非专利文献 1 中,推荐 1cm 作为 IMT 测量范围的长度。

[0004] (现有技术文献)

[0005] (专利文献)

[0006] 专利文献 1:JP 特开 2008-168016 号公报

[0007] (非专利文献)

[0008] 非专利文献 1:Journal of the American Society of Echocardiography, February 2008(93 页~ 111 页)

[0009] (发明的概要)

[0010] (发明所要解决的技术问题)

[0011] 在现有例的超声波诊断装置中,存在以下问题:当想要测定作为检测对象部的颈动脉的状态时,只有充分地积累了训练的熟练者才能进行正确的测定。

[0012] 即,在现有例中,当想要测定颈动脉的状态时,必须在纵方向上能够切断颈动脉的中心线的位置上,碰到探头。

[0013] 即使设为能够在恰当的位置碰到探头而显示了能够正确测定颈动脉的状态的图像,也会由于操作者用手操作探头,而难以一边保持其正确位置一边进行测定。

[0014] 而且,由于按照心脏的搏动而流向颈动脉内部的血流会发生变化,因而颈动脉的直径或颈动脉壁的厚度会不断变化。即,有时会当操作者在正确的位置保持了探头时,也不一定是应测定颈动脉的状态的时刻。

### 发明内容

[0015] 因此,本发明的目的在于,当处于可正确地进行测定的探头位置、时刻时,能够进行颈动脉的状态的测定。

[0016] 本发明的超声波诊断装置,能够连接具有振子的探头,所述超声波诊断装置具有:超声波信号处理部,其驱动所述探头,且进行向被验体的血管发送超声波的发送处理、以及

根据由所述探头接收到的来自所述被验体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理部；断层像处理部，其根据所述接收信号来构筑断层像；边界检测部，其根据所述接收信号或所述断层像，来检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界；血管壁厚度计算部，其计算由所述边界检测部检测出的内腔内膜边界和中膜外膜边界的间隔作为血管壁厚度值；可靠性判定部，其根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征，来判定所述血管壁厚度值的可靠性；和控制部，其根据所述可靠性判定部的判定结果，将所述血管壁厚度值确定为内中膜复合体厚度。根据该结构，能够在合适的测定状态下，测定 IMT 值，能够得到可靠性高的测定值。

[0017] 在优选的实施方式中，所述信号上的特征包括信号强度以及信号强度的分布的至少一者。根据该结构，能够根据接收信号的信号强度或信号强度的分布，判定 IMT 值的可靠性，能够在合适的测定状态下，测定 IMT 值，能够得到可靠性高的测定值。

[0018] 在优选的实施方式中，所述图像信息上的特征包括亮度、亮度的分布、以及形状的至少一者。根据该结构，能够根据断层像的亮度或亮度的分布以及形状来判定 IMT 值的可靠性，能够在合适的测定状态下，测定 IMT 值，能够得到可靠性高的测定值。

[0019] 在优选的实施方式中，所述超声波诊断装置还具有血管中心判定部，所述血管中心判定部根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征，来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号，或者来计算表示从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号的概率的评价值，所述可靠性判定部，当由所述血管中心判定部判定为从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号时、或者当所述评价值超过规定基准值时，判定为所述血管壁厚度值的可靠性高；或者当所述评价值越高时，判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。根据该结构，通过判定为从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号，能够判定已成为合适的状态，能够得到可靠性高的测定值。

[0020] 在优选的实施方式中，所述血管中心判定部，通过在所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的信号上或图像信息上，对在内腔内膜边界以及中膜外膜边界是否存在特有的信号强度的分布或亮度的分布进行评价，来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号。根据该结构，能够恰当地判定为从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到接收信号，能够得到可靠性高的测定值。

[0021] 在优选的实施方式中，所述血管中心判定部还通过在所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置的信号上或图像信息上，对在内腔内膜边界以及中膜外膜边界存在特有的信号强度的分布或亮度的分布的部分的长度进行评价，来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号。根据该结构，还能够恰当地判定为从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到接收信号，能够得到可靠性高的测定值。

[0022] 在优选的实施方式中，所述超声波诊断装置还具有搏动检测部，所述搏动检测部检测血管的搏动状态来判定是否正确地捕获到血管的搏动，或者检测所述血管的搏动状态来计算表示正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值，所述可靠性判定部，当由所述搏动

检测部判定为正确地捕获到血管的搏动时、或者当所述评价值超过规定基准值时,判定为所述血管壁厚度的可靠性高;或者,当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。根据该结构,通过判定是否正确地捕获到血管的搏动,能够判定已成为合适的测定状态,能够得到可靠性高的测定值。

[0023] 在优选的实施方式中,所述搏动检测部,根据血管的内径的变化来检测所述血管的搏动状态,并在所述血管的内径的变化呈脉搏波状时,判定为正确地捕获到血管的搏动。根据该结构,能够恰当地判定为正确地捕获到血管的搏动,能够得到可靠性高的测定值。

[0024] 在优选的实施方式中,所述搏动检测部,通过检测所述血管的内径的变化的特征量,来检测搏动状态。根据该结构,能够进一步恰当地判定为正确地捕获到血管的搏动,能够得到可靠性高的测定值。

[0025] 在优选的实施方式中,所述搏动检测部,利用所述血管的内径的变化波形与预先登记的模型波形的相关性,来检测搏动状态。根据该结构,能够进一步恰当地判定为正确地捕获到血管的搏动,能够得到可靠性高的测定值。

[0026] 在优选的实施方式中,所述搏动检测部,还具有用于检测心搏中的特定的时刻的心搏期检测部,且判定在所检测出的时刻的前后之一或前后两处是否正确地捕获到血管的搏动,或者计算表示所检测出的时刻的前后之一或前后两处正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值,所述可靠性判定部,当由所述搏动检测部判定为在由所述心搏期检测部检测出的时刻的前后之一或前后两处正确地捕获到血管的搏动时、或者当所述评价值超过规定基准值时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性高;或者当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。根据该结构,能够通过心搏,在 IMT 值变化中 IMT 值为最大的时刻进行测定,能够得到可靠性高的测定值。

[0027] 在优选的实施方式中,所述搏动检测部,根据所述接收信号来检测所述被检体的组织的移动,从而检测搏动状态,所述心搏期检测部,根据所述搏动状态来检测心搏中的特定的时刻。根据该结构,能够在不使用 ECG 等附加功能的情况下,通过心搏,检测出在 IMT 值变化中合适的 IMT 值的测定时刻,因此,能够测定容易且操作性好地得到可靠性高的测定值。

[0028] 在优选的实施方式中,所述心搏期检测部,根据心电图的波形来检测所述时刻。根据该结构,通过使用 ECG,能够精度更高地检测出心舒张末期,因此,能够得到可靠性高的测定值。

[0029] 在优选的实施方式中,由所述心搏期检测部检测出的时刻是心舒张末期。根据该结构,能够通过检测心舒张末期,检测出合适的 IMT 值的测定时刻,因此,能够得到可靠性高的测定值。

[0030] 在优选的实施方式中,由所述心搏期检测部检测出的时刻,是从心舒张末期起延迟了规定时间的时刻。根据该结构,从心舒张末期起延迟了规定时间时,IMT 值会成为最大,因此,能够检测出该时刻,从而能够得到可靠性高的测定值。

[0031] 在优选的实施方式中,所述超声波诊断装置还具有长轴判定部,所述长轴判定部判定所述接收信号或所述断层像是否包括所述被检体的血管的长轴方向剖面,或者计算表示所述接收信号或所述断层像包括所述被检体的血管的长轴方向剖面的概率的评价值,所述可靠性判定部,当由所述长轴判定部判定为所述接收信号或所述断层像包括所述被检体

的血管的长轴方向剖面时、或者当所述评价值超过规定的基准值时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性高;或者当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。根据该结构,通过判定接收信号或断层像是否包括血管的长轴方向剖面,能够判定已成为合适的测定状态,能够得到可靠性高的测定值。

[0032] 在优选的实施方式中,所述超声波诊断装置还具有稳定性判定部,所述稳定性判定部根据所述血管壁厚度值的时间变动的程度的大小来判定血管壁厚度值是否稳定,或者根据所述血管壁厚度值的时间变动的程度的大小来计算表示所述血管壁厚度值稳定的概率的评价值,所述可靠性判定部,当由所述稳定性判定部判定为所述血管壁厚度值稳定时、或者当所述评价值超过规定基准值时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性高;或者当所述评价值越高时,判定为所述血管壁厚度值的可靠性越高。根据该结构,能够通过根据血管壁厚度值的时间变动程度的大小,来判定血管壁厚度值的稳定性,从而判定合适的测定状态,能够得到可靠性高的测定值。

[0033] 在优选的实施方式中,还具有将基于所述可靠性判定部的判定结果和由所述断层像处理部构筑的断层像进行合成的图像合成部,且显示由所述图像合成部合成的图像。根据该结构,由于视觉上获知是否处于合适的测定状态,因此,操作者能够确认测定结果和其可靠性,操作性提高。

[0034] 在优选的实施方式中,还具有:判定基准确定部,其使用来自所述被检体的血管的接收信号或由所述断层像处理部构筑的断层像信息、以及由所述边界检测部检测出的边界,来确定用于所述血管中心判定处理、或者所述搏动性判定处理、或者所述长轴判定部、或者所述稳定性判定处理的判定基准。根据该结构,能够根据被检体的组织性状来实施血管中心判定、搏动判定、长轴判定以及稳定性判定,因此,IMT 测定的精度以及可靠性提高。

[0035] 在优选的实施方式中,所述超声波信号处理部通过进行多次所述发送处理以及所述接收处理,来依次生成多个接收信号,所述断层像处理部根据所述多个接收信号,依次构筑多个断层像,所述边界检测部,根据所述多个接收信号或所述多个断层像的每一个,依次检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界,所述血管壁厚度计算部,根据依次检测出的所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界,来依次计算所述血管壁厚度,所述可靠性判定部,依次判定依次计算出的所述血管壁厚度值的可靠性,所述控制部,根据所述可靠性判定部的判定结果,将所述血管壁厚度值确定为内中膜复合体厚度,所述超声波诊断装置至少显示依次构筑的所述断层像。

[0036] 在优选的实施方式中,所述控制部,根据由所述可靠性判定部判定出的结果,使依次显示的所述断层像冻结。根据该结构,能够使合适的测定状态时的图像冻结。

[0037] 在优选的实施方式中,所述超声波诊断装置还具有:帧记录部,其将所述断层像、所述血管壁厚度值以及所述可靠性判定部的判定结果依次记录为帧;和最佳帧选择部,其从记录在所述帧记录部中的多个帧的全部或子集之中选择可靠性最高的帧,所述控制部将由所述最佳帧选择部所选择出的帧中的所述血管壁厚度计算部的计算结果确定为所述内中膜复合体厚度。根据该结构,能够在 IMT 测定中得到具有可靠性的测定结果。

[0038] 在优选的实施方式中,所述控制部,当在所述帧记录部中以一定个数以上记录了所述血管壁厚度值的可靠性高于既定值的帧时,使依次显示的所述断层像冻结。根据该结构,能够在 IMT 测定中得到具有可靠性的测定结果时,使图像冻结。

[0039] 在优选的实施方式中,所述控制部,在所述帧记录部中以一定个数连续地记录了所述血管壁厚度值的可靠性高于既定值的帧时,使依次显示的所述断层像冻结。根据该结构,能够在 IMT 测定中得到具有可靠性的测定结果时,使图像冻结。

[0040] 在优选的实施方式中,所述最佳帧选择部,从所述以一定个数连续地记录到所述帧记录部中的可靠性高于规定值的该帧之中,选择可靠性最高的帧。根据该结构,能够在 IMT 测定中得到更具可靠性的测定结果。

[0041] 本发明的内中膜复合体厚度的测定方法,进行根据由探头接收到的来自被检体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理,根据所述接收信号来构筑断层像,根据所述接收信号或所述断层像来检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界,计算所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的间隔作为血管壁的厚度,根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征,来判定所述血管壁厚度的可靠性,根据该判定的结果,将所述血管壁的厚度的计算结果确定为测定值。

[0042] 本发明的内中膜复合体厚度的测定方法,进行根据由探头接收到的来自被检体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理,根据所述接收信号来构筑断层像,根据所述接收信号或所述断层像来检测所述血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界,计算所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的间隔作为血管壁的厚度,检测所述血管的搏动状态,根据所述接收信号或所述断层像的所述检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征,来判定是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号,根据所述血管的搏动状态来判定是否正确地捕获到血管的搏动,根据是否从通过所述血管的长轴方向的中心的剖面附近获取到所述接收信号、以及是否正确地捕获到所述血管的搏动的这些判定结果,来判定所述血管壁厚度的可靠性,根据该判定的结果,将所述血管壁的厚度计算结果确定为测定值。根据该结构,处于合适的测定状态的判定精度提高,能够在合适的测定状态下测定 IMT 值,能够得到可靠性高的测定值。

[0043] (发明效果)

[0044] 根据本发明的超声波诊断装置以及 IMT 测定方法,通过对检测出内腔内膜边界和中膜外膜边界这两种边界的情况、已正确地捕获到血管的搏动的情况进行判定,来判定探头的接触对象等在 IMT 测定中是否处于合适的状态下捕获到对象的血管,并将在那时与在心搏中测定 IMT 值相合适的时刻时所测定的 IMT 值确定为测定值,因此,能够得到可靠性高的 IMT 的测定值,具有在动脉硬化等诊断中使精度或操作性提高的效果。

#### 附图说明

[0045] 图 1 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 1 的方框图。

[0046] 图 2 是本发明的实施方式 1 的详细的方框图。

[0047] 图 3(a) 是说明捕获到血管中心的扫描与内腔内膜边界以及中膜外膜边界的描绘之间的关系图,(b) 是说明未捕获到血管中心的扫描与内腔内膜边界以及中膜外膜边界的描绘之间的关系图。

[0048] 图 4(a) 是表示诊断对象的颈动脉的结构图,(b) 是表示颈动脉的内径变化波形的图。

- [0049] 图 5 是表示实施方式 1 的动作的流程图。
- [0050] 图 6 是详细地表示颈动脉的内径变化波形的图。
- [0051] 图 7(a) 是说明颈动脉的模型波形与内径变化波形的相关性的图, (b) 是说明在时间轴上使模型波形伸展的方法的图。
- [0052] 图 8(a) 是表示诊断对象的颈动脉的结构图, (b) 是表示颈动脉的内径变化波形和检测出的心舒张末期的时刻的图。
- [0053] 图 9 是表示血管的内径变化波形与 IMT 值的变化波形之间的关系图。
- [0054] 图 10 是表示正确捕获到血管时和未正确捕获到血管时的颈动脉的内径变化波形的图。
- [0055] 图 11 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 2 的详细的方框图。
- [0056] 图 12 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 3 的详细的方框图。
- [0057] 图 13 是表示实施方式 3 的动作的流程图。
- [0058] 图 14 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 4 的详细的方框图。
- [0059] 图 15 是表示实施方式 4 的动作的流程图。
- [0060] 图 16 是表示本发明的超声波诊断装置的实施方式 5 的详细的方框图。
- [0061] 图 17 是表示实施方式 5 的动作的流程图。
- [0062] 图 18 是说明诊断对象的颈动脉的构成和 IMT 的测量范围的图。

## 具体实施方式

### [0063] (实施方式 1)

[0064] 图 1 是本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的方框图。本实施方式的超声波诊断装置 101 具有:超声波信号处理部 2;断层像处理部 3;血管壁厚度计算部 4;搏动检测部 5;可靠性判定部 6;控制部 7 以及图像合成部 8。

[0065] 探头 1 具有超声波振子,通过超声波振子向被检体发送超声波,并接收来自被检体的反射超声波,变换为电信号。超声波信号处理部 2,构成为能够装卸探头 1,且在规定的时刻向该探头 1 的超声波振子供给驱动脉冲,使探头 1 以发送超声波的方式驱动,从而进行发送处理。此外,从探头 1 接收电信号,进行该电信号的放大、检波等超声波断层像的构筑等中所需要的接收处理,生成接收信号。

[0066] 通常,超声波信号处理部 2 重复且连续进行发送处理,依次生成接收信号。因此,以下的处理,是针对所生成的接收信号依次进行的。

[0067] 断层像处理部 3 接收由超声波信号处理部 2 生成的接收信号,并进行接收信号的坐标变换等,来依次构筑超声波图像的二维图像即断层像。血管壁厚度计算部 4 计算成为测定对象的被检体的血管的血管壁的厚度。搏动检测部 5 检测并判定是否能够正确检测出血管的搏动状态。

[0068] 可靠性判定部 6,在测定成为测定对象的血管的壁厚度等时,根据断层像处理部 3、血管壁厚度计算部 4 以及搏动检测部 5 的测定/处理结果,来判定观测状态或测定值能否可靠地作为测定结果。

[0069] 控制部 7 控制各功能块,并将由可靠性判定部 6 所判定的测定结果确定为测定过的内中膜复合体厚度进行保存,且进行使此时的图像冻结(freeze)(静止)的处理。

[0070] 图像合成部 8, 构成为可与显示器 9 连接, 且以能够由所连接的显示器 9 进行显示的方式合成由可靠性判定部 6 所判定的测定结果和由断层像处理部 3 构成的断层像。显示器 9 是与图像合成部 8 连接、且显示其图像信号的监视器。

[0071] 接着, 使用本发明的实施方式 1 的超声波诊断装置的详细方框图即图 2, 对实施方式 1 的超声波诊断装置的详细内容进行说明。图 2 是详细地记述图 1 的结构, 对于图 1 说明过的结构, 将适当省略说明。

[0072] 血管壁厚度计算部 4 具有边界检测部 41 和 IMT 计算部 42。边界检测部 41, 在包括 IMT 测量范围 (参照图 18) 的范围内, 检测成为测定对象的血管的内腔内膜边界和中膜外膜边界这两种血管边界。IMT 计算部 42, 将由边界检测部 41 检测出的内腔内膜边界与中膜外膜边界之间的距离计算为 IMT。而且, 此时, 虽然若取 IMT 测量范围内的该距离的最大值则计算出 maxIMT, 若取平均值则计算出 meanIMT, 但本发明不局限于此。

[0073] 血管中心判定部 31 根据由断层像处理部 3 构筑的断层像和由边界检测部 41 检测出的血管边界, 通过评价在断层像中在血管边界的位置是否清楚地描绘出内腔内膜边界以及中膜外膜边界、或者在断层像中清楚地描绘出内腔内膜边界以及中膜外膜边界的部分的长度等, 从而判定使探头触及被检体的位置是否捕获到作为测定对象的血管中心附近。

[0074] 搏动检测部 5 具有搏动信息处理部 51、搏动性判定部 52 以及心搏期检测部 53。搏动信息处理部 51, 处理由超声波信号处理部 2 生成的接收信号, 提取用于判定作为测定对象的血管是否正在搏动的信息。搏动性判定部 52, 根据由搏动信息处理部 51 处理 / 提取的信息, 判定血管是否正在搏动。心搏期检测部 53 用于检测心搏中的特定的时刻。例如, 用于检测心舒张末期、即心脏收缩后舒张而使血流为最小的时刻等。

[0075] 在此, 针对用于正确且再现性好地测定 IMT 值的条件进行说明。

[0076] 首先, 作为第一个条件, 由于血管的剖面大致为圆形, 因此为了正确地测定血管壁的厚度, 需要判定使探头 1 触及被检体的位置是否捕获到血管的中心附近 (或圆形的中心附近)。因为, 虽然 IMT 值被计算为血管的内腔内膜边界与中膜外膜边界之间的间隔, 但为此, 需要清楚地描绘出血管的两边界。血管中心判定部 31 进行该判定。

[0077] 对此, 使用图 3 来更详细地说明。图 3 是表示血管的剖面与由探头 1 发送接收的回波的行进路线之间的位置关系的示意图。

[0078] 回波虽然会在组织边界等对于音频阻抗有差异的边界进行反射, 但与边界越接近 90 度, 反射会越强, 将得到清晰的反射回波信号。因此, 如图 3(a) 所示, 当使探头 1 触及被检体的位置捕获到血管的中心附近时, 即当回波行进路线通过血管的中心附近时, 回波与血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界垂直, 在两边界处会得到强烈且清晰的反射回波。

[0079] 另一方面, 如图 3(b) 所示, 当回波行进路线不通过血管的中心附近时, 由于回波不垂直于血管的两边界, 因此, 只会得到弱的且不清晰的反射回波。因此, 内腔内膜边界以及中膜外膜边界被描绘得模糊而无法分离, 或未描绘出内腔内膜边界。

[0080] 因此, 能够通过评价在断层像中在血管边界的位置是否清楚地描绘出内腔内膜边界以及中膜外膜边界, 来判定使探头 1 触及被检体的位置是否捕获到血管的中心附近。而且, 上述的所谓清楚地描绘出两种边界的中心附近, 作为实测长度, 虽然相当于从由探头 1 发送来的超声波的音频线 (在图 3 中以虚线表示) 至血管剖面的中心为止的距离为 0.5mm

以内的程度,但并不严格地局限于此。

[0081] 更具体而言,在所检测出的血管边界位置以及其周边部位的断层像数据中,如图 18 所示,能够通过评价从所检测出的内腔内膜边界位置的血管内腔侧至内中膜侧是否存在亮度的上升、或从所检测出的中膜外膜边界位置的内中膜侧至外膜侧是否存在亮度的上升、以及在所检测出的内腔内膜边界位置与中膜外膜边界位置之间是否存在亮度的下降等,来判定在断层像中在血管边界的位置是否清楚地描绘出内腔内膜边界以及中膜外膜边界。

[0082] 此外,如上所述,在断层像中清楚地描绘出内腔内膜边界以及中膜外膜边界的部分的长度,也能够用于判定使探头 1 触及被检体的位置是否捕获到血管的中心附近。此时,以清楚地描绘出 IMT 测量范围(参照图 18)的整个区域、或者以一定比例以上清楚地描绘出上述两种边界作为判定的基准。例如,当 IMT 测量范围为 1cm、上述的一定比例为 75%时,1cm 之中的 7.5mm 成为用于判定为捕获到血管中心的长度的基准。

[0083] 接着,作为第二个条件,血管与流入其内部的血流量或流速对应地进行伸缩。心脏的收缩期中血流速度最大,此时血管的内径最大,并且血管壁的厚度最小。并且,在心脏的舒张期,血流最小,因此,血管的内径最小,血管壁的厚度最大。即,血管壁的厚度与心搏同步地发生变化,因此,根据测定的时刻,IMT 值也会发生变化。

[0084] 若使用附图进行说明,则如图 4 所示,图 4(a) 的 A-B 两点间距离、即血管的内径,会根据从心脏的血液的搏出,在时间上发生变化,公知可观测到如图 4(b) 所示的脉搏波状的波形。

[0085] 若将 ECG 的 R 波触发时刻(图 4(b) 的下面的波形)考虑为基准,则内径会暂时变小,之后,急速变大,并缓缓恢复到原来的直径。更正确而言,在正常血管的情况下,在缓缓恢复到原来的直径时,会产生所谓 Dicrotic peak 这样的峰值,且内径变化波形将具有两个正的峰值。

[0086] 由于 IMT 值在血管壁的厚度为最大时进行测定是理想的情形,因此,需要考虑心搏来确定测定的时刻,心搏检测部 53 用于检测该时刻。

[0087] 接着,针对搏动的判定进行说明。在测定血管壁的厚度等时,需要评价是否由探头正确地捕获到该血管。通常,若是生物体,则血管特别是动脉会在搏动。搏动性判定部 52,不是检测血管是在搏动还是未在搏动,而是通过是否正确地捕获到血管的搏动来判定探头的接触对象等是否成为能够正确测定血管的信息的状态。

[0088] 接着,针对实施方式 1 的动作,使用图 2 和图 5 来进行说明。图 5 是表示实施方式 1 的典型动作的流程图。

[0089] 首先,在步骤 S101 中,通过超声波信号处理部 2,进行超声波信号的发送控制、接收控制,通过驱动探头 1 来发送超声波,与一般的超声波诊断装置相同,针对从被检体反射而由探头 1 接收到的反射超声波进行信号处理,生成接收信号(接收回波数据)。

[0090] 然后,在步骤 S102 中,断层像处理部 3 对该接收回波数据进行处理,构筑断层像。其中所生成的断层像数据,虽然是以被检体的内脏等各种器官为对象,但在此,说明以血管、特别是以颈动脉的图像和其数据作为中心进行处理的断层像数据。

[0091] 此外,从超声波信号处理部 2 输出的接收回波数据,也被发送到血管壁厚度检测部 4 和搏动检测部 5。

[0092] 在步骤 S103,在血管壁厚度检测部 4 的边界检测部 41 中,以从超声波信号处理部 2 输出的接收回波信号的振幅或相位为基础,边界检测部 41 对血管的内腔内膜边界和中膜外膜边界进行检测。

[0093] 这是针对预先所设定的对象图像范围内 (ROI) 的各点而进行的。通常,与 IMT 测量范围 (参照图 18) 对应地设定 ROI。

[0094] 接着,在步骤 S104 中,根据由边界检测部 41 中检测出的内腔内膜边界与中膜外膜边界的位置信息,由 IMT 计算部 42 计算出内中膜的厚度即 IMT 值。

[0095] 此外,边界检测部 41 若将血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的检测结果发送到血管中心判定部 31,则在步骤 S105 中,血管中心判定部 31,根据来自断层像处理部 3 的断层像和边界检测结果,判定用当前探头所捕获到的血管的接收信号是否是血管的中心附近的接收信号。

[0096] 另一方面,从超声波信号处理部 2 输出的接收信号也被发送到搏动检测部 5。

[0097] 在步骤 S106 中,由搏动检测部 5 检测出成为对象的血管的搏动,并判定该波形是否正确地捕获到血管的搏动。

[0098] 首先,在搏动信息处理部 51 中,如图 4(a) 所示,在成为对象的血管的前壁和后壁上设定测定点 A、B,并通过分析接收回波数据的振幅或相位,来跟踪测定点 A、B 的移动。动脉通过心搏而反复收缩舒张,因此,测定点 A、B 之间的距离,会进行如图 4(b) 所示的周期性的移动,因此,对其进行检测,以作为血管的内径变化波形。

[0099] 如上所述,不需要心电装置等装置与被检体之间的特别连接,就能够仅通过使探头与被检体接触的简单的操作,而得到血管的内径变化波形。

[0100] 接着,在搏动性判定部 52 中,通过评价该内径变化波形是否成为脉搏波状,来判定由搏动信息处理部 51 所获得的内径变化波形是否正确地捕获到血管的搏动。

[0101] 作为判定的方法,可考虑方法 (1) 着眼于内径变化波形的单纯的特征量的方法;和方法 (2) 着眼于与内径变化波形的基准 (模型) 波形的一致性的方法等。

[0102] 首先,针对方法 (1) 着眼于波形的单纯的特征量的方法,使用图 6 来进行说明。作为判定振幅或峰值的时刻是否在通常的人能够获取的范围内的这样的特征量的参数,列举如下:

[0103] • 最大振幅、最小振幅:分别是图 6 的  $A_{max}$ ,  $A_{min}$

[0104] • 成为最大振幅 ( $A_{max}$ ) 的时刻:  $T_{max}$

[0105] • 成为最小振幅 ( $A_{min}$ ) 的时刻:  $T_{min}$

[0106] • 一个心搏周期:TR

[0107] 上述参数,在图 6 所示的波形中,作为一个示例,  $A_{max}$  为 1mm 弱,  $A_{min}$  为负值, TR 为 1 秒左右,当  $T_{min} < T_{max}$  时,通过实验确认出能够判定搏动性。

[0108] 接着,作为另一个判定方法,针对方法 (2) 着眼于与内径变化波形的基准 (模型) 波形的一致性的方法,使用图 7 来进行说明。

[0109] 制成作为基准的模型波形,并通过计算相关系数来判定该波形与所测定的内径变化波形的匹配程度。模型波形是通过汇集多数人的内径波形的数据等来制成的。

[0110] 具体而言,计算出模型波形与所测定的内径变化波形二者的相关系数。当模型波形与所测定波形的时间长度不同时,如图 7(b) 所示,在时间轴上使模型波形与测定波形伸

缩而使时间长度相同来计算出相关系数。在图 7(b) 中,表示出测定波形长度比模型波形长度还长的情况。由于模型波形与某被验者的内径变化波形的周期、即一个心搏周期几乎不一致,因此,如图 7(b) 所示,在时间方向上会伸缩。

[0111] 在如此判定搏动性的两种方法之中,可以仅通过任一种方法进行判定,也可以两种都进行。若仅是一种方法,则缩短其处理时间,通过两种方法都进行,能够更加提高波形的一致性判定精度。

[0112] 至此,虽是基于波形的评价的判定,但为了正确地测定 IMT 值,如上所述,测定的时刻很重要。

[0113] 因此,需要检测 R 波的时刻(心舒张末期)。

[0114] 在心搏期检测部 53 中,如图 8 所示,在对象血管的前壁与后壁上所设定的测定点 A、B 处,检测出伴随搏动的测定点 A 的移动状态作为跟踪波形 TA,求出其变化量,即微分波形 TA'。将该微分波形 TA' 作为模拟的 R 波的时刻,并设为能够参考作为 IMT 测定的时刻。

[0115] 如上所述,心舒张末期附近的时刻,是 IMT 的值为最大时,通过检测出该心舒张末期的时刻,能够在最佳时刻测定出 IMT 值。

[0116] 此外,若严格而言,IMT 值为最大值的理想的时刻,如图 9 所示,是从心舒张末期(在心电图中相当于 R 波的时刻)起延迟了规定时间的时刻,因此,通过考虑到该延迟时间来确定 IMT 值的测定时刻,能够进行精度更高的测定。

[0117] 根据该结构,能够不使用 ECG 等装置,在 IMT 测定中进行最佳时刻的检测。

[0118] 而且,在一个心搏中,作为用于测定 IMT 值的时刻,无需一定是心舒张末期,若根据处理的延迟时间或处理方法,就能够检测出任意的时刻,则通用性会提高。

[0119] 在此,图 10 表示在诊断中正确地捕获到血管时与未正确地捕获到血管时的波形。

[0120] 虽然从 a 至 e 的各点检测出舒张末期,但 a、b、c 点是未正确地捕获到血管的点,d、e 是正确地捕获到血管的点。

[0121] d、e 虽然是基于内径变化波形的评价的搏动性判定和心舒张末期检测的两种方法正确地检测出的点,但如 a、b、c 所示,在设为在诊断中想要搜寻血管等而使探头移动等的情况下,即使检测出不是心舒张末期的点,也能通过内径变化波形的评价来判定出未正确地捕获到血管。

[0122] 即,在搏动性判定部 52 中,通过参考由搏动信息处理部 51 检测出的内径变化波形的评价结果、和由心搏期检测部 53 检测出的心舒张末期的时刻两者,使得判定血管正在搏动、即利用探头正确地捕获到血管的精度得以提高。

[0123] 最后,通过可靠性判定部 6,在步骤 S107 中通过对由血管中心判定部 31 和搏动检测部 5 所检测并判定的搏动性进行评价,来判定由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值的可靠性,并在步骤 S108 中,进行作为测定结果是否妥当的判定。若判定为 IMT 值具有可靠性,则在步骤 S109 中,控制部 7 将该 IMT 值确定为 IMT 测定值。在判定为没有可靠性时,返回步骤 S101 继续测定。

[0124] 此外,在判定为具有可靠性时,可靠性判定部 6 经由控制部 7 进行使图像冻结的处理,能够在 IMT 测定中得到具有可靠性的测定结果和该血管断层像图像。

[0125] 通过可靠性判定部 6 的判定,根据诊断对象即当前捕获到的血管是否处于为了确定 IMT 测定结果的妥当的状态来进行 IMT 值的可靠性判定,且根据血管中心判定部 31 的判

定结果和搏动性判定部 52 的判定结果来进行可靠性的判定。

[0126] 更具体而言,当由血管中心判定部 31 判定为探头 1 的位置捕获到血管的中心附近时,可靠性判定部 6 判定为 IMT 值的可靠性高。此外,当由搏动性判定部 52 判定为正确地捕获到血管的搏动时,可靠性判定部 6 判定为 IMT 值的可靠性高。并且,当满足这些时,可靠性判定部 6 判定为具有为了确定 IMT 测定结果的充分的可靠性。

[0127] 或者,也可以在血管中心判定部 31 计算出表示探头 1 的位置捕获到血管的中心附近的概率的评价值,并在搏动性判定部 52 计算出表示正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值,且在可靠性判定部 6 中,根据在血管中心判定部 31 计算出的评价值与在搏动性判定部 52 中计算出的评价值,计算出表示 IMT 值的可靠性的评价值,当该评价值超过既定的基准值时,判定为具有可靠性。在本申请说明书中,所谓评价值超过既定的基准值的情况包括:被判定为具有可靠性的值的范围大于基准值的情况、以及被判定为可靠性高的值的范围小于基准值的情况。即,被判定为具有可靠性的规定值的范围有大于基准值的情况和小于基准值的情况。因此,对评价值的获取方法而言,有当评价值小于基准值时被判定为具有可靠性的情况、以及当评价值大于基准值时被判定为具有可靠性的情况。在任何情况下,若评价值在被判定为在具有可靠性的规定值的范围内,则被判定为具有可靠性。

[0128] 此时,由血管中心判定部 31 计算出的评价值,例如,只要确定为清楚地描绘出上述内腔内膜边界以及中膜外膜边界的部分的长度越长,评价值越大,或者,上述被检测出的内腔内膜边界位置或中膜外膜边界位置的周边的断层像的亮度的上升或下降越大,其值越大即可。此外,由搏动性判定部 52 计算出的评价值,例如,只要确定为上述模型波形与所测定的内径变化波形的相关性越大,其值越大即可。

[0129] 此时,能够仅通过血管中心判定部 31 的结果来进行判定,也能够仅通过搏动性判定部 52 的结果来判定。通过参照双方的判定结果,能够提高其判定精度。另一方面,即使仅单方的判定,也能够根据诊断状况来判定,因此,能够根据装置的用途、成本、物量等,来适当选择软件。

[0130] 在步骤 S110 中,通过图像合成部 8,将根据由该可靠性判定部 6 所判定的结果而确定的 IMT 测定值、与由断层像处理部 3 所构筑的断层像进行合成,并通过输出到显示器 9,使操作者能够确认诊断图像和测定结果。

[0131] 而且,在图 5 中,虽然按照血管中心判定处理(步骤 S105)、搏动性判定处理(步骤 S106)的顺序来执行,但它们也可以顺序不同。

[0132] 此外,在本实施方式中,虽然血管中心判定部 31,使用由断层像处理部 3 构筑的断层像和由边界检测部 41 检测出的血管边界,来判定使探头 1 触及被检体的位置是否捕获到血管的中心,但也能够通过构成为:将由超声波信号处理部 2 输出的接收回波信号不经由断层像处理部 3 而直接输入到血管中心判定部 31,来代替断层像而使用超声波信号处理部 2 输出的接收回波信号的振幅。由此,能够不依赖于构筑断层像时的设定或参数来实施判定。

[0133] (实施方式 2)

[0134] 接着,针对实施方式 2,使用图 11 来进行说明。而且,典型的动作流程图与图 5 相同。

[0135] 图 11 是本发明的实施方式 2 的超声波诊断装置的方框图。本实施方式的超声波

诊断装置 102 具有 : 超声波信号处理部 2 ; 断层像处理部 3 ; 血管壁厚度计算部 4 ; 搏动检测部 50 ; 可靠性判定部 6 ; 控制部 7 以及图像构成部 8。

[0136] 与使用图 2 来说明的实施方式 1 的不同点在于 : 代替搏动检测部 5 而具有搏动检测部 50, 该搏动检测部 50 具有 : 搏动信息处理部 51 ; 搏动性判定部 52 ; ECG 信号处理部 54 以及心搏期检测手部 55。

[0137] 由于搏动信息处理部 51、搏动性判定部 52 具有与实施方式 1 相同的功能, 所以在此省略说明。

[0138] 在图 11 中, 针对使用 ECG 的搏动检测进行说明。在图 11 中, 在搏动检测部 50 中设置 ECG 信号处理部 54, 放大由 ECG 垫 12 检测出的被检体的心电图信号, 并分析信号波形来进行 R 波信号等的检测, 用心搏期检测手部 55, 检测由 ECG 信号处理部 54 检测出的心搏时刻。如在实施方式 1 所说明, 在 IMT 测定中, 根据 R 波的时刻 ( 心舒张末期 ), 检测出 IMT 值为最大的时刻。

[0139] 通过使用 ECG, 能够正确地检测出包括心舒张末期的心搏时刻, 因此, 搏动性判定的精度提高。

[0140] 实施方式 1 与实施方式 2, 有无 ECG 是主要的不同之一。通过使用 ECG, 由于与根据实施方式 1 所说明的舒张末期检测部 53 的血管的内径变化来间接地检测心舒张末期的结构相比, 是直接观测心电信号, 所以, 能够精度更高地检测出心舒张末期的时刻。于是, 虽然具有提高 IMT 的测定精度的效果, 但 ECG 需要在被检体 ( 患者 ) 的手、足、胸处贴上 ECG 垫进行测定, 因此, 在其测定时, 必须处于平静放松状态。

[0141] 另一方面, 在实施方式 1 中, 由于不需要 ECG, 而仅在患者的头部的颈动脉处接触超声波探头就能够测定 IMT 值, 因此, 与使用实施方式 2 的 ECG 相比, 具有使测定中的容易性 · 操作性更高的效果。

[0142] 即, 实施方式 1 利用于测定的操作性要优先时, 实施方式 2 利用于要使测定的精度进一步提高时是有效的。

[0143] 具体而言, 实施方式 1 的结构超声波诊断装置, 首先, 能够在是否可能有循环器官系统的疾病的初期诊断等中简单地进行测定, 因此, 可以利用于在健康诊断等, 不选择诊断场所而要求诊断时等。

[0144] 另一方面, 实施方式 2 的结构超声波诊断装置, 可以利用于在针对循环器官系统的疾病, 在诊断环境完整的场所, 需要更高精度的诊断时。

[0145] 如此, 根据本发明, 能够提供一种诊断中的 IMT 测定的容易性 · 操作性提高、测定精度的提高、兼具双方效果的超声波诊断装置。

[0146] ( 实施方式 3 )

[0147] 接着, 使用图 12 和图 13, 针对本发明的实施方式 3 进行说明。图 12 是本发明的实施方式 3 的超声波诊断装置的方框图, 图 13 是表示本发明的实施方式 3 的典型的动作的流程图。

[0148] 本实施方式 3 的超声波诊断装置 103 具有 : 超声波信号处理部 2 ; 断层像处理部 3 ; 血管壁厚度计算部 4 ; 搏动检测部 5 ; 可靠性判定部 6 ; 控制部 7 ; 图像合成部 8 ; 长轴判定部 20 ; 稳定性判定部 21 以及血管中心判定部 31。

[0149] 与实施方式 1 的不同点在于 : 具有长轴判定部 20 和稳定性判定部 21, 且在可靠性

判定部 6 使用长轴判定部 20 和稳定性判定部 21 的判定结果。

[0150] 而且,另一个不同点在于:在显示器 9 上显示这些判定结果或血管中心判定以及搏动性判定的结果。

[0151] 探头 1 与实施方式 1 相同,且由超声波信号处理部 2、断层像处理部 3、血管中心判定部 31、血管壁厚度检测部 4、搏动检测部 5 进行的处理与实施方式 1 相同。

[0152] 首先在步骤 S201、S202、S203、S204 中,分别与实施方式 1 的步骤 S101、S102、S103、S104 相同地进行处理。

[0153] 在本实施方式中,从断层像处理部 3 输出的断层像信息,也被发送到长轴判定部 20。在步骤 S211 中,在长轴判定部 20,根据断层像信息所包含的亮度信息,判定在获取到的断层像信息中是否包括血管的长轴方向剖面。在此,例如,当在 IMT 测量范围(参照图 18)内,根据断层像信息的亮度分布,判定为是血管的长轴方向时,能够判定为在断层像信息中包含血管的长轴方向剖面。或者,根据 IMT 测量范围内的断层像信息的亮度分布、或被判定为血管的长轴方向的范围所占 IMT 测量范围的比例等,能够判定表示在断层像信息中包含有血管的长轴方向剖面的概率的程度(而不是是否稳定的二值)。

[0154] 接着,针对稳定性判定部 21 的处理进行说明。在本实施方式中,从血管壁厚度检测部 4 输出的边界检测结果和血管壁厚度的信息,也被发送到稳定性判定部 21。在步骤 S212 中,稳定性判定部 21,根据以由边界检测部 41 检测出的边界为基础而由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值的规定的期间中的时间变动,求出由探头 1 的移动或被验体的移动等外部干扰所引起的 IMT 值的变动的程度,并判定所计算出的 IMT 值的稳定性。在此,设由 IMT 计算部 42 计算出 IMT 值的时刻作为心舒张末期来进行说明。

[0155] 由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值按照每个心搏被发送到稳定性判定部 21。在稳定性判定部 21 中,积累规定的心搏数间、计算出的 IMT 值。然后,例如,将所积累的多个 IMT 值之间的差分与规定值进行比较,当比规定值小时,由探头 1 的移动或被验体的移动等所引起的 IMT 值的变动的程度小,判定为所计算出的 IMT 值稳定。或者,能够以所积累的多个 IMT 值之间的差分越小,所计算出的 IMT 值越稳定的方式判定 IMT 值的稳定性的程度(不是是否包含长轴的二值)。

[0156] 接着,在步骤 S205、S206 中,分别与实施方式 1 的步骤 S105、S106 相同地进行处理。

[0157] 接着,针对本实施方式中的可靠性判定部 6 的处理进行说明。在步骤 S207 中,在可靠性判定部 6,通过评价(a)长轴判定部 20 的判定结果、(b)血管中心判定部 31 的判定结果、(c)利用从搏动信息处理部 51 和心搏期检测部 53 输出的信息,而由搏动性判定部 52 判定血管的搏动的结果、(d)稳定性判定部 21 的判定结果,来判定由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值的可靠性,并在步骤 S208 中进行作为测定结果是否妥当的判定。若判定为 IMT 值有可靠性,则在步骤 S209 中,控制部 7 将该 IMT 值确定为 IMT 测定值。此时,可以进行冻结图像的处理。当判定为没有可靠性时,返回步骤 S201 继续测定。

[0158] 在此,针对可靠性判定部 6 的可靠性的判定处理,更具体地进行说明,首先,(1)当在长轴判定部 20 中,如上所述,例如判定为在 IMT 测量范围内,在断层像信息中包含血管的长轴方向剖面时,可靠性判定部 6 判定为 IMT 值的可靠性高。此外,(2)当在稳定性判定部 21 中,如上所述,IMT 值的变动的程度小于规定值且判定为稳定时,可靠性判定部 6 判定为

IMT 值的可靠性高。而且,与实施方式 1 相同,(3) 当由血管中心判定部 31 判定为探头 1 的位置为 IMT 测定充分捕获到血管的中心附近时,以及 (4) 由搏动性判定部 52 判定为正确地捕获到血管的搏动时,可靠性判定部 6 判定为 IMT 值的可靠性高。并且,当满足上述 (1) ~ (4) 的所有四个判定或规定个数时,可靠性判定部 6 判定为在确定 IMT 测定结果时有充分的可靠性。

[0159] 或者,(5) 由长轴判定部 20 计算出表示在上述断层像信息中包含血管的长轴方向剖面的概率的程度作为评价值,(6) 由稳定性判定部 21 计算出上述 IMT 值的稳定性的程度作为评价值,而且,与实施方式 1 相同,(7) 由血管中心判定部 31 计算出表示探头 1 的位置捕捉到血管的中心附近的概率的评价值,(8) 由搏动性判定部 52 计算出表示正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值,在可靠性判定部 6 中,根据上述 (5) ~ (8) 的四个评价值,计算出表示 IMT 值的可靠性的评价值,也可以当该评价值超过既定的基准值时,判定为具有可靠性。

[0160] 在步骤 S210 中,在图像合成部 8,对由该可靠性判定部 6 确定的 IMT 测定值和由断层像处理部 3 构筑的断层像进行合成,并将可靠性判定部 6 的判定结果与由断层像处理部 3 构筑的断层像合成,输出到显示器 9 上。由此,视觉上就能知道在通过血管的长轴方向的血管中心的剖面上是否实现了测量,因此,操作者能够确认测定结果和其可靠性,且操作性提高。

[0161] 而且,可靠性判定部 6 的判定结果也可以不与断层像合成,而单独使用文字或记号等进行显示。

[0162] 此外,能够在显示器 9 上显示长轴判定部 20 的判定结果或血管中心判定部 31 的判定结果、搏动性判定部 52 的判定结果以及稳定性判定部 21 的判定结果。通过显示各判定结果,当 IMT 测定的可靠性降低时,用户能够知道是何种原因导致可靠性低,因此可有助于操作性提高。

[0163] 如上所述,在本实施方式中,通过长轴判定部 20,判定在所获取到的断层像信息中是否包括血管的长轴方向剖面,通过在可靠性判定中使用该结果,使得是否从血管的长轴方向的中心剖面获取到接收信号的判定精度提高,且 IMT 测定的可靠性提高。

[0164] 此外,通过稳定性判定部 21,根据 IMT 值的变动程度来判定其稳定性,通过在可靠性判定中使用该结果,能够采用探头 1 的移动或被验体的移动等影响少的 IMT 值作为测定值,使得 IMT 测定的精度提高。

[0165] 此外,在本实施方式中,虽然长轴判定部 20 判定了使用断层像处理部 3 所发送的断层像信息而获取到的断层像信息是否包括被验体的血管的长轴方向剖面,但也能够使用超声波信号处理部 2 输出的接收回波信号的振幅。由此,能够不依赖于构筑断层像时的设定或参数来实施判定。

[0166] 而且,在本实施方式中,虽然血管中心判定部 31 使用断层像处理部 3 发送的断层像信息来判定了是否是从血管的长轴方向的中心剖面获取到的接收信号,但也可以使用超声波信号处理部 2 输出的接收回波信号的振幅。由此,能够不依赖于构筑断层像时的设定或参数来实施判定。

[0167] 而且,在图 13 中,虽然按照长轴判定处理(步骤 S211)、稳定性判定处理(步骤 S212)、血管中心判定处理(步骤 S205)、搏动性判定处理(步骤 S206)的顺序来执行,但这

些顺序也可以不同。

[0168] 而且,在本实施方式中,虽然构成为同时具有长轴判定部 20 和稳定性判定部 21,但也可以构成为仅具有长轴判定部 20,或仅具有稳定性判定部 21。

[0169] (实施方式 4)

[0170] 接着,使用图 14 和图 15,对本发明的实施方式 4 进行说明。图 14 是本发明的实施方式 4 的超声波诊断装置的方框图,图 15 是表示本发明的实施方式 4 的典型的动作的流程图。

[0171] 本实施方式 4 的超声波诊断装置 104 具有:超声波信号处理部 2;断层像处理部 3;血管壁厚度计算部 4;搏动检测部 5;可靠性判定部 6;控制部 7;图像合成部 8;长轴判定部 20;稳定性判定部 21;血管中心判定部 31 以及判定基准确定部 22。

[0172] 与实施方式 3 的不同点在于,具有判定基准确定部 22,其根据 ROI 内的亮度信号的特征,使血管中心判定、搏动性判定、长轴判定以及稳定性判定的判定基准可变。

[0173] 探头 1 与实施方式 1 相同,且在超声波信号处理部 2、断层像处理部 3、血管中心判定部 31、血管壁厚度检测部 4、搏动检测部 5 进行的处理与实施方式 1 相同。此外,长轴判定部 20、稳定性判定部 21 的处理与实施方式 3 相同。

[0174] 首先,在步骤 S301、S302、S303、S304 中,分别与实施方式 1 的步骤 S101、S102、S103、S104 相同地进行处理。

[0175] 接着,对判定基准确定部 22 进行说明。判定基准确定部 22,若在步骤 S313 中以来自控制部 7 的控制信号作为触发,则在步骤 S314 中,使用由断层像处理部 3 得到的断层像信息和从边界检测部 41 得到的检测结果,计算出表示边界附近的亮度信号的特征的值。根据该特征量,通过变更在长轴判定部 20、稳定性判定部 21、血管中心判定部 31、搏动性判定部 52 中用于判定的规定值,来确定判定基准。

[0176] 接着,在步骤 S311、S312、S305、S306 中,分别与实施方式 3 的步骤 S211、S212 以及实施方式 1 的步骤 S105、S106 进行相同的处理。

[0177] 在步骤 S307 中,在可靠性判定部 6,通过使用了由判定基准确定部 22 所确定的阈值的长轴判定部 20、稳定性判定部 21、血管中心判定部 31、搏动性判定部 52 的判定结果,来判定所计算出的 IMT 值的可靠性。

[0178] 当根据被验体的血管或血管周边的组织性状而使断层像的描绘的程度发生变化时,若使用单一的判定基准,则会基于被验体而产生判定基准过于宽松、或过于严格的状况,使 IMT 测定的精度以及可靠性降低。因此,如本实施方式所示,通过具有判定基准确定部 22,能够根据被验体的组织性状来实施血管中心判定、搏动判定、长轴判定以及稳定性判定,因此,IMT 测定的精度以及可靠性提高。

[0179] 针对由可靠性判定部 6 判定出的 IMT 值的可靠性,在步骤 S308 中,进行作为测定结果是否妥当的判定。若判定为 IMT 值具有可靠性,则在步骤 S309 中,控制部 7 将该 IMT 值确定为 IMT 测定值。此时,可以进行冻结图像的处理。当判定为没有可靠性时,返回步骤 S301 继续测定。

[0180] 在步骤 S310 中,与实施方式 3 的步骤 S210 进行相同的处理。

[0181] 而且,在本实施方式中,虽然将来自控制部 7 的控制信号作为了触发,但例如,也可以将通过长轴判定部 20 判定为所获取到的断层像包括血管的长轴方向剖面的时刻作为

触发。由此,能够在获取到长轴方向的断层像之后,平滑地实施 IMT 测量。

[0182] 此外,也可以具有输入部,并将来自用户的输入作为触发。由此,还能够使对于 IMT 测量具有充分知识的用户选择判定基准。

[0183] 而且,在图 15 中,虽然按照长轴判定处理(步骤 S311)、稳定性判定处理(步骤 S312)、血管中心判定处理(步骤 S305)、搏动性判定处理(步骤 S306)的顺序来执行,但它们的顺序也可以不同。

[0184] 而且,在本实施方式中虽然构成为同时具有长轴判定部 20、稳定性判定部 21,但也可以仅具有任何一方。

[0185] (实施方式 5)

[0186] 使用本发明的实施方式 5 的超声波诊断装置的方框图即图 16,对实施方式 5 的超声波诊断装置 105 进行说明。而且,与图 2 赋予相同符号的功能块与实施方式 1 相同,省略说明。

[0187] 可靠性判定部 60,在测定成为测定对象的血管的壁厚度等时,以断层像处理部 3、血管壁厚度计算部 4 以及搏动检测部 5 的测定/处理结果为基础,判定观测状态或测定值的可靠度,即作为测定结果能够是何种程度可靠的程度。帧记录部 61 将由可靠性判定部 60 判定出的可靠度与由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值以及断层像处理部 3 构成的断层像一起记录为帧。最佳帧选择部 62,从记录在帧记录部 61 中的所有帧或子集(subset)之中选择可靠度最高的帧。

[0188] 控制部 70 控制各功能块,并根据可靠性判定部 60 所判定的结果,将由最佳帧选择部 62 所选择出的帧的测定结果确定为测定值,或控制为:使图像冻结,以显示所选择的帧的测定结果和断层像。

[0189] 图像合成部 80 构成为能够连接显示器 9,且以能够在所连接的显示器 9 上进行显示的方式合成由最佳帧选择部所选择的帧的测定结果和断层像。

[0190] 接着,针对实施方式 5 的动作,使用图 16 和图 17 来进行说明。图 17 是表示实施方式 5 的典型的动作的流程图。

[0191] 首先,探头 1、超声波信号处理部 2、断层像处理部 3、血管中心判定部 31、具备边界检测部 41 和 IMT 计算部 42 的血管壁厚度检测部 4、具备搏动信息处理部 51、搏动性判定部 52 和心搏期检测部 53 的搏动检测部 5 的动作,与实施方式 1 相同。在步骤 S401、S402、S403、S404、S405、S406 中,分别与实施方式 1 的步骤 S101、S102、S103、S104、S105、S106 进行相同的处理。

[0192] 接着,在步骤 407 中,在可靠性判定部 60 中,通过与由血管中心判定部 31 和搏动性判定部 52 检测并判定出的搏动性进行评价,来判定由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值的可靠性,且进行对作为测定结果是何种程度妥当的程度进行表示的可靠度的判定。此时,由血管中心判定部 31 计算出表示探头 1 的位置捕获到血管的中心附近的概率的评价值,由搏动性判定部 52 计算出表示正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值,在可靠性判定部 60 中,这些评价值越高,判定为计算出的 IMT 值的可靠度越高。血管中心判定部 31 以及搏动性判定部 52 中的评价值的计算方法,与实施方式 1 所述的内容相同,因此省略说明。然后,在步骤 S415 中,将所判定的可靠度与由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值以及断层像处理部 3 所构成的断层像一起,在帧记录部 61 中,记录为帧。

[0193] 对步骤 S416, 将后述。

[0194] 最后, 在步骤 S417 中, 在最佳帧选择部 62 中, 通过来自控制部 7 的指示, 读出记录在帧记录部 61 中的帧, 选择其全部或子集中可靠度最高的帧, 并且, 控制部 7 将所选择的帧的 IMT 值确定为 IMT 测定值。作为控制部 7 进行上述指示的具体的时刻的一个示例, 以通过用户操作或者基于后述的可靠性判定部 60 的判定, 经由控制部 7 冻结了图像时为例。

[0195] 此时, 如在步骤 S416 中那样, 可靠性判定部 60, 能够构成为: 当满足一定的条件时, 经由控制部 7 进行冻结图像的处理。具体而言, 当在帧记录部 61 中记录了一定数量以上可靠度高于既定值的帧时, 或者, 当在帧记录部 61 中连续记录了一定数量的可靠度高于既定值的帧时, 可以进行冻结。特别是后者的情况, 所谓可靠度高的帧连续, 可以说是稳定恰当地实现了测量, 最佳帧选择部 62, 优选从该连续帧之中选择可靠度最高的帧。当未满足冻结条件时, 返回步骤 S401 继续测定。

[0196] 而且, 在图 17 中, 虽然按照血管中心判定处理 (步骤 S405)、搏动性判定处理 (步骤 S406) 的顺序来执行, 但它们的顺序也可以不同。

[0197] 通过以上说明的结构, 在 IMT 测定中, 能够得到具有可靠性的测定结果和其血管断层像图像。

[0198] 而且, 在可靠性判定部 60 的判定中, 虽然能够仅通过血管中心判定部 31 的结果来进行判定, 也能够仅通过搏动性判定部 52 的结果来进行判定, 但通过参照两者的判定结果, 能够使其判定精度提高, 此外, 与实施方式 1 相同, 能够根据装置的用途、成本、物量等, 适当选择软件。

[0199] 而且, 也能够构成为: 还具有实施方式 3 所述的长轴判定部 20 或稳定性判定部 21 的方式构成超声波诊断装置 105, 且可靠性判定部 60 除了血管中心判定部 31 和搏动性判定部 52, 还使用长轴判定部 20 或稳定性判定部 21 的判定结果, 来判定由 IMT 计算部 42 计算出的 IMT 值的可靠性。此时, 在可靠性判定部 60 中, 除了表示探头 1 的位置捕获到血管的中心附近的概率的评价值和表示正确地捕获到血管的搏动的概率的评价值, 还由长轴判定部 20 计算出表示在断层像信息中包括血管的长轴方向剖面的概率的评价值, 由稳定性判定部 21 计算出表示 IMT 值的稳定性的程度的评价值, 在可靠性判定部 60 中, 这四个评价值越高, 判定为 IMT 值的可靠度越高。长轴判定部 20 以及稳定性判定部 21 中的评价值的计算方法, 与实施方式 3 所述内容相同, 因此, 省略说明。由此, 能够进一步提高可靠性判定的性能。

[0200] 此外, 也能够构成为: 还具有实施方式 4 所述的判定基准确定部 22 的方式构成超声波诊断装置 105, 且将来自控制部 7 的控制信号等作为触发, 通过变更在长轴判定部 20、稳定性判定部 21、血管中心判定部 31、搏动性判定部 52 中用于判定的规定值, 来确定判定基准。此时的判定基准确定部 22 的动作和其效果与实施方式 4 相同, 因此省略说明。

[0201] 在步骤 S410 中, 图像合成部 80, 通过对根据由可靠性判定部 60 所判定的结果而确定的在最佳帧选择部 62 中所选择的帧的 IMT 测定值和断层像进行合成, 并输出到显示器 9 上, 操作者能够确认诊断图像和测定结果。

[0202] 而且, 虽然未图示, 但与实施方式 2 相同, 能够构成为: 代替搏动检测部 5, 而使用 ECG 垫 12 来具有搏动检测部 50。此时与图 16 的不同或各个特征, 与实施方式 1 和实施方式 2 的关系相同, 因此, 省略详细说明。

[0203] 如此,根据本发明,能够提供兼具诊断中的 IMT 测定的容易性・操作性的提高、测定精度的提高这两者效果的超声波诊断装置。

[0204] (产业上的可利用性)

[0205] 本发明的超声波诊断装置以及内中膜复合体厚度(IMT)的测定方法,通过判定探头的接触对象等是否在 IMT 测定中处于合适的状态和时刻进行了成为对象的血管的测定,来确定那时的 IMT 值作为测定值,因此,能够得到可靠性高的 IMT 的测定值。因此,具有动脉硬化等的诊断中的精度或操作性提高的效果,作为超声波诊断装置和使用它的 IMT 的测定方法是有用的。

[0206] 附图符号说明:

[0207] 1- 探头,

[0208] 2- 超声波信号处理部,

[0209] 3- 断层像处理部,

[0210] 4- 血管壁厚度计算部,

[0211] 5- 搏动检测部,

[0212] 6- 可靠性判定部,

[0213] 7- 控制部,

[0214] 8- 图像合成部,

[0215] 9- 显示器,

[0216] 10- 血管,

[0217] 11- 被验体皮肤表面,

[0218] 12-ECG 垫,

[0219] 20- 长轴判定部,

[0220] 21- 稳定性判定部,

[0221] 22- 判定基准确定部,

[0222] 31- 血管中心判定部,

[0223] 41- 边界检测部,

[0224] 42-IMT 计算部,

[0225] 50- 搏动检测部,

[0226] 51- 搏动信息处理部,

[0227] 52- 搏动性判定部,

[0228] 53- 心搏期检测部,

[0229] 54-ECG 信号处理部,

[0230] 55- 心搏期检测部,

[0231] 60- 可靠性判定部,

[0232] 61- 帧记录部,

[0233] 62- 最佳帧选择部,

[0234] 70- 控制部,

[0235] 80- 图像合成部,

[0236] 101、102、103、104、105- 超声波诊断装置。

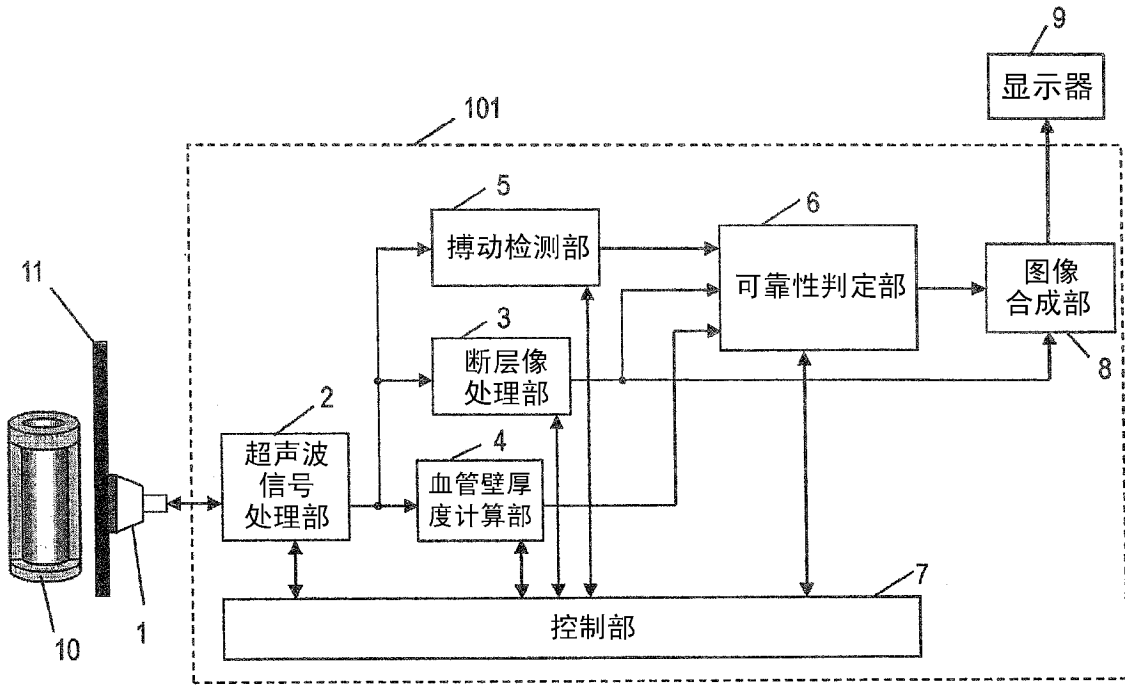


图 1

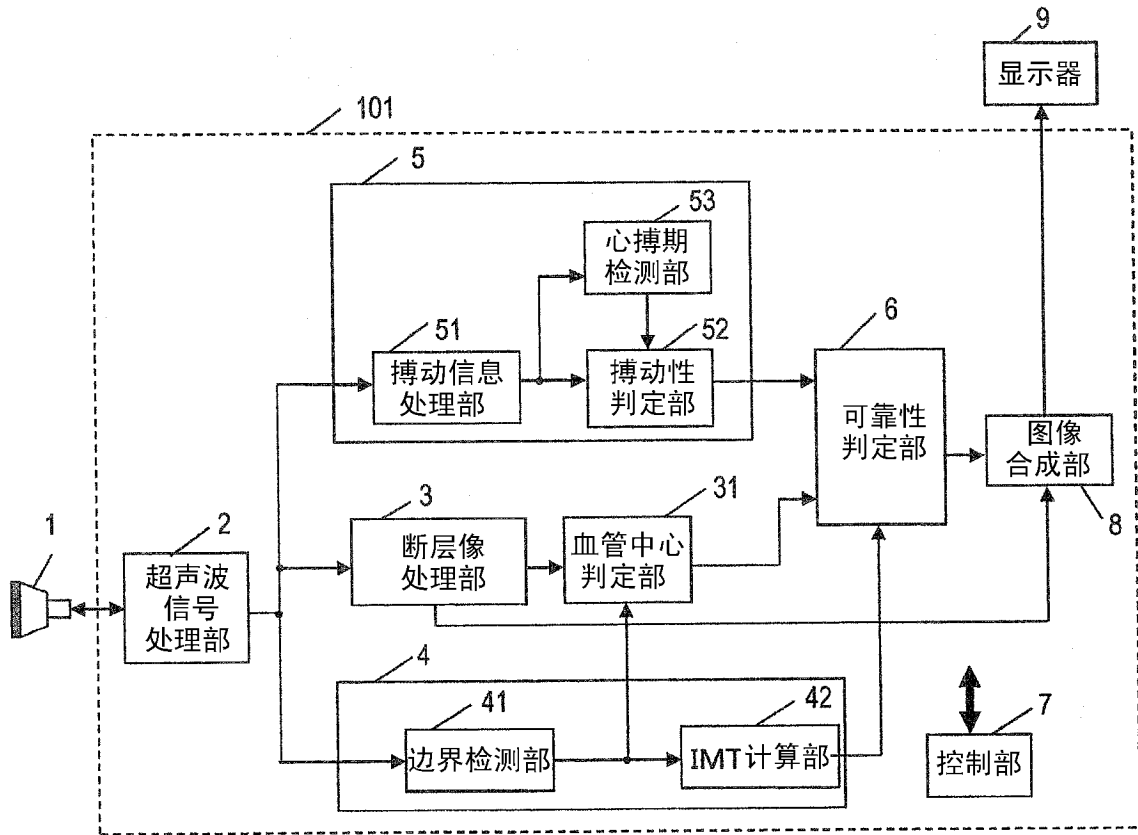


图 2

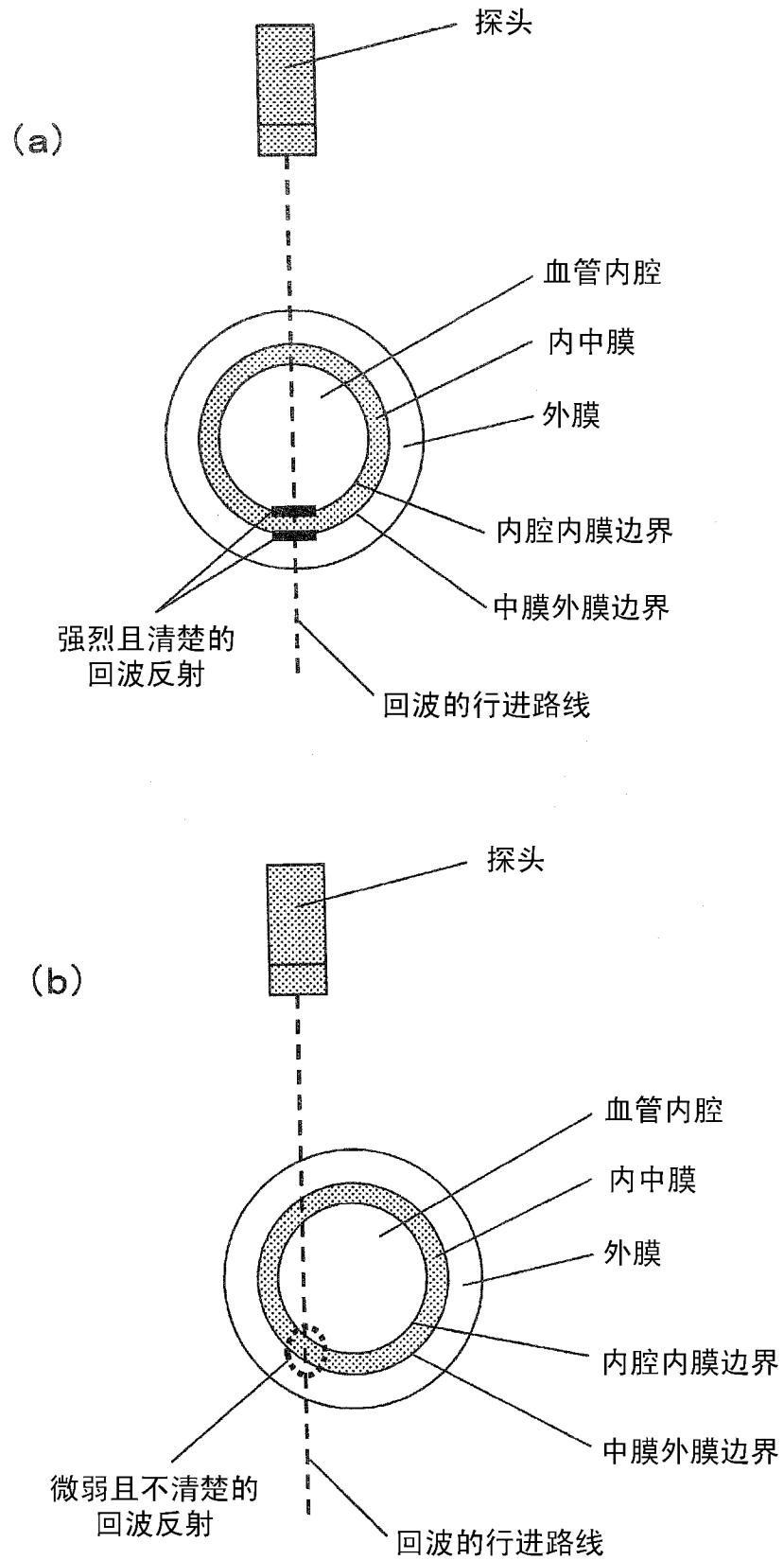


图 3

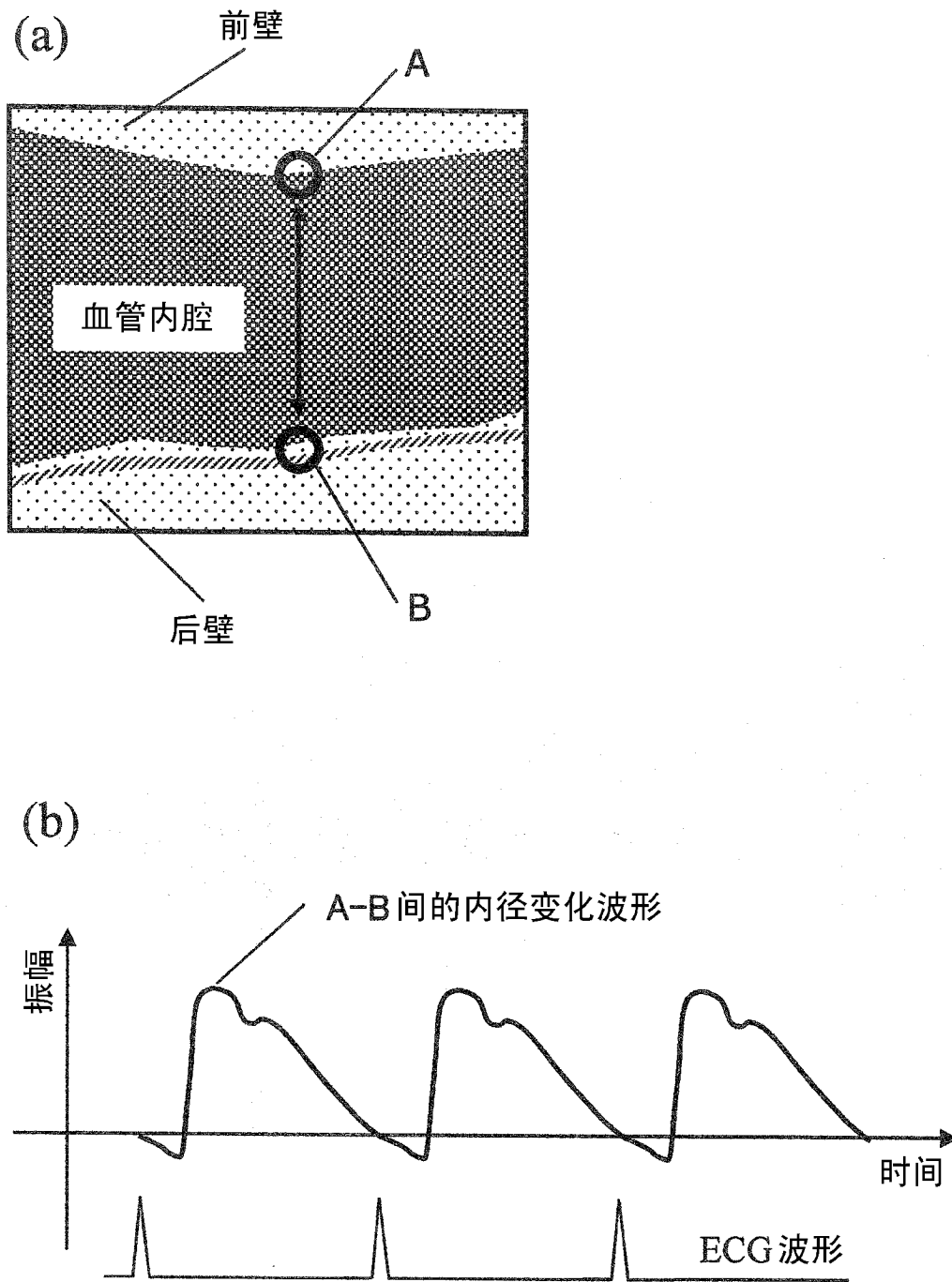


图 4

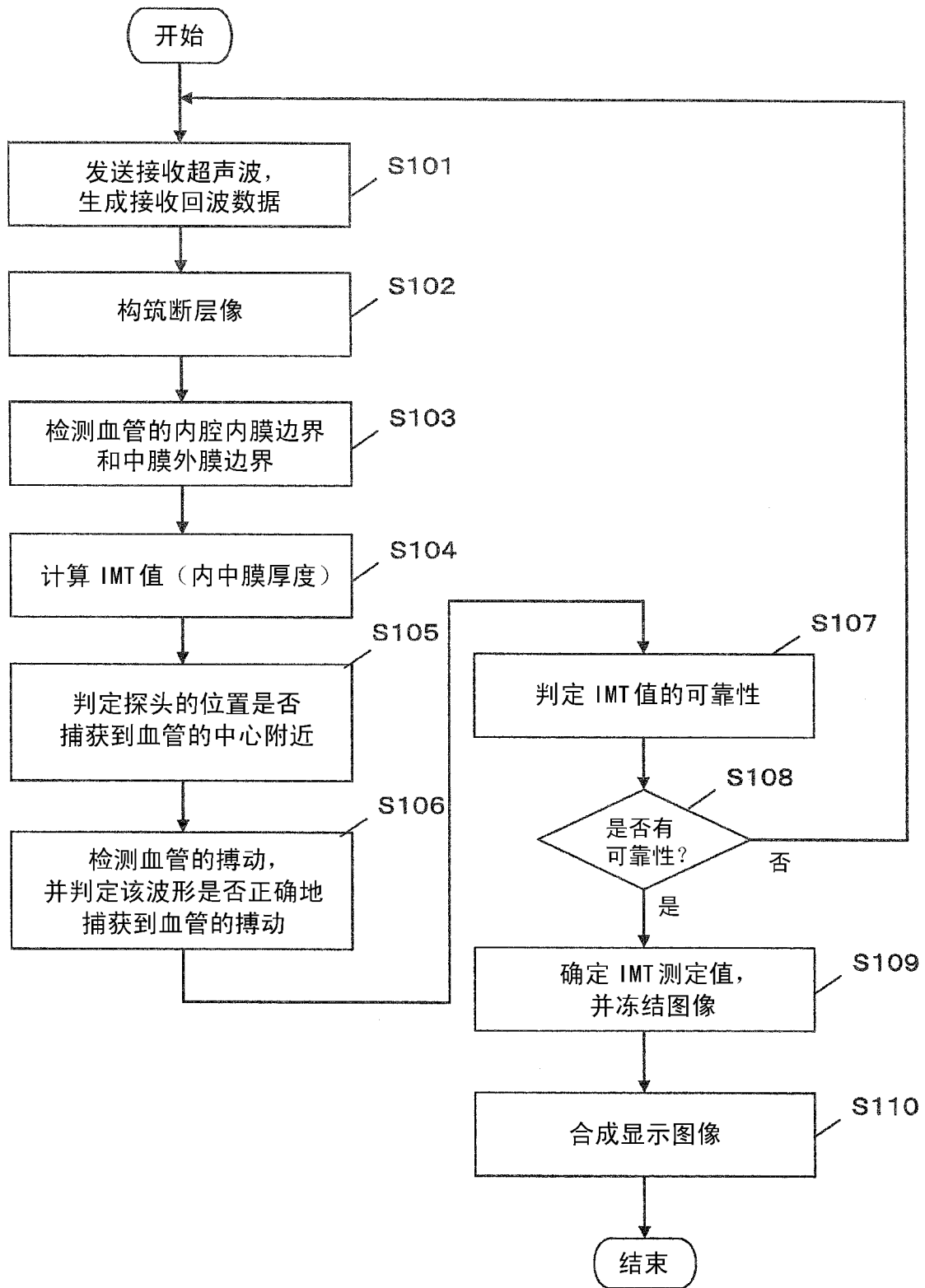


图 5

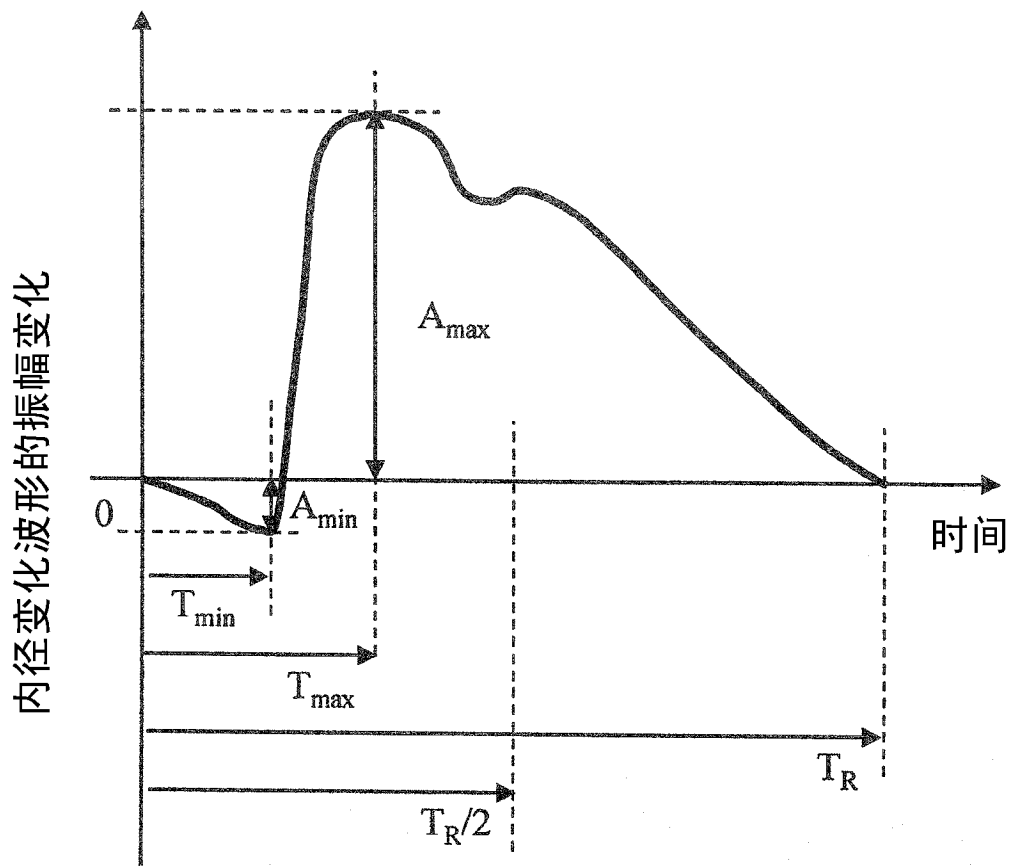


图 6

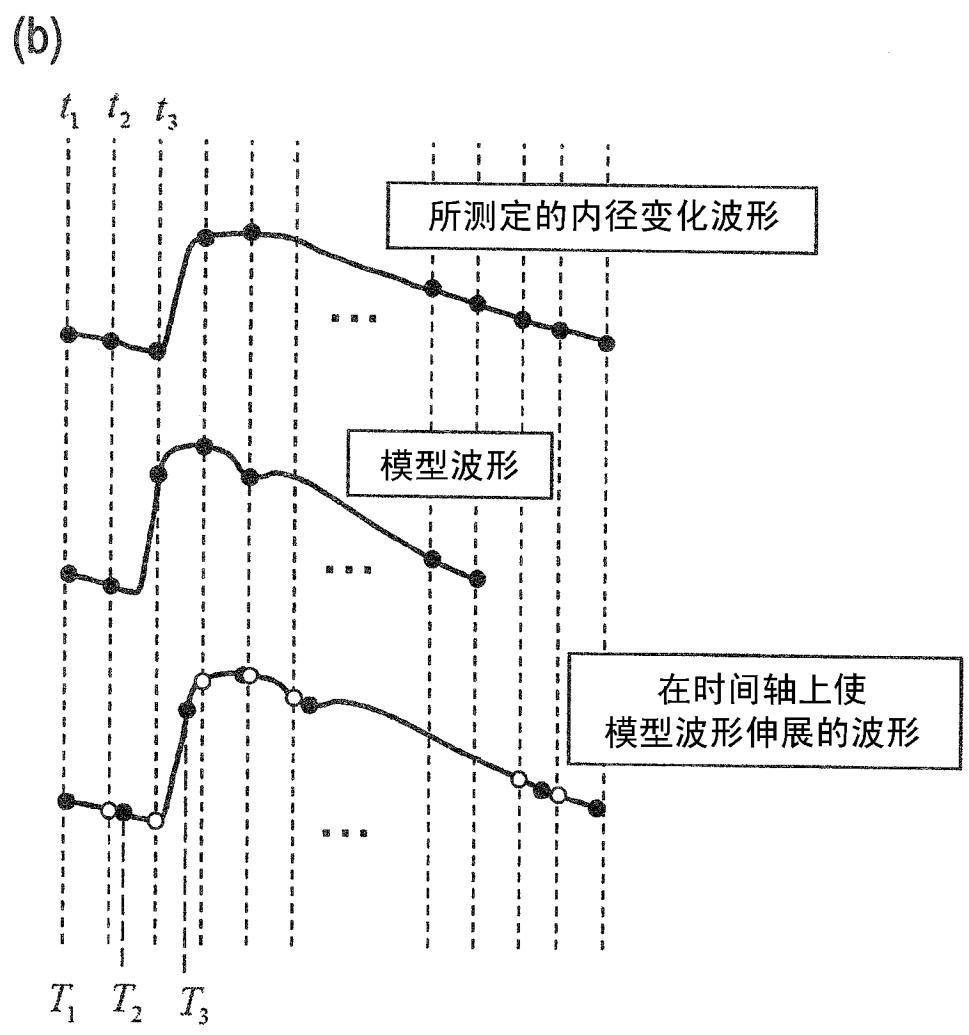
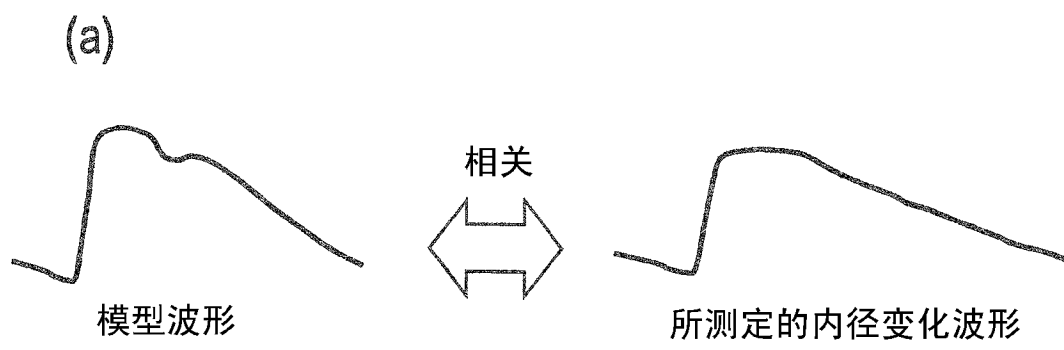


图 7

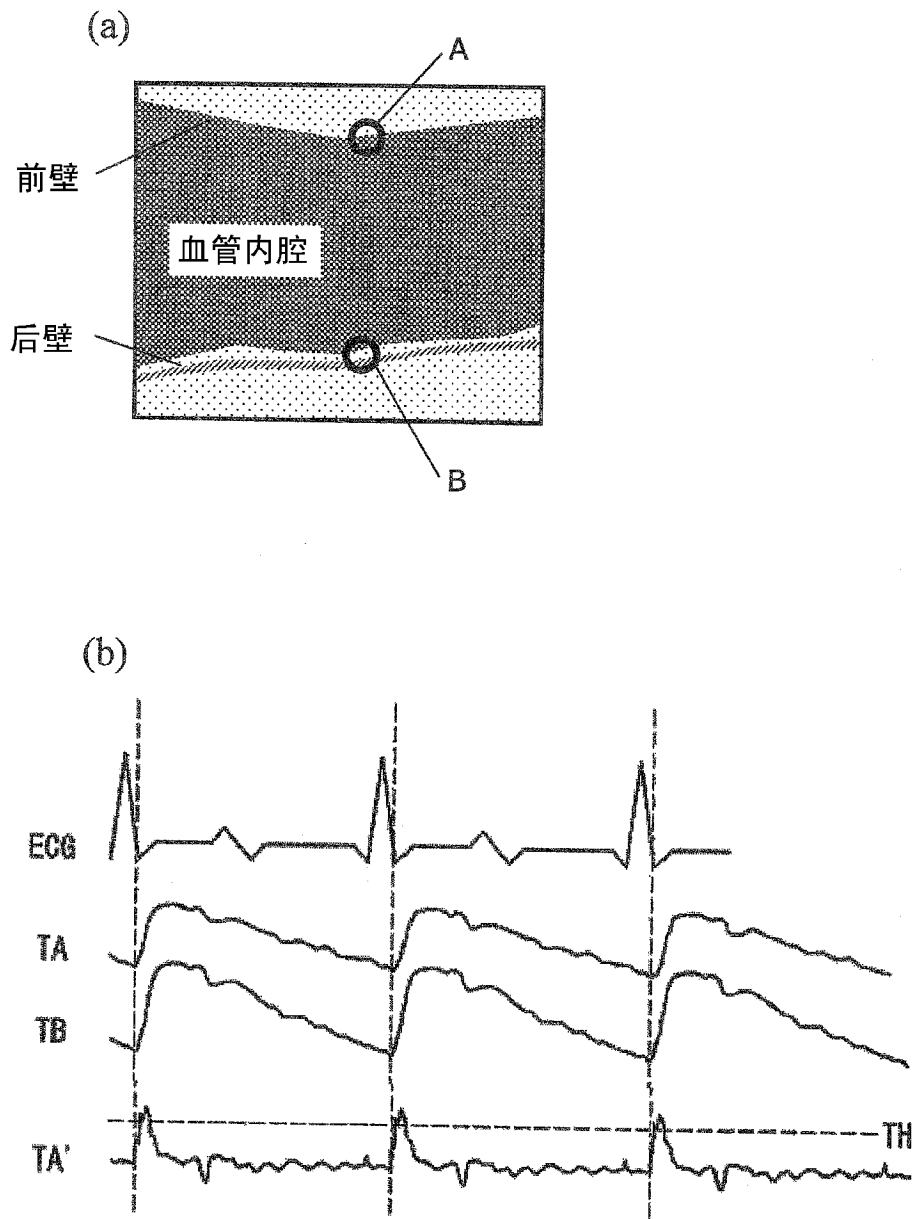


图 8

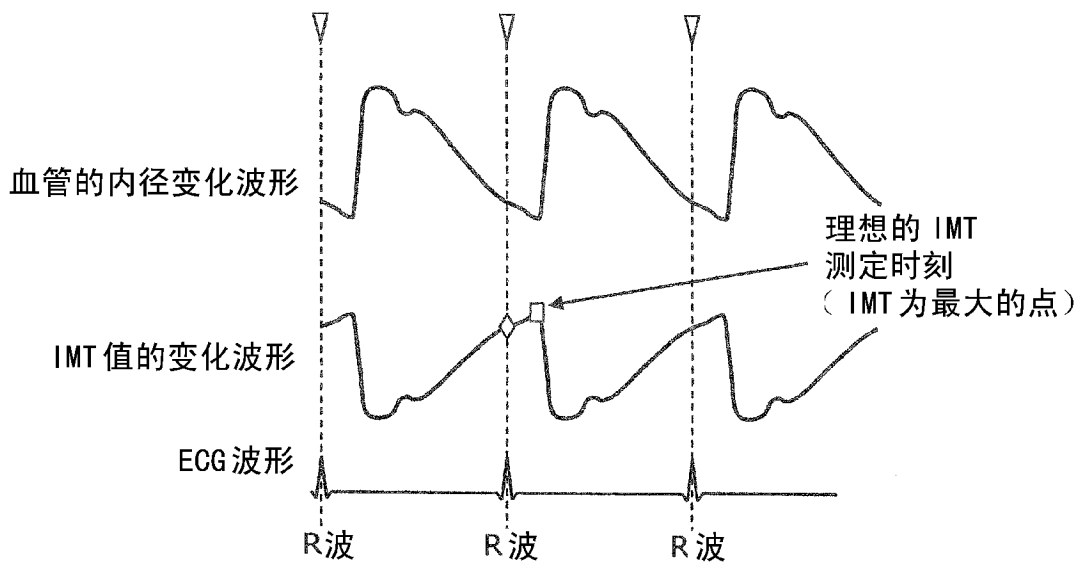


图 9

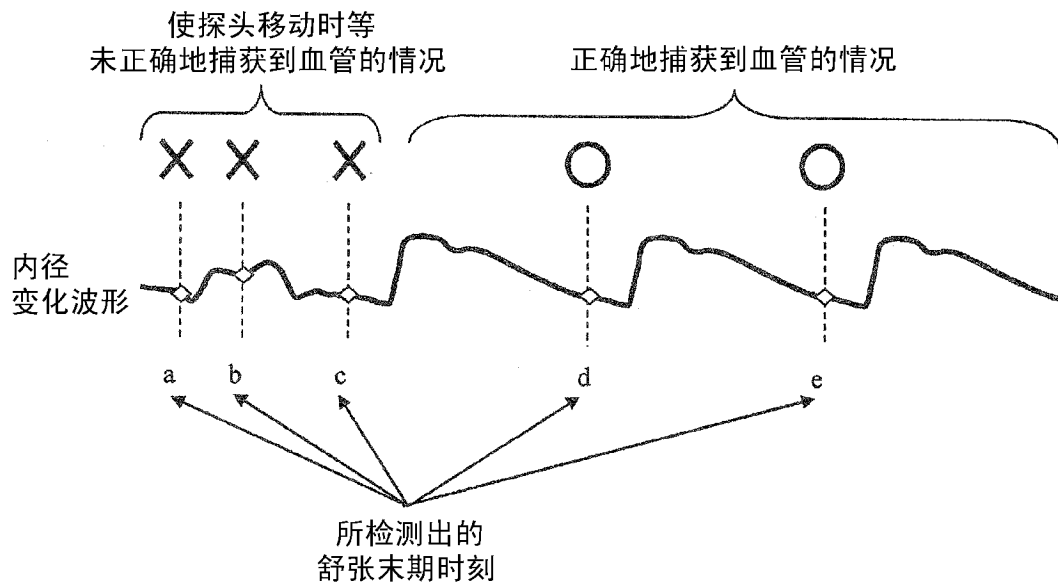


图 10

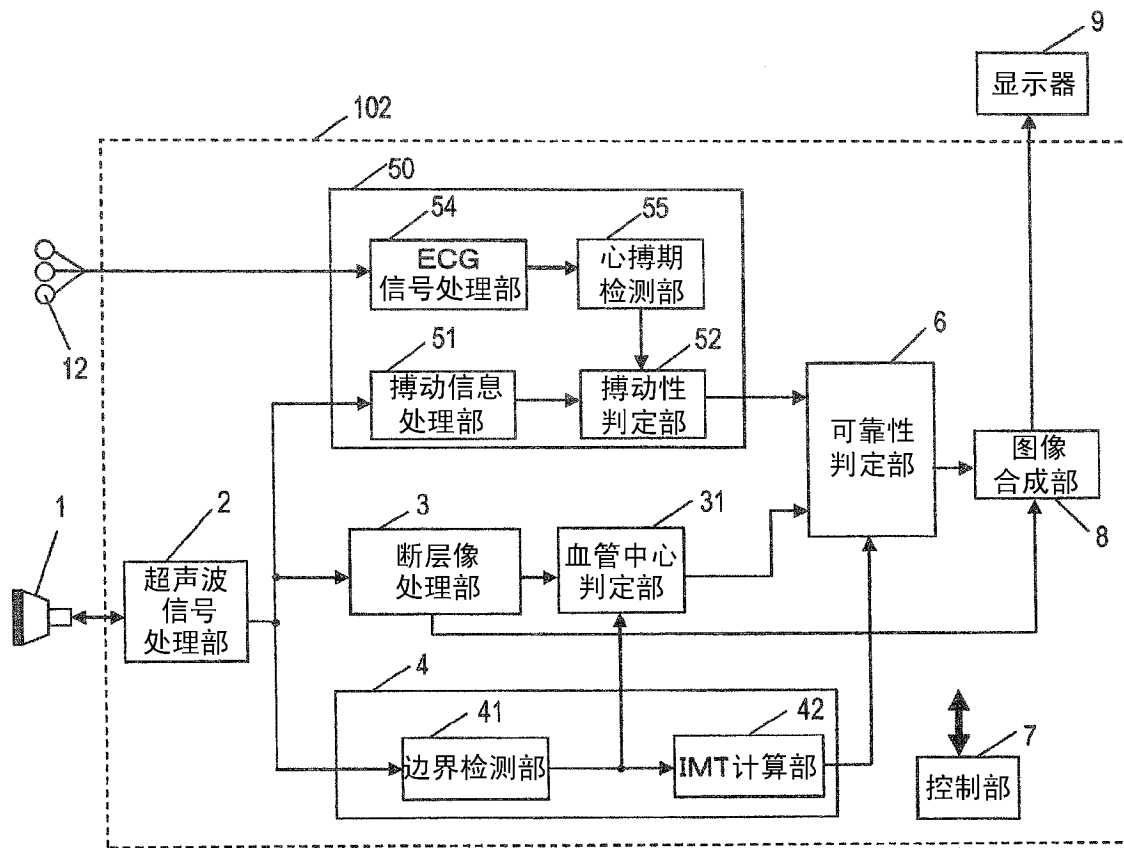


图 11

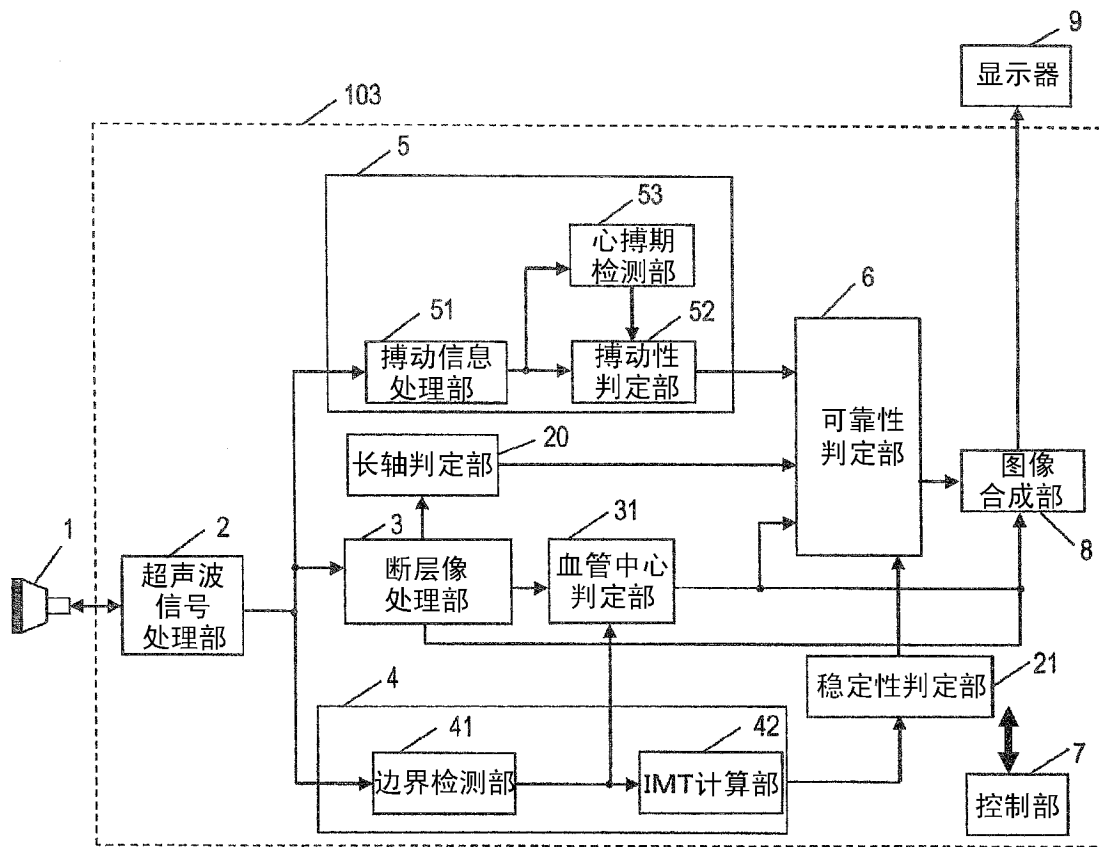


图 12

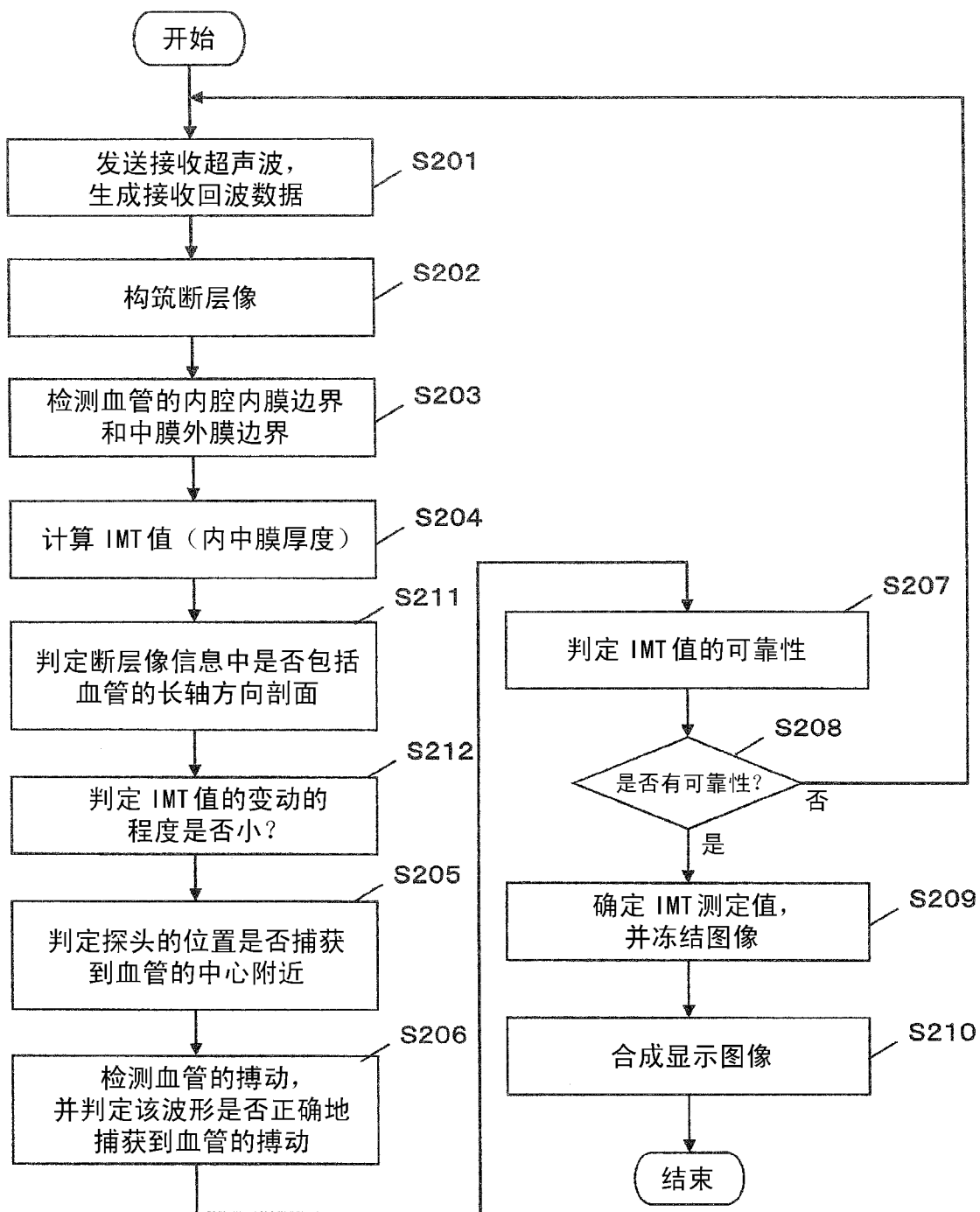


图 13

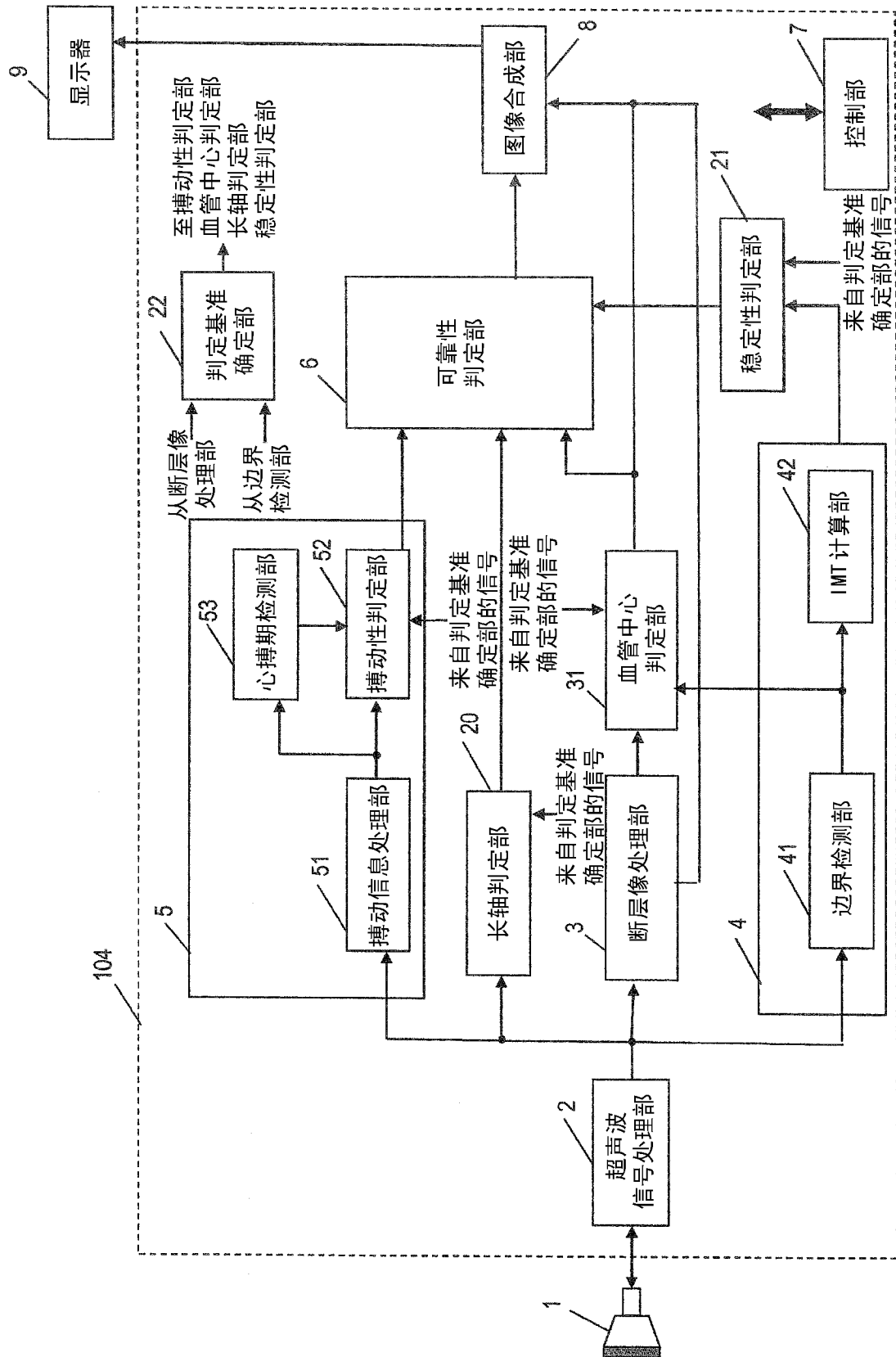


图 14

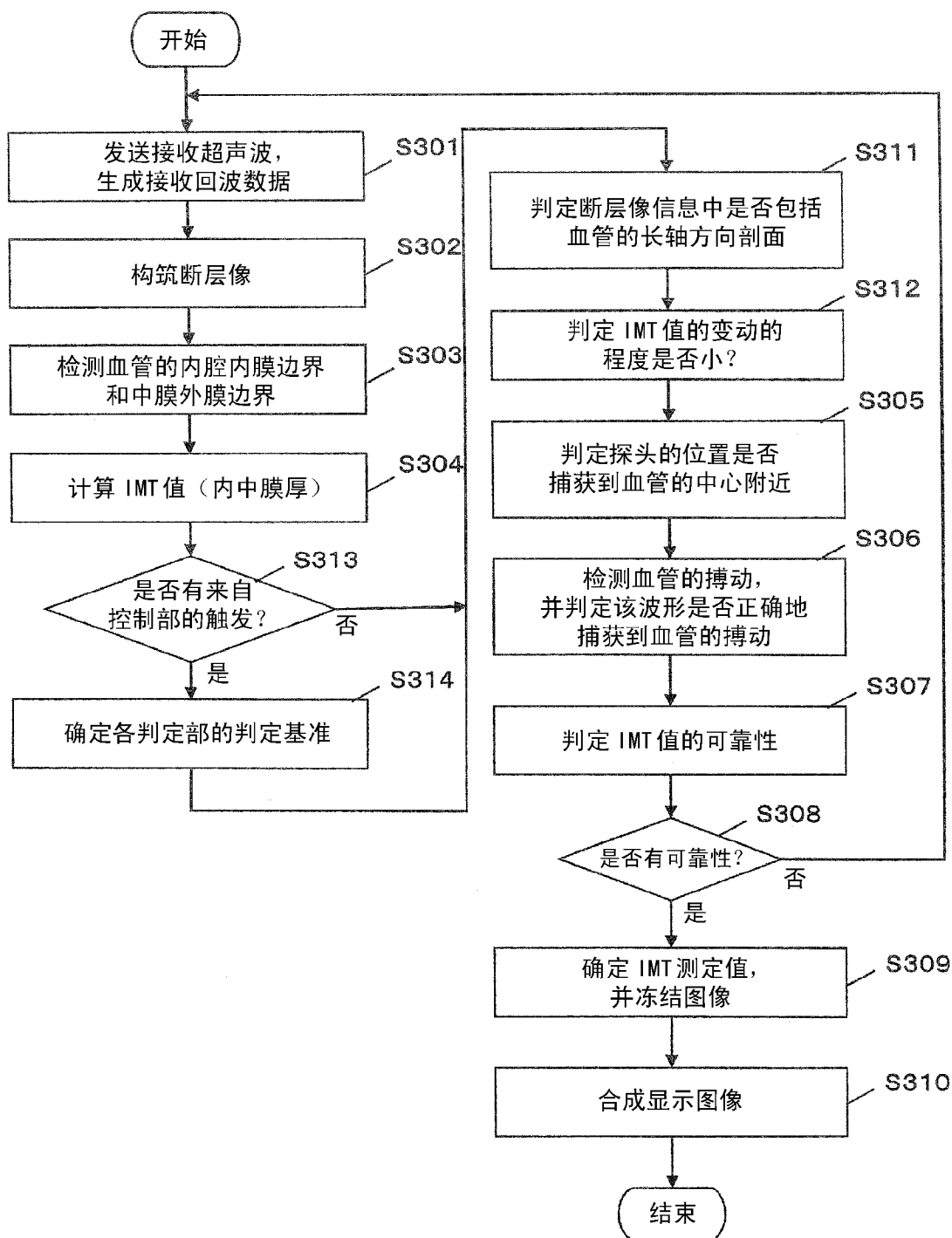


图 15

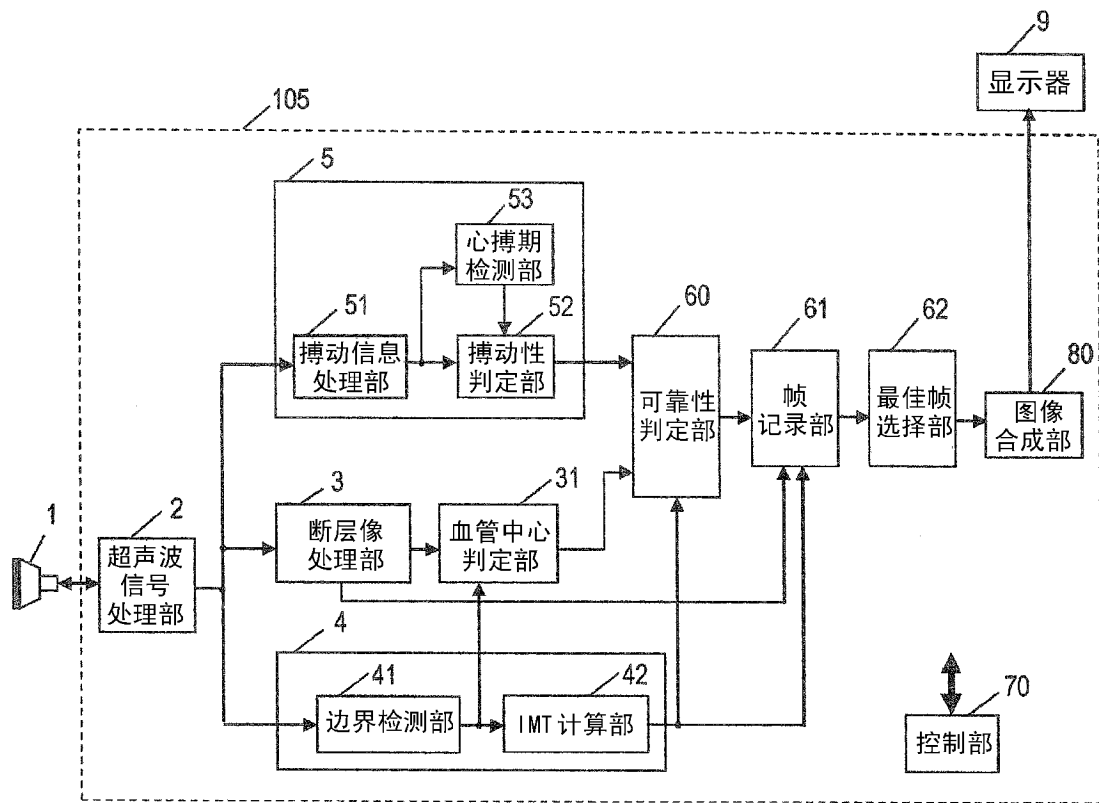


图 16

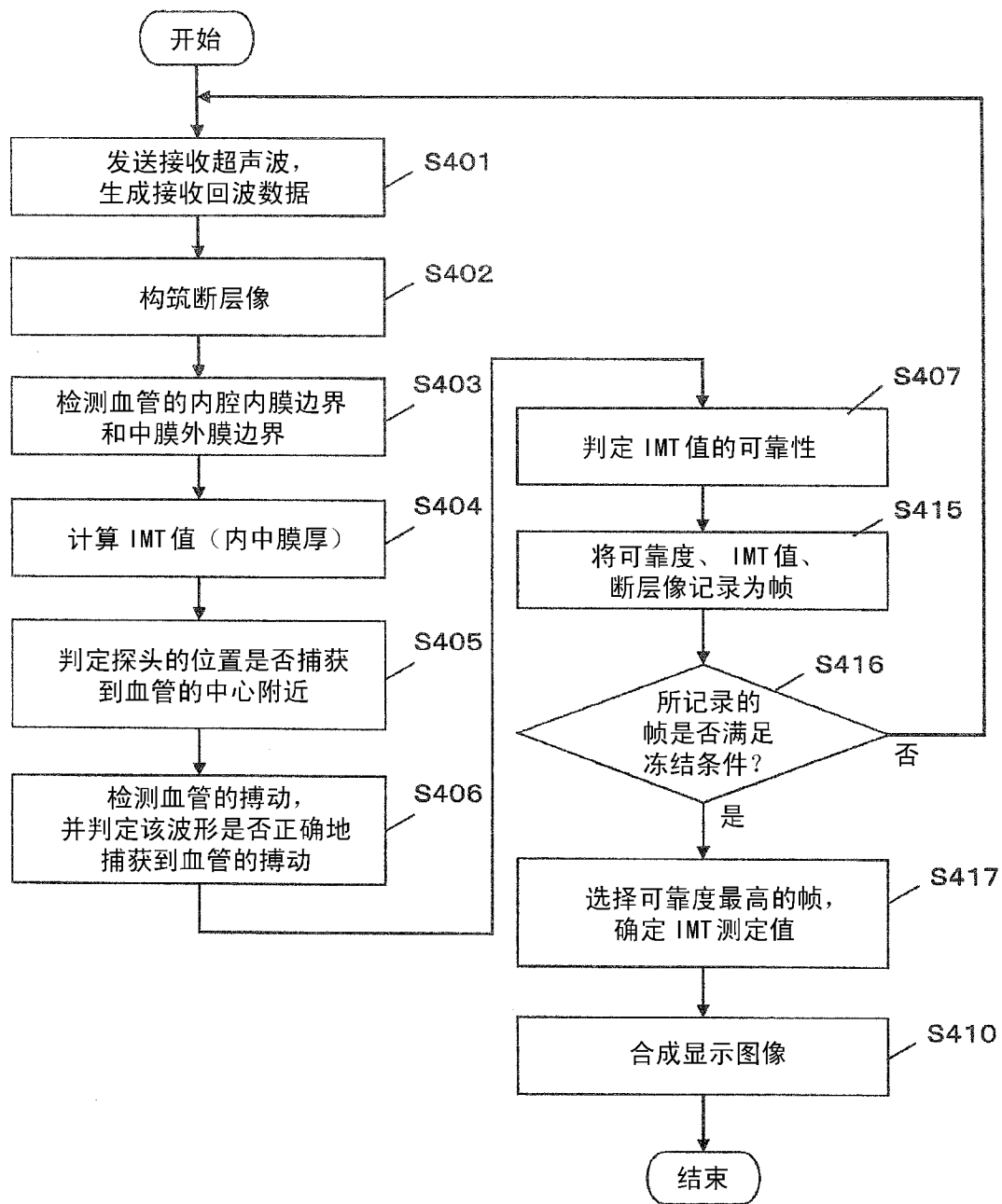


图 17

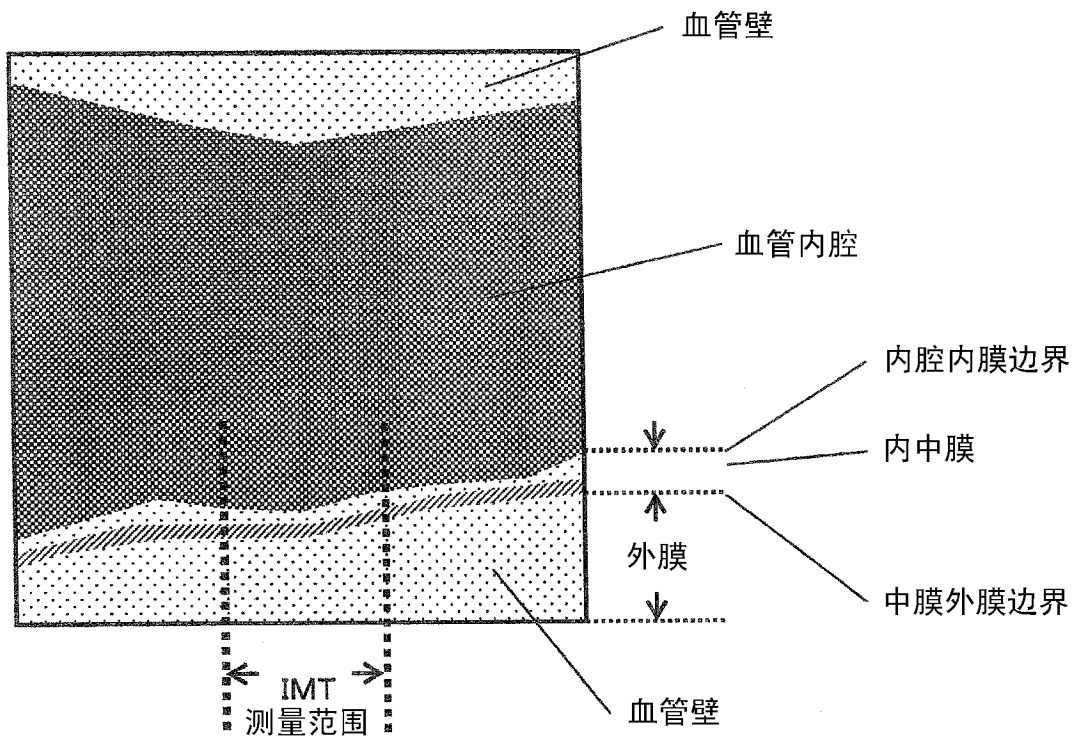


图 18

专利名称(译)	超声波诊断装置以及内中膜复合体厚度的测定方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN102469987A</a>	公开(公告)日	2012-05-23
申请号	CN201080036008.3	申请日	2010-11-12
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)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	福元刚智 川端章裕 占部真树子 铃木隆夫 西村有史		
发明人	福元刚智 川端章裕 占部真树子 铃木隆夫 西村有史		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/5284 A61B8/0858 A61B8/0891		
优先权	2010027246 2010-02-10 JP		
其他公开文献	CN102469987B		
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、以及内中膜复合体厚度的测定方法。超声波诊断装置具有：超声波信号处理部，其驱动探头，进行向被验体的血管发送超声波的发送处理、以及根据由探头接收到的来自被验体的血管的反射超声波来生成接收信号的接收处理；断层像处理部，其根据接收信号来构筑断层像；边界检测部，其根据接收信号或断层像，来检测血管的内腔内膜边界以及中膜外膜边界；血管壁厚度计算部，其计算由边界检测部检测出的内腔内膜边界和中膜外膜边界的间隔作为血管壁厚度值；可靠性判定部，其根据接收信号或断层像的检测出的内腔内膜边界以及中膜外膜边界的位置处的信号上或图像信息上的特征，来判定血管壁厚度值的可靠性；和控制部，其根据可靠性判定部的判定结果，将血管壁厚度值确定为内中膜复合体厚度。

