



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102204831 A

(43) 申请公布日 2011. 10. 05

(21) 申请号 201110081908. 6

(22) 申请日 2011. 03. 29

(30) 优先权数据

2010-081030 2010. 03. 31 JP

2011-017988 2011. 01. 31 JP

(71) 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

申请人 东芝医疗系统株式会社

(72) 发明人 神山直久

(74) 专利代理机构 北京集佳知识产权代理有限

公司 11227

代理人 李伟 王轶

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

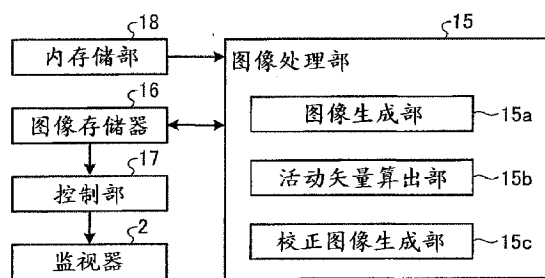
权利要求书 5 页 说明书 15 页 附图 7 页

(54) 发明名称

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

(57) 摘要

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。本发明涉及的超声波诊断装置具备图像生成部、活动矢量算出部、校正图像生成部、控制部。图像生成部生成沿着时间序列的多个超声波图像,活动矢量算出部在通过图像生成部生成的多个超声波图像中,在沿着时间序列连续的 2 个超声波图像(第 1 图像以及第 2 图像)之间算出局部区域的活动矢量。并且,校正图像生成部基于通过活动矢量算出部算出的活动矢量中的超声波的扫描线方向分量,来生成校正第 2 图像的校正图像。并且,控制部以使通过校正图像生成部生成的校正图像显示在监视器上的方式进行控制。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

图像生成部,其基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波,针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像;

算出部,其在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出局部区域的活动矢量;

校正图像生成部,其基于通过上述算出部算出的上述活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,生成对上述第 2 图像进行校正而得到的校正图像;以及

显示控制部,其以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述校正图像生成部在上述活动矢量中的上述超声波的扫描线方向的分量的大小在规定阈值以上时,根据上述第 2 图像来生成校正图像,

在未通过上述校正图像生成部根据上述第 2 图像生成校正图像时,上述显示控制部以使该第 2 图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

3. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述算出部以及上述校正图像生成部在经由规定的输入部受理到操作者的处理执行要求时执行上述活动矢量的算出处理以及上述校正图像的生成处理,在经由上述规定的输入部受理到操作者的处理停止要求时停止上述活动矢量的算出处理以及上述校正图像的生成处理。

4. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

在超声波图像中描绘出关心区域时,上述算出部算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量,

上述校正图像生成部使用通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量中位于上述关心区域内的规定位置的第 1 局部区域的活动矢量来生成上述校正图像,

还包括变形度算出部,上述变形度算出部基于上述第 1 局部区域以外的局部区域各自的活动矢量来算出上述关心区域的变形度。

5. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示控制部以在上述规定的显示部上显示通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度的方式进行控制。

6. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示控制部以基于通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度,使上述规定的显示部显示的图像内的关心区域的色调发生变化的方式进行控制。

7. 根据权利要求 4 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示控制部以基于通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度,使上述规定的显示部显示的图像内的关心区域发生变形的方式进行控制。

8. 根据权利要求 1 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括速度信息算出部,所述速度信息算出部基于上述反射波算出上述被检体内的生物体组织的速度信息,

上述算出部基于通过上述速度信息算出部算出的上述速度信息来算出上述活动矢量。

9. 一种超声波诊断装置,其特征在於,包括:

图像生成部,其基於从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波,针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像;

算出部,其在超声波图像中描绘出关心区域时,在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量;以及

变形度算出部,其基於通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量,来算出上述关心区域的变形度。

10. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在於,

还包括显示控制部,所述显示控制部以使上述规定的显示部显示通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度的方式进行控制。

11. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在於:

上述显示控制部以基於通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度,使上述规定的显示部显示的图像内的关心区域的色调发生变化的方式进行控制。

12. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在於:

上述显示控制部以基於通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度,使上述规定的显示部显示的图像内的关心区域发生变形的方式进行控制。

13. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在於,

还包括校正图像生成部,上述校正图像生成部基於通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量中位于上述关心区域内的规定位置的第 1 局部区域的活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,来生成对上述第 2 图像进行校正而得到的校正图像,

上述显示控制部以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

14. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在於:

上述校正图像生成部在上述活动矢量中的上述超声波的扫描线方向的分量的大小在规定的阈值以上时,根据上述第 2 图像来生成校正图像,

在未通过上述校正图像生成部根据上述第 2 图像生成校正图像时,上述显示控制部以使该第 2 图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

15. 根据权利要求 13 所述的超声波诊断装置,其特征在於:

上述算出部以及上述校正图像生成部在经由规定的输入部受理到从操作者的受理处理执行要求时执行上述活动矢量的算出处理以及上述校正图像的生成处理,在经由上述规定的输入部受理到从操作者的受理处理停止要求时停止上述活动矢量的算出处理以及上述校正图像的生成处理。

16. 根据权利要求 9 所述的超声波诊断装置,其特征在於,还包括:

速度信息算出部,基於上述反射波来算出上述被检体内的生物体组织的速度信息;和上述算出部基於通过上述速度信息算出部算出的上述速度信息来算出上述活动矢量。

17. 一种超声波诊断装置,其特征在於,包括:

图像生成部,其基於从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波,针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像;

算出部,其在超声波图像中描绘出关心区域时,在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量;

校正图像生成部,其基于通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量中位于上述关心区域内的规定位置的第 1 局部区域的活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,生成对上述第 2 图像进行校正而得到的校正图像;

变形度算出部,其基于上述第 1 局部区域以外的局部区域各自的活动矢量,来算出上述关心区域的变形度;以及

显示控制部,以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

18. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示控制部以在上述规定的显示部上显示通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度的方式进行控制。

19. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示控制部以基于通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度,使上述规定的显示部显示的图像内的关心区域的色调发生变化的方式进行控制。

20. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述显示控制部以基于通过上述变形度算出部算出的上述关心区域的变形度,使上述规定的显示部显示的图像内的关心区域发生变形的方式进行控制。

21. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述校正图像生成部在上述活动矢量中的上述超声波的扫描线方向的分量的大小在规定的阈值以上时,根据上述第 2 图像生成校正图像,

在未通过上述校正图像生成部根据上述第 2 图像生成校正图像时,上述显示控制部以使该第 2 图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

22. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于:

上述算出部以及上述校正图像生成部在经由规定的输入部受理到操作者的处理执行要求时执行上述活动矢量的算出处理以及上述校正图像的生成处理,在经由上述规定的输入部受理到操作者的处理停止要求时停止上述活动矢量的算出处理以及上述校正图像的生成处理。

23. 根据权利要求 17 所述的超声波诊断装置,其特征在于,

还包括速度信息算出部,所述速度信息算出部基于上述反射波来算出上述被检体内的生物体组织的速度信息,

上述算出部基于通过上述速度信息算出部算出的上述速度信息来算出上述活动矢量。

24. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

图像生成部,其基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波,针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像;

算出部,其在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出局部区域的活动矢量;

校正图像生成部,其基于通过上述算出部算出的上述活动矢量中的上述超声波的扫描

线方向分量,来生成对上述第 2 图像进行校正而得到的校正图像 ;以及

显示控制部,其以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

25. 一种超声波诊断装置,其特征在于,包括:

图像生成部,其基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波,针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像 ;

算出部,其在超声波图像中描绘出关心区域时,在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量 ;以及

变形度算出部,其基于通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量,来算出上述关心区域的变形度。

26. 一种图像处理装置,其特征在于,包括:

图像生成部,其基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波,针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像 ;

算出部,其在超声波图像中描绘出关心区域时,在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量 ;

校正图像生成部,其基于通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量中位于上述关心区域内的规定位置的第 1 局部区域的活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,生成对上述第 2 图像进行校正而得到的校正图像 ;

变形度算出部,其基于上述第 1 局部区域以外的局部区域各自的活动矢量,来算出上述关心区域的变形度 ;以及

显示控制部,其以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

27. 一种图像处理方法,其特征在于,包含以下步骤:

算出部在基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波针对被检体沿着时间序列所生成的多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出局部区域的活动矢量 ;

校正图像生成部基于通过上述算出部算出的上述活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,来生成对上述第 2 图像进行校正而得到的校正图像 ;以及

显示控制部以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

28. 一种图像处理方法,其特征在于,包含以下步骤:

在超声波图像中描绘出关心区域时,算出部在基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波针对被检体沿着时间序列生成的多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量 ;和

变形度算出部基于通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量,来算出上述关心区域的变形度。

29. 一种图像处理方法,其特征在于,包含以下步骤:

在超声波图像中描绘出关心区域时,算出部在基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波针对被检体沿着时间序列生成的多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的2个超声波图像的第1图像以及第2图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量;

校正图像生成部基于通过上述算出部算出的上述多个局部区域各自的活动矢量中位于上述关心区域内的规定位置的第1局部区域的活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,来生成对上述第2图像进行校正而得到的校正图像;

变形度算出部基于上述第1局部区域以外的局部区域各自的活动矢量,来算出上述关心区域的变形度;以及

显示控制部以使通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像显示在规定的显示部上的方式进行控制。

超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法

[0001] 相关申请的交叉引用

[0002] 本申请基于 2010 年 3 月 31 日提交的在先的日本专利申请 No. 2010-081030 以及 2011 年 1 月 31 日提交的在先的日本专利申请 No. 2011-017988 并要求其优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0003] 本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

背景技术

[0004] 以往,超声波诊断装置为与 X 射线诊断装置、X 射线 CT (Computed Tomography) 装置、MRI (Magnetic Resonance Imaging) 装置等其他医用图像诊断装置相比装置规模小,并且,通过只需将超声波探头 (probe) 贴近体表的简便操作,例如就可实时 (real time) 显示心脏跳动或胎儿活动这样的检查对象的活动的情况的装置,因此在现今的医疗中发挥着重要的作用。另外,在无被照射担忧的超声波诊断装置中,也在开发一种被小型化到单手携带程度的装置,该超声波诊断装置在产科或上门医疗等医疗现场也可以容易使用。

[0005] 另外,近年来,推进开发一种使用通过超声波诊断装置生成的超声波图像,客观且定量地解析检查对象的组织的状态的技术。作为该技术,已知组织追踪成像 (imaging) 法或超声波弹性成像 (elastography) 法。

[0006] 组织追踪成像是例如为了进行心脏的功能解析,通过追踪伴随心跳的心肌的位置并积分来自心肌的速度信息的信号,生成并且显示描出心肌的位移或变形的心脏的短轴像的技术 (例如,参照日本特开 2005-124636 号公报)。

[0007] 另外,超声波弹性成像是生成并且显示能够客观且定量地解析通过医师观察 B 模式 (mode) 图像而进行的肿瘤性病变的恶性度诊断 (具体而言,是硬度) 的图像的技术。

[0008] 在此,针对通过 B 模式图像观察进行的肿瘤性病变的恶性度诊断进行说明。通过 B 模式图像观察进行的肿瘤性病变的恶性度诊断是利用了超声波诊断装置的实时显示的诊断的代表性诊断,具体而言,进行以下说明的手术。当在 B 模式图像中发现了肿瘤性病变时,医师或技师通过贴近体表的超声波探头稍微压迫以及放开患部。在进行该手术时,包含肿瘤的生物体组织发生变形。在此,在观察到伴随着超声波探头压迫以及放开,肿瘤性病变平行移动时,医师就可以诊断为该肿瘤性病变较硬。

[0009] 另外,在观察到伴随着超声波探头压迫以及放开而肿瘤性病变的形状例如从球形变得扁平的变化时,医师可以诊断为该肿瘤性病变较软。另外,由于也存在着肿瘤性病变的形状本身就是扁平的情况,因此在观察到伴随着超声波探头压迫而肿瘤性病变的形状进一步扁平的变化时,医师也可以诊断为该肿瘤性病变较软。

[0010] 这样,使用超声波诊断装置的实时显示 (动态图像显示) 功能观察肿瘤性病变的形状变化,这在进行肿瘤性病变的恶性度诊断上是有用的。该诊断例如在乳癌的超声波图像诊断中被日常性地进行。

[0011] 另一方面,超声波弹性成像是通过根据超声波脉冲(pulse)的微小的相位变化计算包含肿瘤性病变的生物体组织的变形,从而重建并且显示组织变形的二维映射(mapping)图像的技术。另外,作为用于进行包含肿瘤性病变的生物体组织的变形的的方法,除了如上所述通过超声波探头压迫以及放开的方法之外,还已知通过超声波脉冲的机械作用来使之进行压迫的方法(例如,ARFI(Acoustic Radiation Force Impulse)(声辐射力脉冲成像技术))。

[0012] 这样,超声波弹性成像是测量包含肿瘤性病变的生物体组织的弹性率并加以图像化的技术,在使用了通过超声波弹性成像法显示的二维映射图像的诊断结果与实际上通过观察B模式图像取得的经验性诊断结果中,存在着二者背离的情况。水等液体为压缩性极低的物质,皮膜中含有的液体容易变形。因此,例如在肿瘤中内含液体时,弹性率的测量误差变大。另外,在包含肿瘤性病变的生物体组织附近存在血管或血流时,弹性率的测量误差变大。这样,以往,临床经验的“软度”即“易变形度”与作为物理常数的弹性率存在着背离。

[0013] 根据该理由,通过超声波弹性成像法重建的二维映射(mapping)图像很难作为肿瘤性病变的恶性度诊断的最终根据,因此现状中,较多的情况是肿瘤性病变的恶性度诊断是通过一边进行超声波探头压迫以及放开一边进行观察B模式图像来进行的。

[0014] 然而,在上述B模式图像的观察中,存在着由于超声波诊断装置的本质性显示法而B模式图像(超声波图像)中的观察对象的视觉识别性变差的问题。图14A以及图14B为用于说明现有技术的课题的图。

[0015] 通常,在从侧面看到自上压迫被静置的物体时,如图14A所示,物体被向下方向压缩,成为物体内的观察对象的部位也向下方向移动。在此,超声波诊断装置显示超声波探头的表面通常为0(zero)cm的超声波图像。因此,当观察超声波图像时,如图14B所示,生物体组织被向上方向压缩,生物体组织内的观察对象(肿瘤)将向上方向移动。即,生物体组织以及观察对象(肿瘤)在超声波图像中,由于被描出为向与实际运动方向相反方向移动,因此,超声波图像的观察者很难把握观察对象的活动的状态。因此,观察者需要提高观察技术,以便能够把握向与实际运动方向相反方向移动的观察对象的活动的状态。

[0016] 另外,观察对象在受到超声波探头的压迫以及放开而发生变形的同时进行平行移动。因此,存在着观察者在变形与移动同时发生时,由于需要观察变形的程度,因此产生错觉的情况。

[0017] 另外,在上述中,针对存在着在肿瘤性病变的恶性度诊断时一边进行超声波探头的压迫以及放开一边观察超声波图像时,观察对象的视觉识别性变差的问题的情况进行了说明。但是,一般而言,在将超声波探头贴近被检体的体表观察该体表下部的生物体组织时,也存在着伴随超声波探头的移动而被检体的体表被压迫,从而成为观察对象的生物体组织发生移动的情况。即,在上述超声波诊断装置的本质性显示法中,也存在不仅在肿瘤性病变的恶性度诊断时,在使用了超声波图像的图像诊断时,超声波图像中的观察对象的视觉识别性也变差的问题。

[0018] 本发明所要解决的问题在于提供能够提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性的超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。

发明内容

[0019] 本发明涉及的超声波诊断装置,包括图像生成部、算出部、校正图像生成部、显示控制部。图像生成部基于从超声波探头对被检体发送的超声波的反射波针对被检体生成沿着时间序列的多个超声波图像。算出部在通过上述图像生成部生成的上述多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出局部区域的活动矢量。校正图像生成部基于通过上述算出部算出的上述活动矢量中的上述超声波的扫描线方向分量,生成对上述第 2 图像进行校正后的校正图像。显示控制部以在规定的显示部上显示通过上述校正图像生成部生成的上述校正图像的方式进行控制。

[0020] 根据本发声明涉及的超声波诊断装置,能够提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性。

[0021] 在下面的描述中将提出本发明的其它目的和优点,部分内容可以从说明书的描述中变得明显,或者通过实施本发明可以明确上述内容。通过下文中详细指出的手段和组合可以实现和得到本发明的目的和优点。

附图说明

[0022] 结合在这里并构成说明书的一部分的附图描述本发明当前优选的实施方式,并且与上述的概要说明以及下面的对优选实施方式的详细描述一同用来说明本发明的原理。

[0023] 图 1 为用于说明与实施例 1 相关的超声波诊断装置的图。

[0024] 图 2 为用于说明与实施例 1 相关的图像处理部的结构的图。

[0025] 图 3 为用于说明监视用 ROI 的图。

[0026] 图 4 以及图 5 为用于说明校正图像生成部的图。

[0027] 图 6 为用于说明与实施例 1 相关的超声波诊断装置的处理的流程图(flowchart)。

[0028] 图 7 为用于说明与实施例 2 相关的图像处理部的结构的图。

[0029] 图 8 为用于说明观察用 ROI 的图。

[0030] 图 9 为用于说明与实施例 2 相关的活动矢量算出部以及变形度算出部的图。

[0031] 图 10A、10B 以及图 10C 为用于说明与实施例 2 相关的变形度算出部以及控制部的图。

[0032] 图 11 为用于说明与实施例 2 相关的超声波诊断装置的处理的流程图。

[0033] 图 12 为用于说明实施例 2 的第 1 变形例的图。

[0034] 图 13 为用于说明实施例 2 的第 2 变形例的图。

[0035] 图 14A 以及图 14B 为用于说明现有技术的问题的图。

具体实施方式

[0036] 以下参照附图,详细说明超声波诊断装置的实施例。

[0037] 首先,针对与实施例 1 相关的超声波诊断装置的结构进行说明。图 1 为用于说明与实施例 1 相关的超声波诊断装置的图。如图 1 所示,与实施例 1 相关的超声波诊断装置由超声波探头 1、监视器 (monitor) 2、输入装置 3、装置主体 10 构成。

[0038] 超声波探头 1 具有多个压电振子,这些多个压电振子基于从后述的装置主体 10 具

有的发送部 11 供给的驱动信号来产生超声波,进而接收来自被检体 P 的反射波并转换为电信号。另外,超声波探头 1 具有被设置在压电振子中的匹配层、防止超声波从压电振子向后方传播的背衬 (backing) 材料等。

[0039] 当从超声波探头 1 向被检体 P 发送超声波时,被发送的超声波在被检体 P 的体内组织中的声阻抗 (impedance) 的不连续面上依次被反射,并作为反射波信号被超声波探头 1 具有的多个压电振子接收。被接收的反射波信号的振幅依赖于反射超声波的不连续面中的声阻抗的差。另外,被发送的超声波脉冲 (pulse) 在移动的血流或心脏壁等表面被反射时的反射波信号由于多普勒 (Doppler) 效应,而依赖于移动体相对于超声波发送方向的速度分量,从而接受频率偏移。

[0040] 监视器 2 显示用于超声波诊断装置的操作者使用输入装置 3 输入各种设定要求的 GUI (Graphical User Interface :图形用户界面),或者显示在装置主体 10 中生成的超声波图像。

[0041] 输入装置 3 具有鼠标 (mouse)、键盘 (keyboard)、按钮 (button)、面板开关 (panel switch)、触摸指令屏 (touch command screen)、脚踏开关 (foot switch)、轨迹球 (trackball) 等,受理来自超声波诊断装置的操作者的各种设定要求,并转送对装置主体 10 所受理的各种设定要求 (例如,关心区域的设定要求等)。另外,与实施例 1 相关的输入装置 3 具有用于受理操作者的后述图像处理部 15 进行的图像处理的开始以及结束的“处理执行开关 (switch)”。

[0042] 装置主体 10 为基于超声波探头 1 接收到的反射波来生成超声波图像的装置,如图 1 所示,具有发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14、图像处理部 15、图像存储器 (memory) 16、控制部 17、内存储部 18。

[0043] 发送部 11 具有触发 (trigger) 发生电路、延迟电路以及脉冲 (pulsar) 电路等,并向超声波探头 1 供给驱动信号。脉冲电路以规定的速率 (rate) 频率重复产生用于形成发送超声波的速率脉冲。另外,延迟电路对脉冲电路产生的各速率脉冲给出为了将从超声波探头 1 产生的超声波集聚成束状从而决定发送指向性所使用的每一压电振子的延迟时间。另外,触发发生电路根据基于速率脉冲的定时 (timing) 来向超声波探头 1 施加驱动信号 (驱动脉冲)。

[0044] 接收部 12 具有放大 (amplifier) 电路、A/D (analog/digital) 转换器、加法器等,对超声波探头 1 所接收的反射波信号进行各种处理从而生成反射波数据 (data)。放大电路放大反射波信号并进行增益 (gain) 校正处理。A/D 转换器给出 A/D 转换被增益校正的反射波信号从而决定接收指向性所需要的延迟时间。加法器进行通过 A/D 转换器处理后的反射波信号的相加处理从而生成发射波数据。通过加法器的相加处理,突出来自与反射波信号的接收指向性的方向对应的反射分量。

[0045] 这样,发送部 11 以及接收部 12 控制超声波的发送接收中的发送指向性与接收指向性。

[0046] B 模式处理部 13 从接收部 12 获取反射波数据,并进行对数放大、包络检波处理等,从而生成信号强度用亮度的明亮度来表现的数据 (B 模式数据)。

[0047] 多普勒处理部 14 根据从接收部 12 获取的反射波数据来对速度信息进行频率解析,并提取由多普勒效应产生的血流或组织、造影剂回波 (echo) 分量,从而生成对于多点

提取平均速度、方差、功率 (power) 等移动体信息而得到的数据 (多普勒数据)。

[0048] 图像处理部 15 根据 B 模式处理部 13 生成的 B 模式数据或多普勒处理部 14 生成的多普勒数据,生成超声波图像。具体而言,图像处理部 15 根据 B 模式数据生成 B 模式图像,根据多普勒数据生成多普勒图像。另外,图像处理部 15 将超声波扫描 (scan) 的扫描线信号列转换 (scan convert :扫描转换) 为电视 (television) 等所代表的视频格式 (video format) 的扫描线信号列,并生成作为显示图像的超声波图像 (B 模式图像或多普勒图像)。进而,图像处理部 15 对所生成的超声波图像进行后面所述的图像处理。

[0049] 图像存储器 16 为存储图像处理部 15 生成的超声波图像或图像处理部 15 通过图像处理超声波图像所生成的图像的存储器。

[0050] 控制部 17 控制超声波诊断装置中的处理整体。具体而言,控制部 17 基于经由输入装置 3 输入操作者的各种设定要求或从内存储部 18 读取的各种控制程序以及各种设定信息,控制发送部 11、接收部 12、B 模式处理部 13、多普勒处理部 14 以及图像处理部 15 的处理。另外,控制部 17 以在监视器 2 上显示图像存储器 16 存储的超声波图像等的方式进行控制。

[0051] 内存储部 18 存储用于进行超声波发送接收、图像处理以及显示处理的控制程序 (program) 或诊断信息 (例如,患者 ID、医师的观察结果等) 或诊断协议 (protocol) 或各种设定信息等各种数据。另外,内存储部 18 根据需要,也可以使用于图像存储器 16 存储的图像的保管等。另外,内存储部 18 存储的数据可以经由未图示的接口 (interface) 电路,转送至外部的周边装置。

[0052] 这样,与实施例 1 相关的超声波诊断装置基于从超声波探头 1 发送来的超声波的反射波生成超声波图像,被构成为能够通过以下详细说明的图像处理部 15 的处理,提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性。以下,针对与实施例 1 相关的图像处理部 15 执行的图像处理,使用图 2 等进行详细说明。另外,以下,针对在乳癌的检查中,由于在对被检体 P 的乳房进行摄影而得到的 B 模式图像中发现了肿瘤性病变,因此医师或技师通过贴近被检体 P 的乳房的超声波探头 1 压迫以及放开,一边参照沿着时间序列显示的超声波图像一边诊断肿瘤性病变的恶性度的情况进行说明。

[0053] 图 2 为用于说明与实施例 1 相关的图像处理部的结构的图。如图 2 所示,与实施例 1 相关的图像处理部 15 具有图像生成部 15a、活动矢量 (vector) 算出部 15b、校正图像生成部 15c。

[0054] 图像生成部 15a 根据 B 模式数据生成 B 模式图像,根据多普勒数据生成多普勒图像作为超声波图像。并且,图像生成部 15a 将所生成的超声波图像存储至图像存储器 16。具体而言,在实施例 1 中,图像生成部 15a 在医师或技师通过贴近被检体 P 的乳房的超声波探头 1 依次进行压迫以及放开时,根据 B 模式处理部 13 沿着时间序列依次生成的多个 B 模式数据,生成沿着时间序列的多个 B 模式图像。

[0055] 并且,每当图像生成部 15a 沿着时间序列依次生成 B 模式图像并重新存储至图像存储器 16 时,控制部 17 就从图像存储器 16 中依次读出重新存储的 B 模式图像并显示在监视器 2 上。

[0056] 在此,控制部 17 控制图像处理部 15,以便当操作者将输入装置 3 具有的“处理执行开关”设为 ON 时,开始进行活动矢量算出部 15b 以及校正图像生成部 15c 的图像处理。

[0057] 首先,活动矢量算出部 15b 在通过图像生成部 15a 生成的多个超声波图像中,在沿着时间序列连续的 2 个超声波图像之间算出局部区域的活动矢量。具体而言,每当通过图像生成部 15a 生成作为新的超声波图像的新图像时,活动矢量算出部 15b 就算出新图像的局部区域与在该新图像的紧接之前生成的超声波图像的局部区域之间的活动矢量。

[0058] 在此,所谓局部区域是为了监视活动矢量而预先设定的关心区域 (ROI :Region Of Interest),以下,记述为“监视用 ROI”。在此,监视用 ROI 的位置、监视用 ROI 的大小、监视用 ROI 的形状的设定信息被预先存储至内存储部 18。图 3 为用于说明监视用 ROI 的图。

[0059] 例如,在是乳癌的肿瘤性病变的性状诊断时,活动矢量算出部 15b 如图 3 所示通过可预先存储至内存储部 18 的设定信息,将监视用 ROI 的位置设定为超声波图像 (B 模式图像) 的中心,将监视用 ROI 的大小以及形状设定为例如直径 5mm 的标准圆。另外,在本实施例 1 中,针对将监视用 ROI 的设定信息预先存储至内存储部 18 的情况进行说明,但也可以是这些设定信息通过参照超声波图像的操作者,在每一诊断中被设定的情况。

[0060] 以下,针对活动矢量算出部 15b 的处理在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的图像“i”与图像“i+1”之间被执行的情况进行说明。活动矢量算出部 15b 通过识别图像“i”的监视用 ROI 内的图像图案 (pattern) 与图像“i+1”的监视用 ROI 内的图像图案的相似度,算出图像“i”以及图像“i+1”之间的活动矢量。

[0061] 作为活动矢量的算出方法,能够适用现有的算法 (algorithm)。但是,在所谓超声波诊断装置的实时的动态图像显示的性质上,活动矢量算出部 15b 每秒钟例如需要进行 30 帧程度的处理。因此,活动矢量算出部 15b 使用例如亮度值的绝对值的总和 (SAD :Sum of Absolute Difference) 的最小化的方法作为可高速处理的算法。

[0062] 即,活动矢量算出部 15b 使图像“i+1”的监视用 ROI 的位置上下左右微小移动,算出 SAD。具体而言,活动矢量算出部 15b 在对应的像素间算出位于被移动的监视用 ROI 内的各像素的亮度值 (像素值) 与位于图像“i”的监视用 ROI 内的各像素的亮度值之间的亮度差的绝对值,并算出所算出的绝对值的总和 (SAD)。并且,活动矢量算出部 15b 根据所算出的 SAD 成为最小时的图像“i+1”的监视用 ROI 的位置与图像“i”的监视用 ROI 的位置,算出图像“i+1”相对于图像“i”的活动矢量“矢量 V(i+1)”。

[0063] 通过该处理,活动矢量算出部 15b 依次算出图像“2”相对于图像“1”的活动矢量“矢量 V(2)”、图像“3”相对于图像“2”的活动矢量“矢量 V(3)”、图像“4”相对于图像“3”的活动矢量“矢量 V(4)”等。

[0064] 并且,校正图像生成部 15c 基于通过活动矢量算出部 15b 算出的活动矢量中的超声波的扫描线方向分量,生成对 2 个超声波图像中的生成时期晚的超声波图像 (作为图像“i”之后生成的新图像的图像“i+1”) 进行校正而得到的校正图像。图 4 以及图 5 为用于说明校正图像生成部的图。

[0065] 首先,校正图像生成部 15c 如图 4 所示将通过活动矢量算出部 15b 算出的活动矢量“矢量 V”分离为作为超声波的扫描线方向分量 (相对于超声波探头 1 的振子面的垂直分量) 的“矢量 V_y”与作为与超声波的扫描线方向正交的分量 (相对于超声波探头 1 的振子面的平行分量) 的“矢量 V_x”。

[0066] 并且,校正图像生成部 15c 如图 5 所示算出与“矢量 V_y”大小相同、且与“矢量 V_y”方向相反的“矢量 V_c”。并且,校正图像生成部 15c 基于所算出的“矢量 V_c”,生成对新图像

进行而得到的校正图像,并将所生成的校正图像存储至图像存储器 16。

[0067] 例如,校正图像生成部 15c 在处理图像“2”时,算出作为图像“2”相对于图像“1”的活动矢量“矢量 V(2)”的垂直分量的“矢量 V(2)y”,并算出“矢量 V(2)y”的相反矢量“矢量 V(2)c”。并且,校正图像生成部 15c 通过根据“矢量 V(2)c”使图像“2”移动来生成校正图像“2”。

[0068] 另外,校正图像生成部 15c 在处理图像“3”时,算出作为图像“3”相对于图像“2”的活动矢量“矢量 V(3)”的垂直分量的“矢量 V(3)y”,并算出“矢量 V(3)y”的相反矢量“矢量 V(3)c”。并且,校正图像生成部 15c 通过根据““矢量 V(2)c”+“矢量 V(3)c””使图像“3”移动来生成校正图像“3”。

[0069] 另外,校正图像生成部 15c 在处理图像“4”时,算出作为图像“4”相对于图像“3”的活动矢量“矢量 V(4)”的垂直分量的“矢量 V(4)y”,并算出“矢量 V(4)y”的相反矢量“矢量 V(4)c”。并且,校正图像生成部 15c 通过根据““矢量 V(2)c”+“矢量 V(3)c”+“矢量 V(4)c””使图像“3”移动来生成校正图像“4”。在该校正图像中,监视用 ROI 的垂直方向的位置大致成为一定。

[0070] 在此,与本实施例 1 相关的校正图像生成部 15c 判断通过以下说明的阈值处理是否生成校正图像。即,校正图像生成部 15c 在活动矢量的垂直分量的大小在内存部 18 中预先存储的阈值(例如,2mm)以上时,根据成为校正图像的生成对象的超声波图像(作为新图像的图像“i+1”)来生成校正图像。另一方面,校正图像生成部 15c 在活动矢量的垂直分量的大小比阈值小时,判断为不根据图像“i+1”来生成校正图像。

[0071] 另外,活动矢量算出部 15b 也可以在校正图像“i”与图像“i+1”之间算出监视用 ROI 的活动矢量“矢量 V(i+1)”。此时,校正图像生成部 15c 通过根据作为“矢量 V(i+1)”的垂直分量的相反矢量的“矢量 Vc(i+1)”使图像“i+1”移动,从而生成校正图像“i+1”的校正图像“i+1”。

[0072] 图 1 以及 2 所示的控制部 17 以从图像存储器 16 中读出通过校正图像生成部 15c 生成的校正图像,并使读出的校正图像显示在监视器 2 上的方式进行控制。另外,控制部 17 在未通过校正图像生成部 15c 根据图像“i+1”生成校正图像时,从图像存储器 16 读出图像“i+1”并显示在监视器 2 上。

[0073] 通过该显示控制处理,监视器 2 动态图像地显示监视用 ROI 的垂直方向的位置大致成为一定的超声波图像(B 模式图像)。

[0074] 另外,控制部 17 如上所述,以通过操作者将“处理执行开关”设为 ON 来执行活动矢量算出部 15b 以及校正图像生成部 15c 的处理的方式进行控制。并且,控制部 17 以通过操作者将“处理执行开关”设为 OFF 来停止活动矢量算出部 15b 以及校正图像生成部 15c 的处理的方式进行控制。

[0075] 其次,使用图 6,针对与实施例 1 相关的超声波诊断装置的处理进行说明。图 6 为用于说明与实施例 1 相关的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,在图 6 中,针对预先进行监视用 ROI 以及校正图像生成所使用的阈值的设定后的处理进行说明。

[0076] 如图 6 所示,与实施例 1 相关的超声波诊断装置判断是否已通过操作者将输入装置 3 具有的“处理执行开关”设为 ON 而受理到处理开始要求(步骤(step)S101)。在此,在未受理到处理开始要求时(步骤 S101 为否定),超声波诊断装置处于待机状态。

[0077] 另一方面,在已受理处理开始要求时(步骤 S101 为肯定),控制部 17 判断是否已通过图像生成部 15a 生成了超声波图像(步骤 S102)。在此,在未生成超声波图像时(步骤 S102 为否定),控制部 17 一直待机到生成超声波图像为止。

[0078] 另一方面,在已生成超声波图像时(步骤 S102 为肯定),控制部 17 以在监视器 2 上显示所生成的超声波图像的方式进行控制(步骤 S103),并将所显示的图像设定为图像“i”(步骤 S104)。

[0079] 并且,控制部 17 判断是否已生成新的超声波图像(步骤 S105),在未生成新的超声波图像时(步骤 S105 为否定),一直待机到生成新的超声波图像为止。

[0080] 另一方面,在已生成新的超声波图像时(步骤 S105 为肯定),控制部 17 将新生成的超声波图像设定为图像“i+1”(步骤 S106),活动矢量算出部 15b 在图像“i”与图像“i+1”之间,算出监视用 ROI 的活动矢量(S107)。

[0081] 并且,校正图像生成部 15c 判断通过活动矢量算出部 15b 算出的活动矢量的垂直分量的大小是否在阈值以上(步骤 S108)。在此,在活动矢量的垂直分量的大小比阈值小时(步骤 S108 为否定),控制部 17 以在监视器 2 上显示图像“i+1”的方式进行控制(步骤 S111)。

[0082] 另一方面,在活动矢量的垂直分量在阈值以上时(步骤 S108 为肯定),校正图像生成部 15c 基于活动矢量的垂直分量,生成图像“i+1”的校正图像(步骤 S109)。并且,控制部 17 以在监视器 2 上显示对图像“i+1”进行校正而得到的校正图像的方式进行控制(步骤 S110)。

[0083] 此后,控制部 17 判断是否已通过操作者将输入装置 3 具有的“处理执行开关”设为 OFF 而受理到处理停止要求(步骤 S112)。在此,在未受理到处理停止要求时(步骤 S112 为否定),控制部 17 将图像“i+1”设定为图像“i”(步骤 S113),并返回至步骤 S105,判断是否已生成新的超声波图像。即,控制部 17 以在步骤 S113 中作为图像“i”而设定的超声波图像与步骤 S106 中作为图像“i+1”设定的新图像、即图像“i+1”之间执行处理的方式进行控制。

[0084] 另一方面,在已受理处理停止要求时(步骤 S112 为肯定),控制部 17 结束活动矢量算出部 15b 以及校正图像生成部 15c 的处理。

[0085] 如上所述,在实施例 1 中,图像生成部 15a 生成沿着时间序列的多个超声波图像,活动矢量算出部 15b 在通过图像生成部 15a 生成的多个超声波图像中,在沿着时间序列连续的 2 个超声波图像之间算出监视用 ROI 的活动矢量。并且,校正图像生成部 15c 基于通过活动矢量算出部 15b 算出的活动矢量中的超声波的扫描线方向分量,生成对 2 个超声波图像中的生成时期晚的超声波图像进行校正而得到的校正图像。并且,控制部 17 以使通过校正图像生成部 15c 生成的校正图像显示在监视器 2 上的方式进行控制。

[0086] 因此,在实施例 1 中,可以将被显示的图像中的观察对象的位置在垂直方向设为大致一定,能够提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性。另外,在实施例 1 中,由于基于活动矢量中的超声波的扫描线方向分量进行校正处理,因此例如即使操作者为了观察其他部位而使超声波探头 1 沿着体表移动,也可以避免进行对于操作者而言成为不需要的活动矢量的水平分量的校正处理。

[0087] 另外,根据实施例 1,校正图像生成部 15c 在活动矢量的垂直分量的大小在阈值以

上时生成校正图像,控制部 17 在未通过校正图像生成部 15c 生成校正图像时,将成为图像处理对象的图像显示在监视器 2 上,因此,根据实施例 1,在只检测出微小的移动时能够避免不需要的校正图像的生成处理,从而能够减轻与图像处理有关的负荷。

[0088] 另外,在实施例 1 中,活动矢量算出部 15b 以及校正图像生成部 15c 在受理操作者的处理执行要求时执行活动矢量的算出处理以及校正图像的生成处理,在受理操作者的处理停止要求时停止活动矢量的算出处理以及校正图像的生成处理。因此,根据实施例 1,能够执行只在操作者所希望的时期显示的图像的校正处理。另外,根据实施例 1,由于校正图像是基于活动矢量的垂直分量而生成的,因此在“处理执行开关”为 ON 时,即使操作者为了观察其他部位使超声波探头 1 沿着体表移动,也可以避免对操作者而言成为不需要的活动矢量的水平分量的校正处理。

[0089] 另外,上述处理不仅在观察乳房的肿瘤性病变时能够执行,一般而言,在将超声波探头 1 贴近被检体 P 的体表,观察该体表下部的生物体组织时也能够执行。

[0090] 在实施例 1 中,针对使用一个监视用 ROI 的情况进行了说明,但在实施例 2 中,针对使用多个监视用 ROI 的情况,使用图 7、图 8、图 9、图 10A、图 10B 以及图 10C 进行说明。另外,图 7 为用于说明与实施例 2 相关的图像处理部的结构的图,图 8 为用于说明观察用 ROI 的图,图 9 为用于说明与实施例 2 相关的活动矢量算出部以及变形度算出部的图,图 10A、图 10B 以及图 10C 为用于说明与第 2 实施方式相关的变形度算出部以及控制部的图。

[0091] 与实施例 2 相关的超声波诊断装置与使用图 1 所说明的与实施例 1 相关的超声波诊断装置同样构成。但是,与实施例 2 相关的图像处理部 15 如图 7 所示,与使用图 2 所说明的与实施例 1 相关的图像处理部 15 进行比较,还具有关心区域位置信息取得部 15d 以及变形度算出部 15e 这一点不同。以下,以这些为中心进行说明。

[0092] 首先,在实施例 2 中,操作者将 B 模式图像中成为观察对象的区域设为观察用关心区域(观察用 ROI)。例如,操作者使用输入装置 3 具有的描绘功能,如图 8 所示,通过粗略映描在 B 模式图像中观察到的肿瘤性病变的轮廓来设定观察用 ROI20。在图 8 所示的一例中,以椭圆的形式将观察用 ROI20 描绘在 B 模式图像上。

[0093] 关心区域位置信息取得部 15d 取得在 B 模式图像中描绘的观察用 ROI20 的位置信息。并且,与实施例 2 相关的活动矢量算出部 15b 基于通过关心区域位置信息取得部 15d 取得的观察用 ROI20 的 B 模式图像中的位置信息,设定多个监视用 ROI。

[0094] 例如,活动矢量算出部 15b 如图 9 的左图所示,在观察用 ROI20 的大致中央部分设定监视用 ROI21。在此,观察用 ROI21 为了算出上述校正图像生成用的活动矢量而被使用。并且,活动矢量算出部 15b 例如,如图 9 的左图所示,在观察用 ROI20 的轮廓部分设定 4 处监视用 ROI22 至 ROI25。在图 9 的左图所示的一例中,在作为椭圆的观察用 ROI20 中在长边的 2 端点与短边的 2 端点这 4 处分别设定监视用 ROI22 至 ROI25。在此,监视用 ROI22 至 ROI25 为了算出用于解析被描绘的观察用 ROI20 的变形的情况的活动矢量而被使用。

[0095] 另外,活动矢量算出部 15b 基于例如内存部 18 中预先存储的设定信息执行多个监视用 ROI 的设定。或者也可以是多个监视用 ROI 的设定通过参照 B 模式图像的操作者与观察用 ROI 的设定一起被执行。另外,在图 9 的左图所示的一例中,各监视用 ROI 的形状成为正方形,但也可以是各监视用 ROI 的形状如在实施例 1 中所说明的那样为标准圆的情况。这样,在实施例 2 中,在超声波图像中被描出的观察用 ROI20 中,设定监视用 ROI22 至

ROI25 作为多个局部区域。另外,以下,存在将监视用 ROI21 记载为“第 1 局部区域”,将监视用 ROI22 至 ROI25 记载为“第 1 局部区域以外的局部区域”的情况。

[0096] 在该状态下,操作者将“处理执行开关”设为 ON,并使用超声波探头 1 进行被检体 P 的乳房体表的压迫以及放开。

[0097] 并且,活动矢量算出部 15b 在通过图像生成部 15a 生成的多个超声波图像中,在沿着时间序列连续的 2 个超声波图像(图像“i”以及图像“i+1”)之间算出监视用 ROI22 至 ROI25 各自的活动矢量。例如,活动矢量算出部 15b 通过算出在实施例 1 中所说明的 SAD 从而算出活动矢量。

[0098] 并且,校正图像生成部 15c 使用通过活动矢量算出部 15b 算出的监视用 ROI21(第 1 局部区域)的活动矢量来生成校正图像。即,校正图像生成部 15c 基于监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量来生成图像“i+1”的校正图像。

[0099] 另外,在实施例 2 中,校正图像生成部 15c 也判断为在监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量的大小在阈值以上时,生成图像“i+1”的校正图像,在监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量的大小小于阈值时,不生成图像“i+1”的校正图像。由此,校正图像生成部 15c 与实施例 1 同样,生成监视用 ROI21 的垂直方向的位置成为大致一定的校正图像。

[0100] 并且,图 7 所示的变形度算出部 15e 基于作为第 1 局部区域以外的局部区域的监视用 ROI22 至 ROI25 的活动矢量,算出观察用 ROI20 的变形度。若列举一例,则变形度算出部 15e 基于监视用 ROI21 的活动矢量与监视用 ROI21 以外的监视用 ROI(监视用 ROI22 至 ROI25)的活动矢量,算出观察用 ROI20 的变形度。

[0101] 具体而言,变形度算出部 15e 通过算出监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量与监视用 ROI22 的活动矢量的垂直分量之间的相对矢量,算出监视用 ROI22 的垂直方向的移动量。另外,变形度算出部 15e 通过算出监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量与监视用 ROI23 的活动矢量的垂直分量之间的相对矢量,算出监视用 ROI23 的垂直方向的移动量。

[0102] 另外,变形度算出部 15e 通过算出监视用 ROI21 的活动矢量的水平分量与监视用 ROI24 的活动矢量的水平分量之间的相对矢量,算出监视用 ROI24 的水平方向的移动量。另外,变形度算出部 15e 通过算出监视用 ROI21 的活动矢量的水平分量与监视用 ROI25 的活动矢量的水平分量之间的相对矢量,算出监视用 ROI25 的水平方向的移动量。

[0103] 由此,变形度算出部 15e 如图 9 的右图所示,例如,可以算出表示向水平方向扩张、且向垂直方向缩小观察用 ROI20 的变形度。

[0104] 具体而言,变形度算出部 15e 根据监视用 ROI24 以及监视用 ROI25 的水平方向的移动量,如图 10A 所示,算出图像“i+1”中的观察用 ROI20 的长边的长度“a”作为变形度。同样,变形度算出部 15e 根据监视用 ROI22 以及监视用 ROI23 的垂直方向的移动量,如图 10A 所示,算出图像“i+1”中的观察用 ROI20 的短边的长度“b”作为变形度。

[0105] 进而,变形度算出部 15e 算出图像“i+1”中的观察用 ROI 的扁平率“(a-b)/a”。即,由于观察用 ROI 为椭圆,因此扁平率作为表示观察用 ROI 的变形度的指标而成为更有用的值。

[0106] 控制部 17 与实施例 1 同样,将根据图像“i+1”生成的校正图像或图像“i+1”显示监视器 2 上,此时,将通过变形度算出部 15e 算出的观察用 ROI 的变形度的信息反映为显示图像。

[0107] 即,控制部 17 以基于通过变形度算出部 15e 算出的观察用 ROI 的变形度 (“a”以及“b”),使监视器 2 显示的图像内的观察用 ROI 变形的方式进行控制。

[0108] 进而,控制部 17 以将监视器 2 显示的图像内的观察用 ROI 的颜色改变为规定的颜色的方式进行控制。具体而言,控制部 17 如图 10B 所示,基于根据通过变形度算出部 15e 算出的扁平率“(a-b)/a”的大小而使色调发生变化的颜色标尺(color scale),来改变观察用 ROI 的颜色的方式进行控制。另外,控制部 17 以将观察用 ROI 着色为半透明的方式进行控制,以便使被显示的图像可参照。

[0109] 通过上述控制部 17 的控制,监视器 2 如图 10C 所示,显示成为与扁平率对应的色调、且重叠了根据变形度变形的观察用 ROI 的校正图像“i+1”或图像“i+1”。

[0110] 另外,反映上述变形度的显示图像例如可以通过校正图像生成部 15c 或图像生成部 15a 的处理生成。

[0111] 并且,控制部 17 以通过操作者将“处理执行开关”设为 OFF,停止活动矢量算出部 15b、校正图像生成部 15c 以及变形度算出部 15e 的处理的方式进行控制。

[0112] 另外,变形度算出部 15e 也可以不使用监视用 ROI21 的活动矢量,而是只基于监视用 ROI22 至 ROI25 的活动矢量来算出观察用 ROI20 的变形度。此时,变形度算出部 15e 通过算出监视用 ROI22 的活动矢量的垂直分量与监视用 ROI23 的活动矢量的垂直分量之间的相对矢量,算出观察用 ROI20 的垂直方向的移动量。另外,变形度算出部 15e 通过算出监视用 ROI24 的活动矢量的水平分量与监视用 ROI25 的活动矢量的水平方向之间的相对矢量,算出观察用 ROI20 的水平方向的移动量。由此,变形度算出部 15e 也可以算出图 10 的(A)所示的观察用 ROI20 的长边的长度“a”与观察用 ROI20 的短边的长度“b”。另外,由此,在实施例 2 中,如图 10C 所示,也可以根据通过变形度算出部 15e 算出的值(长边的长度,短边的长度以及扁平率),显示观察用 ROI 的形状以及颜色发生了变化的图像。

[0113] 其次,使用图 11 针对与实施例 2 相关的超声波诊断装置的处理进行说明。图 11 为用于说明与实施例 2 相关的超声波诊断装置的处理的流程图。另外,在图 11 中,针对预先进行监视用 ROI 以及校正图像生成所使用的阈值的设定后的处理进行说明。

[0114] 如图 11 所示,与实施例 2 相关的超声波诊断装置判断是否已受理了观察用 ROI20 的设定信息以及处理开始要求(步骤 S201)。即,与实施例 2 相关的超声波诊断装置判断是否操作者通过输入装置 3 的描绘功能在 B 模式图像中描绘观察用 ROI20,并且关心区域位置信息取得部 15d 已取得在 B 模式图像中描绘的观察用 ROI20 的位置信息。进而,与实施例 2 相关的超声波诊断装置判断操作者是否已将输入装置 3 具有的“处理执行开关”设为 ON。在此,在未受理到观察用 ROI20 的设定信息以及处理开始要求时(步骤 S201 为否定),超声波诊断装置成为待机状态。

[0115] 另一方面,在已受理观察用 ROI20 的设定信息以及处理开始要求时(步骤 S201 为肯定),控制部 17 判断是否已通过图像生成部 15a 生成了超声波图像(步骤 S202)。另外,活动矢量算出部 15b 基于关心区域位置信息取得部 15d 取得的观察用 ROI20 的位置信息,在观察用 ROI 中设定多个监视用 ROI(图 9 所示的监视用 ROI21 至 ROI25)。

[0116] 在此,在未生成超声波图像时(步骤 S202 为否定),控制部 17 一直待机到生成超声波图像为止。另一方面,在已生成超声波图像时(步骤 S202 为肯定),控制部 17 以在监视器 2 上显示所生成的超声波图像的方式进行控制(步骤 S203),并将所显示的图像设定为

图像“i”(步骤 S204)。

[0117] 并且,控制部 17 判断是否已生成新的超声波图像(步骤 S205),在未生成新的超声波图像时(步骤 S205 为否定),一直待机到生成新的超声波图像为止。

[0118] 另一方面,在已生成新的超声波图像时(步骤 S205 为肯定),控制部 17 将新生成的超声波图像设定为图像“i+1”(步骤 S206),活动矢量算出部 15b 在图像“i”与图像“i+1”之间,算出多个监视用 ROI 各自的活动矢量(步骤 S207)。

[0119] 并且,变形度算出部 15e 根据监视用 ROI21 与监视用 ROI22 至 ROI25 各自的活动矢量,算出图像“i+1”中的观察用 ROI20 的变形度(步骤 S208)。即,变形度算出部 15e 算出观察用 ROI20 的长边的长度“a”以及短边的长度“b”与观察用 ROI 的扁平率。

[0120] 并且,校正图像生成部 15c 判断通过活动矢量算出部 15b 算出的监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量的大小是否在阈值以上(步骤 S209)。在此,在监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量的大小小于阈值时(步骤 S209 为否定),控制部 17 以在监视器 2 上显示使用根据变形度的颜色以及形状描绘出观察用 ROI 的图像“i+1”的方式进行控制。

[0121] 另一方面,在监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量的大小在阈值以上时(步骤 S209 为肯定),校正图像生成部 15c 基于监视用 ROI21 的活动矢量的垂直分量,生成图像“i+1”的校正图像(步骤 S210)。并且,控制部 17 以在监视器 2 上显示使用根据变形度的颜色以及形状描绘出观察用 ROI 的图像“i+1”的校正图像的方式进行控制(步骤 S211)。

[0122] 并且,控制部 17 判断是否已通过操作者将输入装置 3 具有的“处理执行开关”设为 OFF 而受理到处理停止要求(步骤 S213)。在此,在未受理到处理停止要求时(步骤 S213 为否定),控制部 17 将图像“i+1”设定为图像“i”(步骤 S214),并返回至步骤 S205,判断是否已生成新的超声波图像。即,控制部 17 以在步骤 S214 中作为图像“i”设定的超声波图像与步骤 S206 中作为图像“i+1”设定的新图像的图像“i+1”之间执行处理的方式进行控制。

[0123] 另一方面,在已受理处理停止要求时(步骤 S213 为肯定),控制部 17 结束活动矢量算出部 15b、校正图像生成部 15c 以及变形度算出部 15e 的处理。

[0124] 如上所述,在实施例 2 中,关心区域位置信息取得部 15d 取得在超声波图像中通过操作者描绘的观察用 ROI20 的位置信息,活动矢量算出部 15b 基于通过关心区域位置信息取得部 15d 取得的观察用 ROI20 的超声波图像中的位置信息,设定多个监视用 ROI(监视用 ROI21 至 ROI25)。并且,活动矢量算出部 15b 算出多个监视用 ROI 各自的活动矢量,校正图像生成部使用被设定在观察用 ROI20 内的大致中央部分的监视用 ROI21 的活动矢量来生成校正图像。并且,变形度算出部 15e 基于监视用 ROI21 以外的监视用 ROI21 至 ROI25 各自的活动矢量,算出观察用 ROI20 的变形度。例如,变形度算出部 15e 基于监视用 ROI21 的活动矢量、监视用 ROI21 以外的监视用 ROI22 至 ROI25 各自的活动矢量,算出观察用 ROI20 的变形度。

[0125] 因此,根据实施例 2,能够在提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性的同时,不使用超声波弹性成像法等而根据通常使用的 B 模式图像就容易地算出表示观察用 ROI20 的形状的变化的指标。

[0126] 另外,根据实施例 2,控制部 17 以基于通过变形度算出部 15e 算出的观察用 ROI20 的变形度(扁平率),使在监视器 2 上显示的图像内的观察用 ROI20 的色调发生变化的方

式进行控制。另外,根据实施例 2,控制部 17 以基于通过变形度算出部 15e 算出的观察用 ROI20 的变形度(长边以及短边的长度),使在监视器 2 上显示的图像内的观察用 ROI20 发生变形的方式进行控制。因此,根据实施例 2,操作者能够通过使自身描绘的观察用 ROI 变形来识别观察对象的形状变化,进而通过观察用 ROI 的色调来识别观察对象的形状变化的程度。

[0127] 另外,在实施例 2 中,也可以是控制部 17 以在监视器 2 上显示通过变形度算出部 15e 算出的长边以及短边的长度、或偏平率的方式进行控制的情况。通过该处理,操作者也能够识别观察对象的形状变化。

[0128] 另外,在上述中,针对以包含乳房的肿瘤性病变的轮廓的方式设定观察用 ROI20 的情况进行了说明。但是,作为设定观察用 ROI20 的对象,例如存在着在甲状腺等中被观察到的肿瘤性病变或在乳房中被观察到的囊肿(cyst)、或血管、肌腱等各种情况。

[0129] 另外,在上述中,针对设定 4 个监视用 ROI22 至 ROI25 作为第 1 局部区域以外的局部区域的情况进行了说明。但是,作为第 1 局部区域以外的局部区域而被设定的监视用 ROI 数可任意设定。图 12 为用于说明实施例 2 的第 1 变形例的图。

[0130] 例如,与实施例 2 的第 1 变形例相关的活动矢量算出部 15b 如图 12 所示,在观察用 ROI20 的轮廓的上下左右的位置设定监视用 ROI22 至 ROI25。进而,与实施例 2 的第 1 变形例相关的活动矢量算出部 15b 如图 12 所示,除了设定 4 个监视用 ROI22 至 ROI25 之外还设定监视用监视用 ROI26 至 ROI28。监视用 ROI26 以及 ROI27 中,例如通过监视用 ROI21,并与监视用 ROI21 的活动矢量的方向同一方向的直线分别被设定在与观察用 ROI20 的轮廓交叉的位置。另外,监视用 ROI28 以及 ROI29 中,例如为通过监视用 ROI21,并与监视用 ROI21 的活动矢量的方向垂直方向的直线分别被设定在与观察用 ROI20 的轮廓交叉的位置。

[0131] 即,与实施例 2 的第 1 变形例相关的活动矢量算出部 15b 不仅设定监视用 ROI22 至 ROI25,而且根据通过超声波探头实际上被施加在生物体组织上的力的方向,还设定监视用 ROI26 至 ROI28。由此,变形度算出部 15e 可以算出更准确的变形度。另外,也可以是与实施例 2 的第 1 变形例相关的活动矢量算出部 15b 只设定监视用 ROI26 至 ROI28 的情况。

[0132] 另外,在上述中,针对在使用第 1 局部区域的活动矢量来校正垂直方向的移动的同时,使用第 1 局部区域以外的局部区域的活动矢量来算出观察用 ROI20 的变形度的情况进行了说明。但是实施例 2 也可以是不进行使用第 1 局部区域的活动矢量的垂直方向的移动的校正的情况。

[0133] 即,与实施例 2 的第 2 变形例相关的活动矢量算出部 15b 当在超声波图像中描绘出关心区域时,在通过图像生成部 15a 生成的多个超声波图像中,在作为沿着时间序列连续的 2 个超声波图像的第 1 图像以及第 2 图像之间算出在该关心区域内设定的多个局部区域各自的活动矢量局部区域的活动矢量。并且,与实施例 2 的第 2 变形例相关的变形度算出部 15e 基于通过活动矢量算出部 15b 算出的多个局部区域各自的活动矢量,算出上述关心区域的变形度。

[0134] 具体而言,在实施例 2 的第 2 变形例中,在观察用 ROI20 的轮廓中设定多个监视用 ROI。图 13 为用于说明实施例 2 的第 2 变形例的图。

[0135] 例如,在实施例 2 的第 2 变形例中,如图 13 所示,在作为椭圆的观察用 ROI20 中在长边的 2 端点与短边的 2 端点的 4 处只设定监视用 ROI22 至 ROI25。并且,活动矢量算出部

15b 算出监视用 ROI22 至 ROI25 各自的活动矢量,变形度算出部 15e 基于监视用 ROI22 至 ROI25 各自的活动矢量,算出观察用 ROI20 的变形度。

[0136] 在实施例 2 的第 2 变形例中,通过算出观察用 ROI20 的变形度,例如如图 10 所例示的,也可以显示观察用 ROI 的形状以及颜色发生变化的图像。在实施例 2 的第 2 变形例中,由于未校正垂直方向的移动,因此在超声波图像上显示的观察用 ROI 虽然存在向垂直方向移动的情况,但可以向操作者提供与变形度有关的信息。因此,在实施例 2 的第 2 变形例中,也能够提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性。

[0137] 然而,在上述实施例 1 以 2 中,针对基于监视用 ROI 的图像内的相似度进行活动矢量的算出的情况进行了说明。但是,也可以是活动矢量的算出例如通过使用组织多普勒的速度信息等来进行的情况。

[0138] 即,可执行组织多普勒法的多普勒处理部 14 能够通过分析各发送脉冲的反射波数据的相位变化,算出被检体 P 内的生物体组织的多点的速度信息。因此,活动矢量算出部 15b 通过使多普勒处理部 14 在各帧中算出的速度值与帧间的时间相乘,可以算出监视用 ROI 的帧 (frame) 间的移动距离 (活动矢量)。通过使用该方法,能够缩短活动矢量算出部 15b 的处理时间。

[0139] 另外,在上述实施例 1 以及 2 中,也可以是将基于组织多普勒法的多普勒图像作为图像处理部 15 的图像处理对象的情况。即,在 B 模式图像中边界或存在本身不鲜明识别困难的肿瘤性病变,假设如果变形的程度与周围组织不同,则在组织多普勒法中的图像中,被映像化为其他颜色,因此很容易确认肿瘤性病变的存在。因此,通过将基于组织多普勒法的多普勒图像作为图像处理部 15 的图像处理对象,从而能够更加辅助医师进行的图像诊断。

[0140] 另外,在上述实施例 1 以及 2 中,针对在进行肿瘤性病变的诊断时进行图像处理部 15 的图像处理的情况进行了说明。但是,在本实施例 1 以及 2 中所说明的图像处理也可以是在使用一般的超声波图像的检查中进行的情况。即,超声波诊断装置即便是伴随超声波探头 1 的移动而被检体的体表收到压迫而成为观察对象的生物体组织移动时,也可以显示观察对象的垂直方向的位置成为大致一定的超声波图像,其结果,能够提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性。

[0141] 另外,在上述实施例 1 以及 2 中,针对对于沿着时间序列依次生成的超声波图像实时进行图像处理的情况进行了说明。但是,图像处理部 15 的图像处理并不限于与超声波图像的生成一起被实时执行的情况,也可以是读出图像存储器 16 中已存储的沿着时间序列的多个超声波图像来执行的情况。

[0142] 在上述实施例 1 以及 2 中,针对在超声波诊断装置中进行对于超声波图像的图像处理的情况进行了说明。但是,上述实施例 1 以及 2 的图像处理也可以是与超声波诊断装置独立设置的图像处理装置来进行的情况。具体而言,上述实施例 1 以及 2 的图像处理也可以是具有图 2 或图 7 所示的图像生成部 15a 以外的图像处理部 15 的功能的图像处理装置从作为超声波诊断装置或管理各种医用图像数据的系统的 PACS (Picture Archiving and Communication Systems) 的数据库或管理添加了医用图像的电子病历的电子病历系统的数据库中接收沿着时间序列的多个超声波图像来进行的情况。

[0143] 另外,在上述实施例 1 以及 2 中所说明的图像处理方法可以通过在作为个人计算机或工作站等计算机的图像处理装置中执行事先准备的图像处理程序来实现。该图像处

理程序可以经由互联网 (internet) 等网络 (network) 来分发。另外,该图像处理程序被也可以通过存储至硬盘 (hard disk)、软盘 (Flexible Disk) (FD)、CD-ROM、DVD 等计算机 (computer) 可读存储介质内,并由作为计算机的图像处理装置从存储介质中读取来执行。

[0144] 另外,图示的各装置各构成要素为功能概念性要素,未必需要在物理上如图示那样构成。即,各装置的分散/统合的具体方式并不限于图示,其全部或一部分可以根据各种负荷或使用状况等,以任意单位在功能上或物理上分散/统合而构成。进而,在各装置中进行的各处理功能,其全部或任意一部分可以通过 CPU 以及该 CPU 可解析执行的程序来实现,或者作为基于布线逻辑 (wired logic) 的硬件 (hardware) 来实现。

[0145] 如以上所说明的,根据实施例 1 以及实施例 2,能够提高超声波图像中的观察对象的视觉识别性。

[0146] 对本发明的几个实施方式进行了说明,但这些实施方式是作为例子而示出的,并不意图限定发明的范围。这些实施方式能够通过其他方式来实施,在不脱离发明的要旨范围内,可以进行种种省略、置换、变更。这些实施方式或其变形与被包含在发明范围或要旨内一样,被包含在专利要求的范围内所述的发明与其均等范围内。

[0147] 还有,根据上述实施方式中公开的适宜多个的构成要素的组合,可以形成各种的发明。例如:既可以削除从实施方式中显示的全部构成要素的几个构成要素,又可以适当地组合不同实施方式内的构成要素。

[0148] 本领域技术人员容易想到其它优点和变更方式。因此,本发明就其更宽的方面而言不限于这里示出和说明的具体细节和代表性的实施方式。因此,在不背离由所附的权利要求书以及其等同物限定的一般发明概念的精神和范围的情况下,可以进行各种修改。

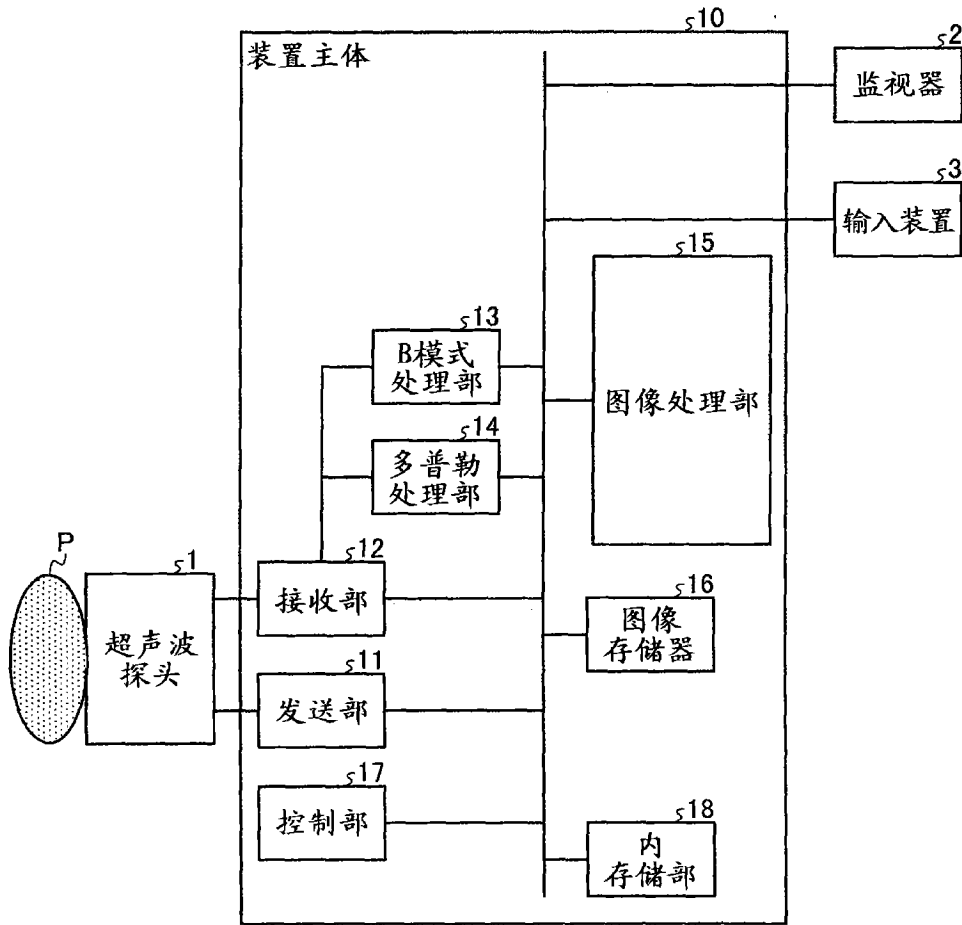


图 1

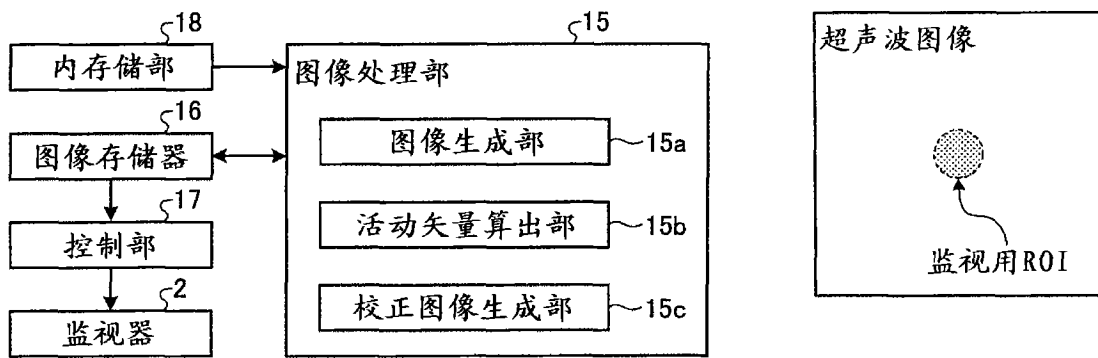


图 2

图 3

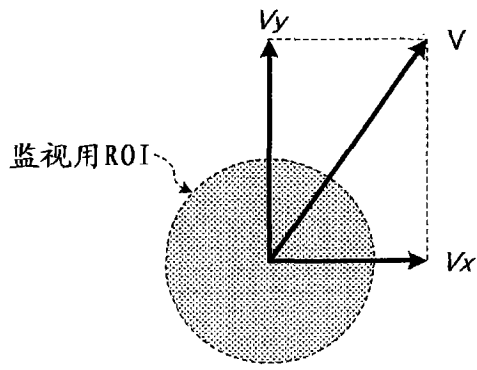


图 4

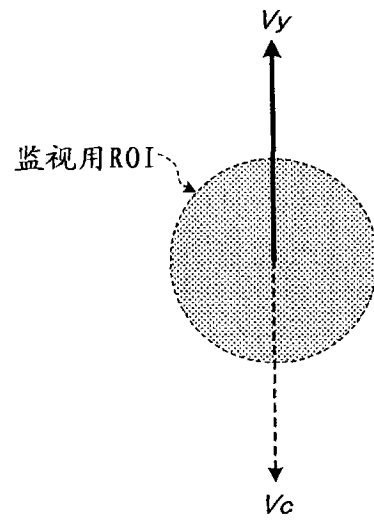


图 5

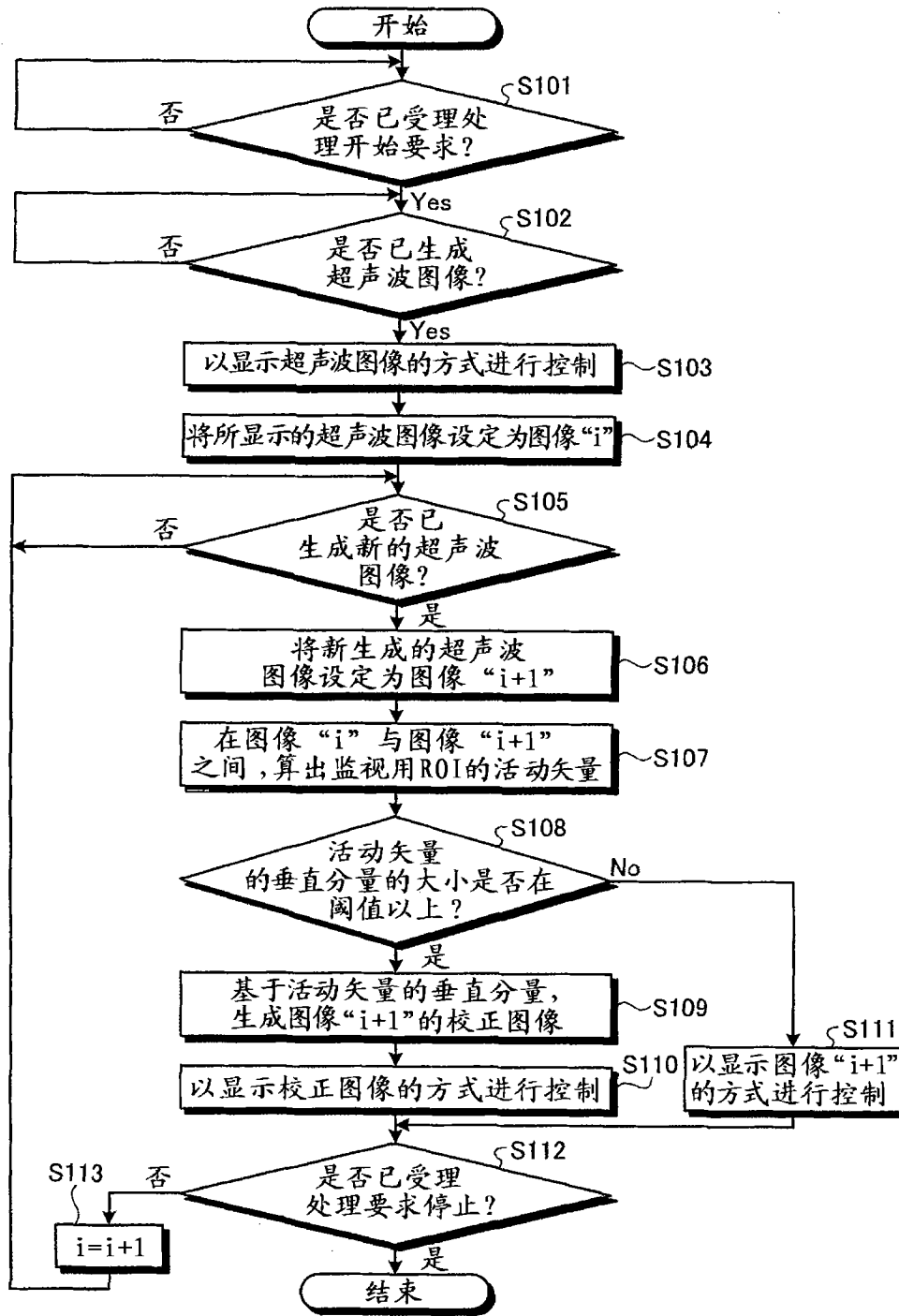


图 6

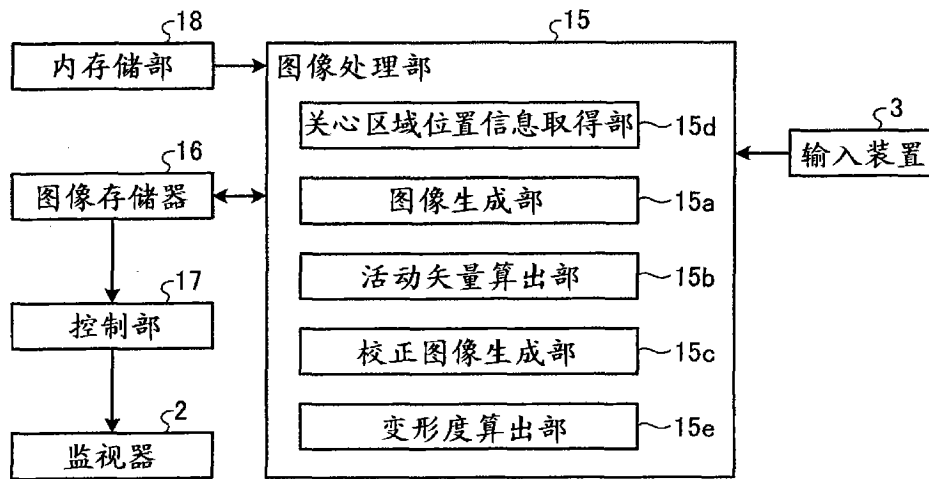


图 7

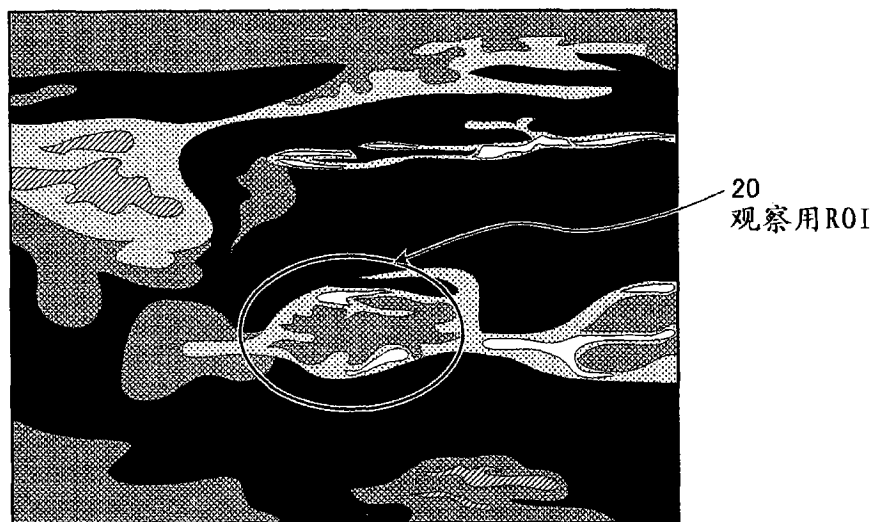


图 8

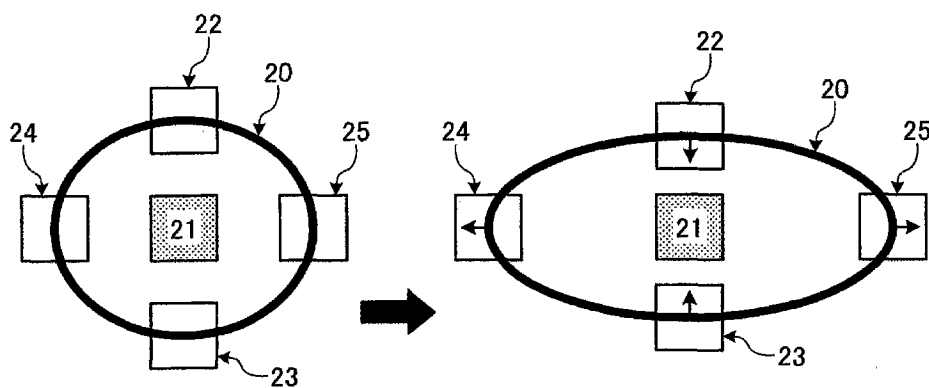


图 9

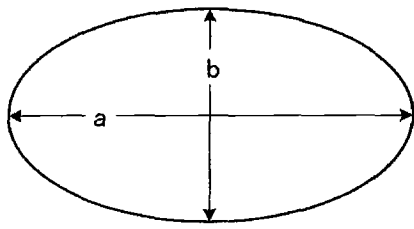


图 10B

图 10A

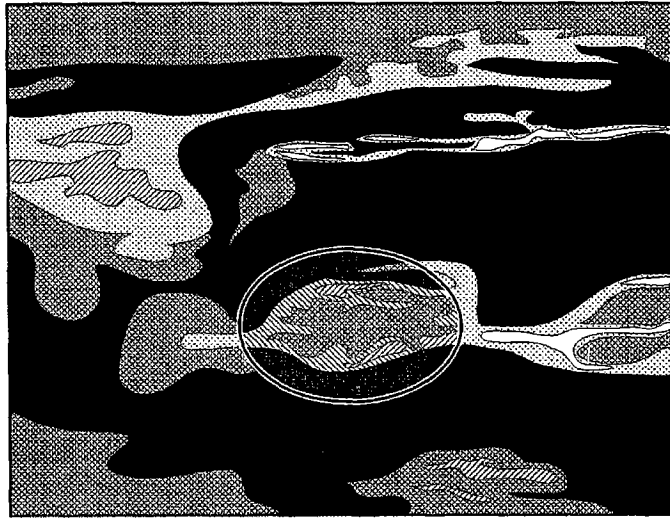


图 10C

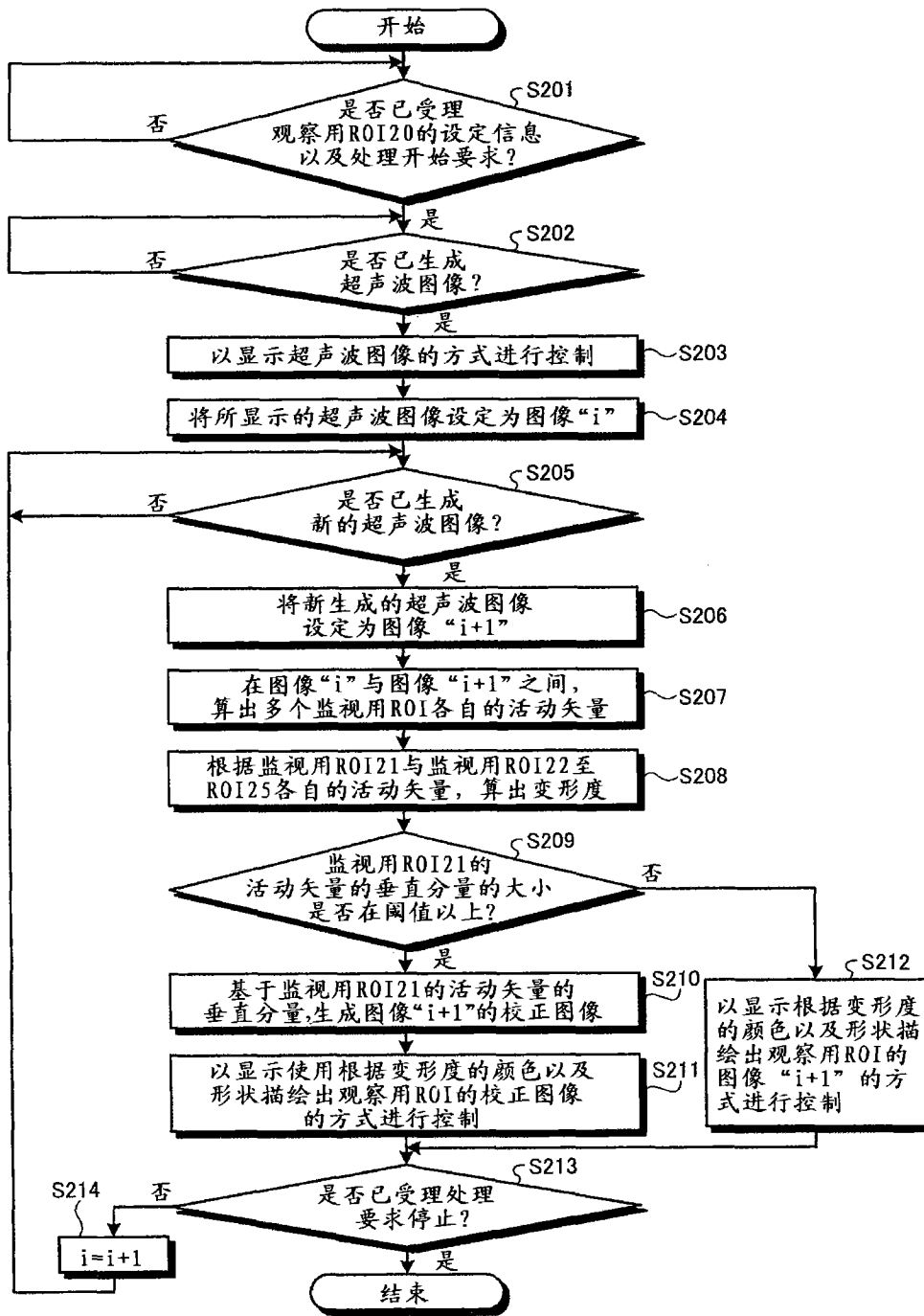


图 11

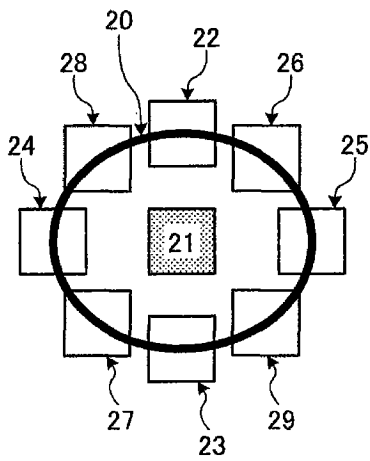


图 12

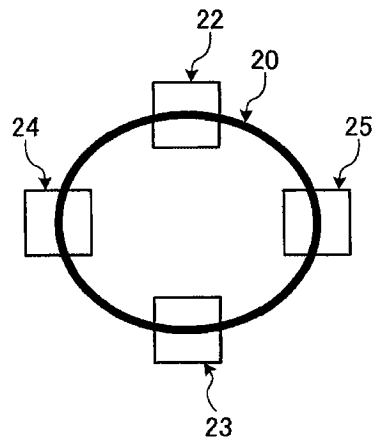


图 13

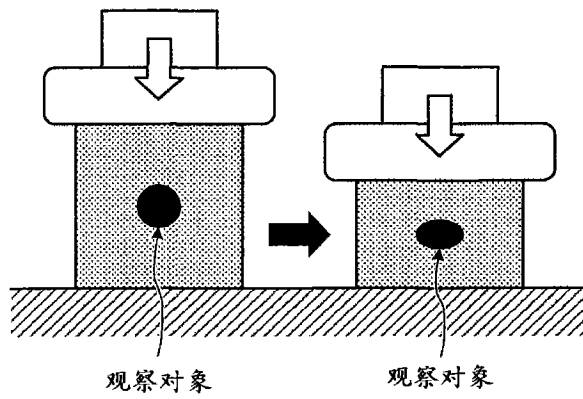


图 14A

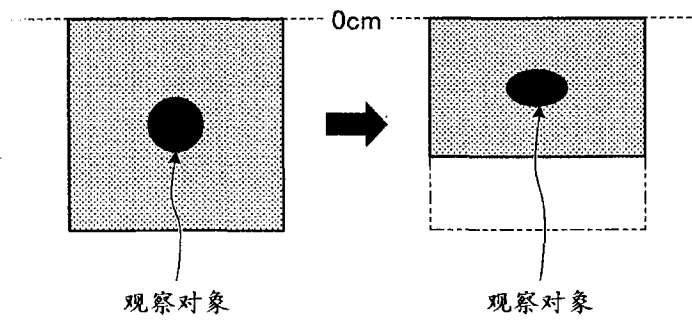


图 14B

专利名称(译)	超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法		
公开(公告)号	CN102204831A	公开(公告)日	2011-10-05
申请号	CN201110081908.6	申请日	2011-03-29
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
[标]发明人	神山直久		
发明人	神山直久		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S7/52042 G01S7/5205 A61B8/485 A61B8/469 G01S7/52071 A61B8/08		
代理人(译)	李伟 王轶		
优先权	2010081030 2010-03-31 JP 2011017988 2011-01-31 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置、图像处理装置以及图像处理方法。本发明涉及的超声波诊断装置具备图像生成部、活动矢量算出部、校正图像生成部、控制部。图像生成部生成沿着时间序列的多个超声波图像，活动矢量算出部在通过图像生成部生成的多个超声波图像中，在沿着时间序列连续的2个超声波图像(第1图像以及第2图像)之间算出局部区域的活动矢量。并且，校正图像生成部基于通过活动矢量算出部算出的活动矢量中的超声波的扫描线方向分量，来生成校正第2图像的校正图像。并且，控制部以使通过校正图像生成部生成的校正图像显示在监视器上的方式进行控制。

