



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101999907 A

(43) 申请公布日 2011.04.06

(21) 申请号 201010273768.8

(22) 申请日 2010.08.25

(30) 优先权数据

2009-195004 2009.08.26 JP

(71) 申请人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 谷川俊一郎 见山广二 船矢晴二

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司
72001

代理人 柯广华 徐予红

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006.01)

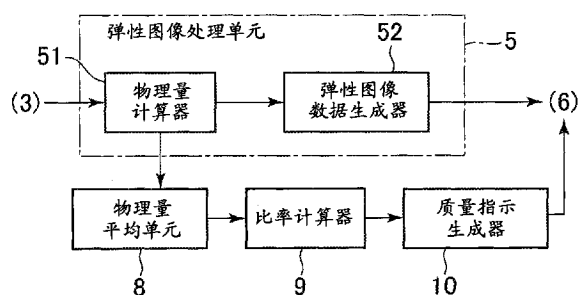
权利要求书 2 页 说明书 14 页 附图 10 页

(54) 发明名称

超声诊断设备

(57) 摘要

超声诊断设备(1)包括:物理量计算器(51),用于将相关窗口设置到通过向/自生物组织发送/接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号,以及执行相关窗口之间的相关算术运算,由此计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;弹性图像数据生成器(52),用于基于物理量关于超声波的发送/接收表面的弹性图像形成区域生成生物组织的弹性图像数据;物理量平均单元(8),用于对于每一帧计算弹性图像形成区域中的物理量的平均值;比较器(9),用于比较物理量平均单元(8)所计算的值和物理量的预设平均值;以及通知单元(7),用于通知比较器的比较结果。



1. 一种超声诊断设备 (1), 包括:

物理量计算器 (51), 用于将相关窗口设置到通过向 / 自生物组织发送 / 接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号, 并且执行相关窗口之间的相关算术运算, 由此计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;

弹性图像数据生成器 (52), 用于基于所述物理量, 关于所述超声波的发送 / 接收表面的弹性图像形成区域生成所述生物组织的弹性图像数据;

物理量平均单元 (8), 用于对于每一帧计算所述弹性图像形成区域中的所述物理量的平均值;

比较器 (9), 用于比较所述物理量平均单元所计算的值和所述物理量的预设平均值; 以及

通知单元 (7), 用于通知所述比较器的比较结果。

2. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述物理量平均单元 (8) 计算关于其中执行对均大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值。

3. 如权利要求 1 或 2 所述的超声诊断设备 (1), 其中, 所述比较器 (9) 计算所述物理量平均单元 (8) 所计算的值与所述物理量的预设平均值的比率, 作为所述比较结果。

4. 如权利要求 1 至 3 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中, 每一帧由所述比较器 (9) 得到的比较结果被在多帧上求平均, 并且通知所述通知单元 (7)。

5. 一种超声诊断设备 (20), 包括:

物理量计算器 (51), 用于将相关窗口设置到通过向 / 自生物组织发送 / 接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号, 并且执行相关窗口之间的相关算术运算, 由此计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;

弹性图像数据生成器 (52), 用于基于所述物理量, 关于所述超声波的发送 / 接收表面的弹性图像形成区域生成所述生物组织的弹性图像数据;

相关系数平均单元 (21), 用于对每一帧计算所述弹性图像形成区域中的、所述相关窗口之间的所述相关算术运算中的相关系数的平均值; 以及

通知单元 (7), 用于通知所述相关系数平均单元的计算结果。

6. 如权利要求 5 所述的超声诊断设备 (20), 其中, 每一帧由所述相关系数平均单元 (21) 得到的计算结果被在多帧上求平均, 并且通知所述通知单元 (7)。

7. 一种超声诊断设备 (30), 包括:

物理量计算器 (51), 用于基于通过向 / 自生物组织发送 / 接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号, 计算与所述生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;

弹性图像数据生成器 (52), 用于基于所述物理量, 关于所述超声波的发送 / 接收表面的弹性图像形成区域生成所述生物组织的弹性图像数据;

物理量平均单元 (8), 用于对每一帧计算所述弹性图像形成区域中的、关于其中执行对大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值;

比率计算器 (9), 用于计算所述物理量平均单元 (8) 所计算的值与所述物理量的预设平均值的比率;

相关系数平均单元 (21), 用于对每一帧计算所述弹性图像形成区域中的、所述相关窗口之间的所述相关算术运算中的相关系数的平均值;

乘法器 (31), 用于将所述比率计算器 (9) 的所计算值与所述相关系数平均单元 (21) 的所计算值彼此相乘; 以及

通知单元 (7), 用于通知所述乘法器的相乘结果。

8. 如权利要求 7 所述的超声诊断设备 (30), 其中, 每一帧由所述乘法器 (31) 得到的计算结果被在多帧上求平均, 并且通知所述通知单元 (7)。

9. 如权利要求 7 或 8 所述的超声诊断设备 (30), 其中, 所述乘法器 (31) 对所述比率计算器 (9) 的所计算值和所述相关系数平均单元 (21) 的所计算值执行加权算术运算。

10. 一种超声诊断设备 (40), 包括:

物理量计算器 (51), 用于基于通过向 / 自生物组织发送 / 接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号, 计算与所述生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;

弹性图像数据生成器 (52), 用于基于所述物理量, 在所述超声波的发送 / 接收表面的弹性图像形成区域中生成所述生物组织的弹性图像数据;

物理量平均单元 (8), 用于对每一帧计算所述弹性图像形成区域中的、关于其中执行对大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值;

比率计算器 (9), 用于计算所述物理量平均单元 (8) 所计算的值与所述物理量的预设平均值的比率;

相关系数平均单元 (21), 用于对每一帧计算所述弹性图像形成区域中的、所述相关窗口之间的所述相关算术运算中的相关系数的平均值;

乘法器 (31), 用于将所述比率计算器 (9) 的所计算值与所述相关系数平均单元 (21) 的所计算值彼此相乘;

通知单元 (7), 能够通过切换来通知所述比率计算器 (9) 的计算结果、所述相关系数平均单元 (21) 的计算结果或者所述乘法器 (31) 的相乘结果; 以及

操作单元 (12), 用于输入用于切换到通知单元 (7) 的指令。

超声诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断设备,具体来说,涉及显示指示生物组织的硬度或软度的弹性图像的超声诊断设备。

背景技术

[0002] 在例如专利文献 1 等等中已经公开一种将常规 B 模式图像和指示生物组织的硬度或软度的弹性图像组合在一起并且显示组合结果的超声诊断设备。在这种类型的超声诊断设备中,以如下方式生成弹性图像。首先,向生物组织发送并且从其接收超声波,同时由超声探头重复从体表按压及其松弛,由此获取回波信号。然后,基于所获取的回波信号来计算与生物组织的弹性有关的物理量。将物理量转换成色调信息,由此形成彩色弹性图像。顺便提一句,例如,基于生物组织的变形的位移(下文中简称“位移”)等等作为与生物组织的弹性有关的物理量来计算。

[0003] 将略微详细地说明用于计算物理量的方法的一个示例。各具有与预定数量的数据对应的宽度的相关窗口首先分别设置到在相同声线上、在时间上相互不同的两个回波信号。相关算术运算在相关窗口之间执行,以便计算物理量。在专利文献 2 中,例如,相关算术运算在相关窗口之间执行,由此计算两个回波信号之间的波形的偏移。假定波形的这种偏移是位移。

[0004] 顺便提一句,当象在例如缺乏按压及其松弛的程度等的情况下那样,生物组织的变形不充分时,通过相关算术运算所计算的值可能不会表现为对应于生物组织的弹性的差异的差。在这种情况下,没有使弹性图像成为在其上准确反映生物组织的弹性的图像。

[0005] 另一方面,当按压及其松弛的程度过度时,横向偏移可能在生物组织中发生。在这种情况下获取的各回波信号因横向偏移而包含噪声,使得存在相关算术运算中的相关系数变低的忧虑。存在如下忧虑:当按压及其松弛的程度过度时,生物组织的变形如此过度,使得设置到两个回波信号的相关窗口相互不匹配,因而减小相关系数。当相关算术运算中的相关系数在这里变低时,无法得到作为在其上准确反映生物组织的弹性的所计算值的所产生计算值。因此,当相关算术运算中的相关系数变得较低时,无法得到在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0006] 各回波信号的强度在超声反射器的数量小的区域以及在发射超声波因其衰减而难以达到的生物组织的深层部分变得不够。因此,对于信号强度不够的各回波信号的相关算术运算中的相关系数变低。当超声探头的按压及其松弛的方向与超声波声线方向不一致时,发生上述横向偏移。因此,在这种状态中所获取的对各回波信号的相关算术运算中的相关系数也变低。因此,甚至在这些情况下无法得到在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0007] 但是,即使没有得到在其上这样准确反映生物组织的弹性的弹性图像,已经查看了弹性图像的操作人员也难以确定它是否是在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0008] 因此,在专利文献 3 中公开了一种方法,其中,为了允许操作人员易于确定弹性图

像是否为在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像,计算各指示相关算术运算所得到的弹性的值的逐帧平均值,并且关于其平均值显示“H”(高)、“M”(中等)和“L”(低)的评估结果。

[0009] [现有技术文献]

[0010] [专利文献]

[0011] [专利文献 1] 日本未审查特许公报 No. 2005-118152

[0012] [专利文献 2] 日本未审查特许公报 No. 2008-126079

[0013] [专利文献 3]USP No. 6558324

发明内容

[0014] 技术问题

[0015] 但是,由于专利文献 3 目的在于检测在生物组织的变形不充分的状态中形成了弹性图像,所以当平均值变得较低时进行更差评估(如果具体描述的话,为“L”)。另一方面,如果平均值高,则作出“H”的评估。但是,甚至在过度执行对生物组织的按压及其松弛并且如上所述包括由相关算术运算所得到的所计算值在相关系数低时,也没有获得在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。因此,专利文献 3 的方法可能变得不足以进行关于是否获得在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像的判定,并且可能缺乏其判定的正确性。

[0016] 希望解决前面所述的问题。

[0017] 对问题的解决方案

[0018] 根据第一方面的本发明提供一种超声诊断设备,它包括:物理量计算器,用于将相关窗口设置到通过向/自生物组织发送/接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号,以及执行相关窗口之间的相关算术运算,由此计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;弹性图像数据生成器,用于基于物理量,关于超声波的发送/接收表面的弹性图像形成区域生成生物组织的弹性图像数据;物理量平均单元,用于对于每一帧计算弹性图像形成区域中的物理量的平均值;比较器,用于比较物理量平均单元所计算的值和物理量的预设平均值;以及通知单元,用于通知比较器的比较结果。

[0019] 根据第二方面的本发明,提供一种超声诊断设备,其中,在根据第一方面的本发明中,物理量平均单元计算关于其中执行对各大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值。

[0020] 根据第三方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第一或第二方面的本发明中,比较器计算物理量平均单元所计算的值与物理量的预设平均值的比率,作为比较结果。

[0021] 根据第四方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第一至第三方面中的任一方面的本发明中,每一帧由比较器所得到的比较结果被在多帧上求平均,并且通知通知单元。

[0022] 根据第五方面的本发明提供一种超声诊断设备,它包括:物理量计算器,用于将相关窗口设置到通过向/自生物组织发送/接收超声波所获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号,以及执行相关窗口之间的相关算术运算,由此计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量;弹性图像数据生成器,用于基于物理量,关于超声波的发

送 / 接收表面的弹性图像形成区域生成生物组织的弹性图像数据 ; 相关系数平均单元, 用于对每一帧计算弹性图像形成区域中的、相关窗口之间的相关算术运算中的相关系数的平均值 ; 以及通知单元, 用于通知相关系数平均单元的计算结果。

[0023] 根据第六方面的本发明提供一种超声诊断设备, 其中, 在根据第五方面的本发明中, 每一帧由相关系数平均单元所得到的计算结果被在多帧上求平均, 并且通知所述通知单元。

[0024] 根据第七方面的本发明提供一种超声诊断设备, 它包括 : 物理量计算器, 用于基于向 / 自生物组织发送 / 接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号, 计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量 ; 弹性图像数据生成器, 用于基于物理量, 关于超声波的发送 / 接收表面的弹性图像形成区域生成生物组织的弹性图像数据 ; 物理量平均单元, 用于对每一帧计算弹性图像形成区域中的、关于其中执行对大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值 ; 比率计算器, 用于计算物理量平均单元所计算的值与物理量的预设平均值的比率 ; 相关系数平均单元, 用于对每一帧计算弹性图像形成区域中的、相关窗口之间的相关算术运算中的相关系数的平均值 ; 乘法器, 用于将比率计算器的所计算值与相关系数平均单元的所计算值彼此相乘 ; 以及通知单元, 用于通知乘法器的乘法结果。

[0025] 根据第八方面的本发明提供一种超声诊断设备, 其中, 在根据第七方面的本发明中, 每一帧由乘法器所得到的计算结果被在多帧上求平均, 并且通知所述通知单元。

[0026] 根据第九方面的本发明提供一种超声诊断设备, 其中, 在根据第七或第八方面的本发明中, 乘法器对比率计算器的所计算值和相关系数平均单元的所计算值执行加权算术运算。

[0027] 根据第十方面的本发明提供一种超声诊断设备, 它包括 : 物理量计算器, 用于基于向 / 自生物组织发送 / 接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号, 计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量 ; 弹性图像数据生成器, 用于基于物理量在超声波的发送 / 接收表面的弹性图像形成区域中生成生物组织的弹性图像数据 ; 物理量平均单元, 用于对每一帧计算弹性图像形成区域中的、关于其中执行对大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值 ; 比率计算器, 用于计算物理量平均单元所计算的值与物理量的预设平均值的比率 ; 相关系数平均单元, 用于对每一帧计算弹性图像形成区域中的、相关窗口之间的相关算术运算中的相关系数的平均值 ; 乘法器, 用于将比率计算器的所计算值与相关系数平均单元的所计算值彼此相乘 ; 通知单元, 能够通过切换来通知比率计算器的计算结果、相关系数平均单元的计算结果或者乘法器的相乘结果 ; 以及操作单元, 用于输入用于切换到通知单元的指令。

[0028] 发明的有利效果

[0029] 根据本发明, 由于显示弹性图像形成区域中的、生物组织中相应区域的物理量的平均值与物理量的预设平均值之间的比较结果, 所以操作人员能够易于确定对生物组织的按压及其松弛的程度是否不充分或过度。因此, 有可能从比常规观点更广义的观点来评估基于弹性图像数据所显示的弹性图像是否为其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0030] 通过计算关于其中执行对各大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术操作的相关窗口所得到的物理量的平均值所得到的平均值是通过消除相关系数低的一部分、例如

各回波信号的强度不够的一部分、已经产生生物组织的横向偏移的一部分、等等的位移而得到的平均值。因此,这种平均值与物理量的预设平均值(理想值)之间的比较结果指示是否正以适当的强度分别执行对生物组织的按压及其松弛。如上所述,操作人员能够从比较结果的显示中更准确地掌握是否正以适当的强度分别执行对生物组织的按压及其松弛。

[0031] 每一帧由比较器所得到的比较结果被在多帧上求平均并且在显示单元上显示,由此使得有可能显示稳定的比较结果。

[0032] 根据另一个发明,由于显示弹性图像形成区域中的、相关窗口之间的相关算术运算中的相关系数的平均值的计算结果,所以操作人员能够从与常规观点不同的观点来评估基于弹性图像数据所显示的弹性图像是否为在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0033] 每一帧由相关系数平均单元所得到的计算结果被在多帧上求平均并且在显示单元上显示,由此使得有可能显示稳定的计算结果。

[0034] 又根据另一个发明,由比率计算器使用关于其中执行了对各大于或等于预定阈值的相关系数的相关算术运算的相关窗口所得到的物理量的平均值所计算的值以及由相关系数平均单元所计算的值被乘法器彼此相乘。显示这个相乘结果。这个相乘结果相当于将用于对生物组织的按压及其松弛的程度的元素与用于相关系数的元素相加。因此,有可能从比常规观点更广义的观点来评估是否获得在其上准确反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0035] 每一帧由乘法器所得到的相乘结果被在多帧上求平均并且在显示单元上显示,由此使得有可能显示稳定的相乘结果。

[0036] 根据本发明,由于可通过切换来显示比率计算器的计算结果、相关系数平均单元的计算结果以及乘法器的相乘结果,所以可从比常规观点更广义的观点来评估是否提供在其上准确反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0037] 通过以下对附图中所示的本发明的优选实施例的描述,本发明的其它目的和优点将会显而易见。

附图说明

[0038] 图 1 是示出根据本发明的超声诊断设备的第一实施例的示意配置的框图。

[0039] 图 2 是示出图 1 所示的超声诊断设备的不完整配置的框图。

[0040] 图 3 是用于描述 B 模式图像数据和弹性图像数据的生成的简图。

[0041] 图 4 是示出图 1 所示的超声诊断设备中的显示单元的显示的一个示例的简图。

[0042] 图 5 是用于说明在生成弹性图像数据时的物理量的计算的简图。

[0043] 图 6 是示出比率计算器中使用的函数的图表的简图。

[0044] 图 7 示出显示单元的显示的一个示例,并且是用于描述显示质量指示以便随时间的流逝从左至右流动的简图。

[0045] 图 8 示出显示单元的显示的一个示例,并且是用于描述显示质量指示以便随时间的流逝从左至右流动的简图。

[0046] 图 9 示出显示单元的显示的一个示例,并且是用于描述显示质量指示以便随时间的流逝从左至右流动的简图。

[0047] 图 10 示出显示单元的显示的一个示例,并且是说明质量指示的另一个示例的简

图。

[0048] 图 11 是示出根据本发明的超声诊断设备的第二实施例的示意配置的框图。

[0049] 图 12 是示出图 11 所示的超声诊断设备的不完整配置的框图。

[0050] 图 13 是示出根据本发明的超声诊断设备的第三实施例的示意配置的框图。

[0051] 图 14 是示出图 13 所示的超声诊断设备的不完整配置的框图。

[0052] 图 15 是示出根据本发明的超声诊断设备的第四实施例的示意配置的框图。

[0053] 图 16 是示出图 15 所示的超声诊断设备的不完整配置的框图。

[0054] 图 17 是说明质量指示的另一个示例的简图。

[0055] 图 18 是示出已经显示质量指示的另一个示例的显示单元的简图。

[0056] 附图标记的说明：

[0057] 图 1

[0058] 3 发送 - 接收单元，

[0059] 4 B 模式图像处理单元，

[0060] 5 弹性图像处理单元，

[0061] 6 组合器，

[0062] 7 显示单元，

[0063] 8 物理量平均单元，

[0064] 9 比率计算器，

[0065] 10 质量指示生成器，

[0066] 11 控制器，

[0067] 12 操作单元

[0068] 图 2

[0069] 5 弹性图像处理单元，

[0070] 51 物理量计算器，

[0071] 52 弹性图像数据生成器，

[0072] 8 物理量平均单元，

[0073] 9 比率计算器，

[0074] 10 质量指示生成器

[0075] 图 3

[0076] B 模式图像数据

[0077] 弹性图像数据

[0078] 图 11

[0079] 3 发送 - 接收单元，

[0080] 4 B 模式图像处理单元，

[0081] 5 弹性图像处理单元，

[0082] 6 组合器，

[0083] 7 显示单元，

[0084] 10 质量指示生成器，

[0085] 11 控制器，

- [0086] 12 操作单元，
- [0087] 21 相关系数平均单元
- [0088] 图 12
- [0089] 5 弹性图像处理单元，
- [0090] 51 物理量计算器，
- [0091] 52 弹性图像数据生成器，
- [0092] 10 质量指示生成器，
- [0093] 21 相关系数平均单元
- [0094] 图 13
- [0095] 3 发送 - 接收单元，
- [0096] 4 B 模式图像处理单元，
- [0097] 5 弹性图像处理单元，
- [0098] 6 组合器，
- [0099] 7 显示单元，
- [0100] 8 物理量平均单元，
- [0101] 9 比率计算器，
- [0102] 10 质量指示生成器，
- [0103] 11 控制器，
- [0104] 12 操作单元，
- [0105] 21 相关系数平均单元
- [0106] 图 14
- [0107] 5 弹性图像处理单元，
- [0108] 51 物理量计算器，
- [0109] 52 弹性图像数据生成器，
- [0110] 8 物理量平均单元，
- [0111] 9 比率计算器，
- [0112] 10 质量指示生成器，
- [0113] 21 相关系数平均单元
- [0114] 图 15
- [0115] 3 发送 - 接收单元，
- [0116] 4 B 模式图像处理单元，
- [0117] 5 弹性图像处理单元，
- [0118] 6 组合器，
- [0119] 7 显示单元，
- [0120] 8 物理量平均单元，
- [0121] 9 比率计算器，
- [0122] 10 质量指示生成器，
- [0123] 11 控制器，
- [0124] 12 操作单元，

- [0125] 21 相关系数平均单元
- [0126] 图 16
- [0127] 5 弹性图像处理单元,
- [0128] 51 物理量计算器,
- [0129] 52 弹性图像数据生成器,
- [0130] 8 物理量平均单元,
- [0131] 9 比率计算器,
- [0132] 10 质量指示生成器,
- [0133] 21 相关系数平均单元

具体实施方式

[0134] 下面基于附图详细说明本发明的实施例。

[0135] < 第一实施例 >

[0136] 首先将基于图 1 至 10 来说明第一实施例。图 1 所示的超声诊断设备 1 配备有超声探头 2、发送 - 接收单元 3、B 模式图像处理单元 4、弹性图像处理单元 5、组合器 6、显示单元 7、物理量平均单元 8、比率计算器 9 和质量指示生成器 10。此外,超声诊断设备 1 包括控制器 11 和操作单元 12。

[0137] 超声探头 2 将超声波发送到生物组织,并且接收其回波。如稍后描述的,基于通过执行超声波的发送 / 接收、同时在使超声探头 2 与生物组织的表面接触的状态中重复按压和松弛所获得的回波信号生成弹性图像。

[0138] 发送 - 接收单元 3 在预定扫描条件下驱动超声探头 2,以便每一声线地执行超声波的扫描。发送 - 接收单元 3 对超声探头 2 所接收的各回波信号执行信号处理、如波束成形处理。将经过发送 - 接收单元 3 的信号处理的回波信号输出到 B 模式图像处理单元 4 和弹性图像处理单元 5。从发送 - 接收单元 3 输出的回波信号可作为原始数据存储在未示出的存储单元中。

[0139] 顺便提一句,发送 - 接收单元 3 分开执行用于生成 B 模式图像的扫描和用于生成弹性图像的扫描。作为用于生成弹性图像的扫描,在用于生成对象的弹性图像的区域中、在相同声线上进行两次扫描。

[0140] B 模式图像处理单元 4 对于从发送 - 接收单元 3 输出的回波信号执行诸如对数压缩处理、包络检测处理之类的 B 模式处理,由此生成 B 模式图像数据。但是,B 模式图像处理单元 4 可基于作为原始数据存储在存储单元中的回波信号来生成 B 模式图像数据。

[0141] 弹性图像处理单元 5 基于从发送 - 接收单元 3 输出的回波信号生成弹性图像数据。但是,弹性图像处理单元 5 可基于作为原始数据存储在存储单元中的回波信号,以与 B 模式图像处理单元 4 相似的方式来生成 B 模式图像数据。

[0142] 将略微更详细地说明弹性图像处理单元 5。如图 2 所示,弹性图像处理单元 5 具有物理量计算器 51 和弹性图像数据生成器 52。物理量计算器 51 计算因超声探头 2 的按压及其松弛所产生的生物组织的相应部位或区域的变形引起的位移(下文中简称“位移”),作为与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量。物理量计算器 51 基于在时间上不同、属于两帧(i)和(ii)的相同声线上的两个回波信号来计算位移,如图 3 所示。如稍后将描述

的,将相关窗口 W1 和 W2 设置到回波信号 (参见图 5)。在这些相关窗口 W1 与 W2 之间执行相关算术运算,以便计算各位移。然后,弹性图像数据生成器 52 基于位移来生成与一个像素对应的弹性图像数据。物理量计算器 51 是说明本发明中的物理量计算器的一个实施例的一个示例。

[0143] 弹性图像数据生成器 52 将物理量计算器 51 所计算的位移转换成色调信息,并且生成与在超声波的发送/接收表面的弹性图像生成区域 (稍后在本实施例中描述的感兴趣区域 R) 有关的弹性图像数据。弹性图像数据生成器 52 是说明本发明中的弹性图像数据生成器的一个实施例的一个示例。

[0144] 顺便提一句,如图 3 所示,从属于两个不同帧 (i) 和 (ii) 的回波信号生成与一帧对应的弹性图像数据。另一方面,从帧 (i) 和 (ii) 中的任一个的回波信号来生成 B 模式图像数据。

[0145] 这时,在本实施例中,将感兴趣区域 (ROI) R 设置到显示单元 7 上显示的 B 模式图像 BG 上,如图 4 所示。弹性图像数据在感兴趣区域 R 中形成。感兴趣区域 R 是说明本发明中的弹性图像形成区域的一个实施例的一个示例。但是,本发明并不局限于以这种方式关于 B 模式图像 BG 的部分来生成弹性图像的情况,而是可在整个 B 模式图像 BG 之上形成弹性图像数据。

[0146] B 模式图像处理单元 4 所生成的 B 模式图像数据以及弹性图像处理单元 5 所生成的弹性图像数据由组合器 6 组合在一起。具体来说,组合器 6 将对应于一帧的 B 模式图像数据和弹性图像数据相加在一起,以便生成与显示单元 7 上显示的一帧对应的超声图像数据。然后,在组合器 6 所得到的超声图像数据在显示单元 7 上显示为通过组合单色 B 模式图像 BG 和彩色弹性图像 EG 所得到的超声图像 G,如图 4 所示。在本实施例中,弹性图像 EG 以半透明形式 (在背景 B 模式图像是透明的状态中) 显示在感兴趣区域 R 内。

[0147] 此外,稍后进行描述的质量图形或指示 QG 在显示单元 7 上显示。显示单元 7 是说明本发明中的通知单元的一个实施例的一个示例。

[0148] 物理量平均单元 8 对每一帧计算为感兴趣区域 R 中的每一个像素所计算的位移的平均值。假定物理量平均单元 8 所计算的值为平均值 $X_{r_{AV}}$ 。物理量平均单元 8 是说明本发明中的物理量平均单元的一个实施例的一个示例。

[0149] 比率计算器 9 计算平均值 $X_{r_{AV}}$ 与位移的平均值的理想值 $X_{i_{AV}}$ 的比率 R_a ,并且还执行 (等式 1) 的算术运算,稍后将进行描述。比率计算器 9 是说明本发明中的比较器和比率计算器的实施例的一个示例。理想值 $X_{i_{AV}}$ 是说明本发明中的物理量的预设平均值的一个实施例的一个示例。

[0150] 在这里,理想值 $X_{i_{AV}}$ 对应于在任意设置的区域中所得到的位移的平均值,在所述区域中,以使得可得到更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像的这样一种强度发送/接收超声波时执行超声探头 2 对生物组织的按压及其松弛。理想值 $X_{i_{AV}}$ 是通过对于由例如与瘤相同硬度的一部分、与正常组织相同硬度的一部分等等所组成的人体模型等进行实验从经验得到的值。理想值 $X_{i_{AV}}$ 可由操作人员在操作单元 12 设置,或者可作为缺省值存储在设备中。

[0151] 如图 4 所示,质量指示生成器 10 生成在显示单元 7 上连同超声图像 G 一起显示的质量指示 QG。在本实施例中,质量指示 QG 包括曲线图 gr,其中它的水平轴表示时间,而它

的垂直轴表示对每一帧所计算的质量值 Q_n , 稍后进行描述。稍后详细描述质量指示 QG 的生成。

[0152] 控制器 11 包括 CPU(中央处理器)。控制器 11 读取未示出的存储单元中存储的控制程序, 并且使其执行超声诊断设备 1 中的相应部分的功能。操作单元 9 包括用于使操作人员输入指令和信息的键盘和指示装置(未示出)。

[0153] 现在说明根据本实施例的超声诊断设备 1 的操作。首先, 发送-接收单元 3 将超声波从超声探头 2 发送到对象的生物组织, 并且获取其回波信号。这时, 超声波的发送/接收通过超声探头 2 来执行, 同时重复超声探头 2 对于该对象的按压及其松弛。

[0154] B 模式图像处理单元 4 基于回波信号来生成 B 模式图像数据。弹性图像处理单元 5 基于回波信号来生成弹性图像数据。B 模式图像数据和弹性图像数据在组合器 6 中组合在一起, 并且通过将 B 模式图像 BG 和弹性图像 EG 组合在一起所得到的超声图像 G 在显示单元 7 上显示, 如图 3 所示。

[0155] 质量指示生成器 10 所产生的质量指示 QG 在显示单元 7 上显示于超声图像 G 下方。

[0156] 将详细说明在弹性图像处理单元 5 的弹性图像数据的生成以及质量指示 QG 的生成。在生成弹性图像数据时, 物理量计算器 51 将相关窗口分别设置到帧 (i) 和 (ii) 的回波信号。具体来说, 物理量计算器 51 将相关窗口 $W1$ 设置到属于帧 (i) 的回波信号, 并且将窗口 $W2$ 设置到属于帧 (ii) 的各回波信号, 如图 5 所示。然后, 物理量计算器 51 执行相关窗口 $W1$ 与 $W2$ 之间的相关算术运算, 以便计算各位移。

[0157] 具体来说, 帧 (i) 和 (ii) 分别包括在图 5 中的多个声线上获取的回波信号。在图 5 中, 五个声线 $L1a$ 、 $L1b$ 、 $L1c$ 、 $L1d$ 和 $L1e$ 被示为帧 (i) 中的声线的一部分。声线 $L2a$ 、 $L2b$ 、 $L2c$ 、 $L2d$ 和 $L2e$ 被示为帧 (ii) 中与声线 $L1a$ 至 $L1e$ 对应的声线。即, 声线 $L1a$ 和 $L2a$ 、声线 $L1b$ 和 $L2b$ 、声线 $L1c$ 和 $L2c$ 、声线 $L1d$ 和 $L2d$ 以及声线 $L1e$ 和 $L2e$ 分别对应于属于相互不同的两帧的相同声线。图 5 中, $R(i)$ 和 $R(ii)$ 表示各对应于感兴趣区域 R 的区域。

[0158] 假定例如将相关窗口 $W1c$ 设置到位于声线 $L1c$ 上的回波信号作为相关窗口 $W1$, 而将相关窗口 $W2c$ 设置到位于声线 $L2c$ 上的回波信号作为相关窗口 $W2$ 。物理量计算器 51 执行相关窗口 $W1c$ 与 $W2c$ 之间的相关算术运算, 以便计算位移。物理量计算器 51 在声线 $L1c$ 和 $L2c$ 上从区域 $R(i)$ 和 $R(ii)$ 的上端 100 到其下端 101 依次设置相关窗口 $W1c$ 和 $W2c$, 以便计算位移。物理量计算器 51 甚至对于区域 $R(i)$ 和 $R(ii)$ 中的其它声线类似地计算位移。当位移由物理量这样计算时, 弹性图像数据生成器 52 基于位移来生成弹性图像数据。

[0159] 接下来将说明质量指示 GR 的生成。在形成质量指示 GR 时, 物理量平均单元 8 首先计算感兴趣区域 R (区域 $R(i)$ 和 $R(ii)$) 中的位移的平均值 $X_{r_{AV}}$ 。顺便提一句, 由于位移可能变为负数, 所以假定平均值 $X_{r_{AV}}$ 变为负数。随后, 比率计算器 9 执行 $X_{r_{AV}}/X_{i_{AV}}$ 的算术运算, 以便计算比率 Ra 。此外, 比率计算器 9 将比率 Ra 代入下式 (1), 以便得到数值 Y 。

$$[0160] \quad Y = 1.0 - |\log_{10}|Ra|| \quad (1)$$

[0161] 其中, Y 是说明本发明中的比较器的比较结果和比较器的所计算值的实施例的一个示例。

[0162] 顺便提一句, 等式 (1) 是使比率 Ra 达到 0 至 1 的范围的等式。通过等式 (1) 所得到的 Y 等于平均值 $X_{r_{AV}}$ 与理想值 $X_{i_{AV}}$ 的比率。如果这个等式 (1) 中表达的函数以曲线图来表示, 则它成为图 6 所示的曲线图。这个 Y 取 $0 \leq Y \leq 1$, 如图 6 所示。

[0163] 假定 Y 为 0, 其中假定 $|Ra|$ 为 $0.1 \leq |Ra| \leq 10$, 并且 $|Ra|$ 超过这个范围。

[0164] 将比率计算器 9 的所计算值 Y 输入到质量指示生成器 10。在这里, 对于每一帧计算所计算值 Y 。质量指示生成器 10 将对每一帧得到的所计算值 Y 绘制为质量值 Q_n , 以便形成由曲线图 gr 所组成的质量指示 QG , 所述曲线图 gr 的水平轴表示时间, 而其垂直轴表示质量值 Q_n 。这时, 质量指示生成器 10 计算与多帧对应的质量值 Q_n 的平均值。可绘制其平均值。因此, 有可能得到没有数值的波动的稳定曲线图 gr 。

[0165] 由于 $0 \leq Y \leq 1$, 所以得到 $0 \leq Q_n \leq 1$ 。这意味着, 随着质量值 Q_n 趋近于 1, 弹性图像的质量令人满意。另一方面, 这还意味着, 随着质量值 Q_n 趋近于 0, 弹性图像的质量变差。在这里, 这意味着, 质量令人满意的弹性图像是在其上更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。另一方面, 这意味着, 质量更差的弹性图像不是在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0166] 将更详细地说明质量值 Q_n 与弹性图像的质量之间的关系。从图 6 所示的曲线图会理解, 在平均值 $X_{r_{AV}}$ 等于理想值 $X_{i_{AV}}$ (即, $|Ra|$ 为 1) 之处, Y 或 Q_n 变为 1。因此, 如果 Q_n 为 1 或接近 1 的值, 则超声探头 2 对生物组织的按压及其松弛的程度是适当的, 因而实现在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像 EG 的获取。

[0167] 另一方面, 随着平均值 $X_{r_{AV}}$ 变为离开理想值 $X_{i_{AV}}$ 的值 (即, $|Ra|$ 变为离开 1 的值), 则 Q_n 趋近于 0。在这里, 平均值 $X_{r_{AV}}$ 是离开理想值 $X_{i_{AV}}$ 的值意味着, 超声探头 2 对生物组织的按压及其松弛的程度不够或过度。因此, 由于当 Q_n 趋近于 0 时对生物组织的按压及其松弛的程度缺乏或过度的事实, 尚未得到在其上准确反映生物组织的弹性的弹性图像 EG 。

[0168] 顺便提一句, 关于质量值 Q_n 低的各帧可以不执行弹性图像 EG 的显示。

[0169] 质量指示生成器 10 所生成的质量指示 QG 在组合器 6 中与超声图像 G 进行组合。因此, 质量指示 QG 在显示单元 7 上显示于超声图像 G 下方。

[0170] 将更详细地说明质量指示 QG 。当超声图像 G 以运动图片来表示时, 质量指示生成器 10 每一帧在当前显示的超声图像 G 处绘制质量值 Q_n , 由此产生曲线图 gr 。因此, 在显示单元 7 显示曲线图 gr , 以便随时间的流逝从左至右流动, 如图 7、图 8 和图 9 所示。

[0171] 但是, 当超声图像 G 是基于作为原始数据存储在存储单元 (未示出) 中的回波信号所形成的运动图片的形式时, 质量指示生成器 10 从其再现的开始到其结束来形成曲线图 gr , 并且可允许显示单元 7 显示它。在这种情况下, 如图 10 所示, 除了曲线图 gr 之外, 质量指示 QG 还可包括指示当前显示的超声图像 G 是否对应于与任何时间的帧对应的一个图像的垂直线段 b 。这个线段 b 在超声图像 G 的再现期间从左至右移动 (沿图中的箭头所示的方向)。

[0172] 顺便提一句, 线段 b 的长度成为在质量指示生成器 10 对每一帧所计算的质量值 Q_n 的最小值与最大值之间的长度。

[0173] 根据本实施例的超声诊断设备 1, 表示由曲线图 gr 组成的质量指示 QG , 曲线图 gr 指示各个基于平均值 $X_{r_{AV}}$ 与理想值 $X_{i_{AV}}$ 的比率 Ra 所计算的质量值 Q_n 随时间的变化。因此, 操作人员能够易于确定超声探头 2 对生物组织的按压及其松弛的程度是否不够或过度。因此, 有可能从比常规观点更广义的观点来评估是否获取在其上准确反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0174] 操作人员可通过查看曲线图 gr 将超声图像 G 固定在质量值 Q_n 高的位置, 并且通

过打印等输出超声图像G。因此,在其上更准确地反映了生物组织的弹性的超声图像可通过打印等输出。此外,当正在实时显示超声图像G时,操作人员还能够通过查看曲线图gr来调整超声探头2对生物组织的按压及其松弛的程度。

[0175] 接下来将说明第一实施例的修改。在该修改中,物理量平均单元8选择相关窗口,其中已经执行相关系数 C ($0 \leq C \leq 1$) 大于或等于预定阈值 C_{th} 的相关算术运算,并且计算其位移的平均值,由此获取平均值 Xr_{AV} 。然后,比率计算器9使用平均值 Xr_{AV} 来计算比率Ra,并且使用等式(1)来计算Y。此外,质量指示生成器10使用所计算值Y来形成质量指示QG。

[0176] 平均值 Xr_{AV} 是通过消除相关系数低的部分,诸如各回波信号的强度不够的部分、已经产生生物组织的横向偏移的部分等等所得到的平均值。因此,从这种平均值 Xr_{AV} 所得到的质量值Qn指示超声探头2的按压及其松弛是否正以适当强度来执行。因此,操作人员能够从质量指示QG更准确地掌握超声探头2的按压及其松弛是否正以适当强度来执行。例如,当质量值Qn离开1时,操作人员能够掌握超声探头2的按压及其松弛没有以适当强度来执行。另一方面,如果质量值Qn为1或者接近1的值,则操作人员能够掌握超声探头2的按压正以适当强度来执行。

[0177] 如果进行包含相关系数低的相关算术运算所得到的位移的平均值 Xr_{AV} 的计算,则平均值 Xr_{AV} 变小,并且质量值Qn离开1,其中例如各回波信号的强度弱,即使超声探头2对生物组织的按压及其松弛的程度是适当的。因此,如果超声探头2对生物组织的按压及其松弛的程度是适当的,通过除了相关系数低的各部分的位移之外计算平均值 Xr_{AV} ,因为在这种修改的情况下,质量值Qn始终成为接近1。因此,有可能显示在其上更准确地反映了对生物组织的按压及其松弛的程度是否适当的质量指示QG。

[0178] < 第二实施例 >

[0179] 接下来基于图11和图12来说明第二实施例。顺便提一句,相同的参考标号分别附于与第一实施例中的那些组件相同的组件,并且因此将省略其说明。

[0180] 根据本实施例的超声诊断设备20没有配备物理量平均单元8和比率计算器9,但配备有相关系数平均单元21来代替它们。相关系数平均单元21是说明本发明中的相关平均单元21的一个实施例的一个示例。

[0181] 将说明根据本实施例的超声诊断设备20的操作。本实施例与用于生成质量指示QG的方法中的第一实施例不同。具体来说,相关系数平均单元21在形成质量指示QG时,对每一帧计算感兴趣区域R(区域R(i)和R(ii))中的在物理量计算器51所执行的相应相关算术操作中的相关系数C的平均值 C_{AV} 。在本实施例中,假定相关系数C的各平均值 C_{AV} 为质量值Qn。由于这里 $0 \leq C \leq 1$,所以甚至在本实施例中也建立 $1 \leq Qn \leq 1$ 。在各相关算术运算中的相关系数,在它接近1时可得到在其上准确反映了生物组织的弹性的位移。另一方面,在它接近0时无法得到在其上准确反映了生物组织的弹性的位移。因此,甚至在本实施例中,弹性图像EG的质量在Qn接近1时变成令人满意,而在Qn接近0时,弹性图像EG的质量变差。

[0182] 然后,质量指示生成器10将平均值 C_{AV} 绘制为质量值Qn,并且形成由曲线图gr所组成的质量指示QG。这时,质量指示生成器10可通过与第一实施例相似的方式来计算与多帧对应的质量值Qn的平均值,并且绘制其平均值。

[0183] 甚至在本实施例中,可显示配置质量指示QG的曲线图gr,以便通过与第一实施例

相似的方式随着时间的流逝从左至右移动。除了曲线图 gr 之外,质量指示 QG 还可包括垂直线段 b。

[0184] 根据本实施例的超声诊断设备 20,显示由曲线图 gr 组成的质量指示 QG,曲线图 gr 指示各与相关系数 C 的平均值 C_{AV} 对应的质量值 Q_n 随时间的变化。因此,操作人员可掌握所显示弹性图像是否为基于各由因例如对生物组织的按压及其松弛过度并且各回波信号的强度不够的事实而导致的相关系数低的相关算术运算所得到的位移所生成的弹性图像数据的图像。因此,有可能从不同于常规观点的观点来评估所显示图像是否为在其上准确反映了生物组织的弹性图像的图像。

[0185] < 第三实施例 >

[0186] 接下来基于图 13 和图 14 来说明第三实施例。顺便提一句,相同的参考标号分别附于与第一和第二实施例中的那些组件相同的组件,并且因此将省略其说明。

[0187] 本实施例的超声诊断设备 30 配备有物理量平均单元 8、比率计算器 9、质量指示生成器 10、相关系数平均单元 20 等等。此外,超声诊断设备 30 还包括乘法器 31。乘法器 31 是说明本发明中的乘法器的一个实施例的一个示例。

[0188] 将说明在本实施例的超声诊断设备 30 的质量指示 QG 的生成。物理量平均单元 8 选择相关窗口,其中已经执行相关系数 C 大于或等于预定阈值 C_{TH} 的相关算术运算,并且通过与第一实施例的修改相似的方式来计算其位移的平均值 Xr_{AV} 。比率计算器 9 使用平均值 Xr_{AV} 来计算比率 Ra,并且由等式 (1) 来计算 Y。通过与第二实施例相似的方式,相关系数平均单元 21 计算相关系数的平均值 C_{AV} 。

[0189] 乘法器 31 将在比率计算器 9 所得到的所计算值 Y 与在相关系数平均单元 21 所得到的相关系数的平均值 C_{AV} 彼此相乘,以便计算相乘值 M。对每一帧计算相乘值 M。

[0190] 在这里,当所计算值 Y 和相关系数的平均值 C_{AV} 彼此相乘时,乘法器 31 可对其分配权重,由此将它们彼此相乘。

[0191] 质量指示生成器 10 将每一帧所计算的相乘值 M 绘制为质量值 Q_n ,由此形成质量指示 QG。这时,质量指示生成器 10 可通过与第一和第二实施例相似的方式来计算与多帧对应的质量值 Q_n 的平均值,并且绘制其平均值。

[0192] 甚至在本实施例中,可显示配置质量指示 QG 的曲线图 gr,以便通过与第一和第二实施例相似的方式随着时间的流逝从左至右移动。除了曲线图 gr 之外,质量指示 QG 还可包括垂直线段 b。

[0193] 由于 $0 \leq Y \leq 1$ 且 $0 \leq C_{AV} \leq 1$,所以 M 取 $0 \leq M \leq 1$ 。因此,甚至在本实施例中, Q_n 取 $0 \leq Q_n \leq 1$ 。由于相乘值 M 是通过将所计算值 Y 和相关系数的平均值 C_{AV} 彼此相乘所得到的值,所以弹性图像 EG 的质量在相乘值 M、即 Q_n 接近 1 时变得令人满意,而弹性图像 EG 的质量在 Q_n 接近 0 时变差。

[0194] 这时,当各由对各大于或等于预定阈值 C_{TH} 的相关系数的相关算术运算得到的位移的平均值 Xr_{AV} 所计算的质量值 Q_n 如同第一实施例的修改中那样显示为质量指示 QG 时,相关系数没有作为评估弹性图像的质量的元素完全反映。另一方面,当相关系数 C 的平均值 C_{AV} 如同第二实施例中那样显示为质量指示 QG 时,各相关系数 C 变高,即使超声探头 2 对生物组织的按压及其松弛的程度不够。因此,令人满意的值可表示为质量值 Q_n 。因此,在本实施例中,使用采用平均值 Xr_{AV} 计算的比率 Ra 所得到的所计算值 Y 与相关系数 C 的平均值

C_{AV} 彼此相乘, 由此使得有可能显示添加了用于对生物组织的按压及其松弛的程度的元素以及用于相关系数的元素的质量指示 QG。因此, 有可能从比常规观点更广义的观点来评估是否获得了在其上准确反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0195] < 第四实施例 >

[0196] 接下来基于图 15 和图 16 来说明第四实施例。顺便提一句, 相同的参考标号分别附于与第一至第三实施例中的那些组件相同的组件, 并且因此将省略其说明。

[0197] 本实施例的超声诊断设备 40 的基本配置与第三实施例的超声诊断设备 30 相同。但是, 在本实施例中, 选择在比率计算器 9 得到的所计算值 Y、在相关系数平均单元 21 得到的相关系数的平均值 C_{AV} 以及在乘法器 31 得到的相乘值 M 中的任一个作为质量值 Qn。质量指示生成器 10 显示质量指示 QG。

[0198] 具体来说, 质量指示 QG 的显示是否应当使用所计算值 Y、相关系数的平均值 C_{AV} 和相乘值 M 中的任一个来执行由操作人员在操作单元 12 输入。然后, 控制器 11 根据来自操作单元 12 的指令输入执行控制, 以便执行比率计算器 9 的所计算值 Y 的计算、相关系数平均单元 21 的相关系数的平均值 C_{AV} 的计算以及乘法器 31 相乘的值 M 的计算中的任一个, 由此由质量指示生成器 10 基于得到的所计算值执行质量指示 QG 的生成。因此, 使用属于由操作人员所选的类型的值所生成的质量指示 QG 在显示单元 7 上显示。

[0199] 操作人员可通过操作单元 12 执行指令的输入, 由此改变从所计算值 Y、相关系数的平均值 C_{AV} 和相乘值 M 中临时选择的值的类型。通过经由操作单元 12 执行切换指令输入, 使用属于新选择类型的值所生成的质量指示 QG 在显示单元 7 上显示。

[0200] 根据本实施例的超声诊断设备 40, 可通过切换来显示使用在比率计算器 9 得到的所计算值 Y 所生成的质量指示 QG、使用在相关系数平均单元 21 得到的相关系数的平均值 C_{AV} 所生成的质量指示 QG 以及使用在乘法器 31 得到的相乘值 M 所生成的质量指示 QG。因此, 有可能从比常规观点更广义的观点来评估是否产生在其上准确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0201] 虽然通过上述相应实施例来说明本发明, 但是本发明当然可在范围之内以各种方式来更改, 而没有背离其要点。例如, 物理量计算器 51 可计算生物组织的变形或者其弹性模数作为与生物组织的弹性有关的物理量, 来代替因生物组织的变形引起的位移。

[0202] 比率计算器 9 仅计算比率 Ra, 并且不会执行 (等式 (1)) 的算术运算。在这种情况下, 质量指示生成器 10 可生成通过将比率 |Ra| 绘制为各质量值 Qn 所形成的曲线图 gr, 作为质量指示 QG。

[0203] 通过将比率 |Ra| 绘制为质量值 Qn 并且在显示单元 7 上显示的质量指示 QG 的一个示例如图 17 所示。在图 17 中, 水平轴表示时间, 而垂直轴表示比率 |Ra|。如图 17 所示, 带状部分 0 可设置在预定范围, 其中比率 |Ra| 接近 1。带状部分 0 设置在一个得到在其上准确地反映了生物组织的弹性的弹性图像 EG 的比率 |Ra| 的范围之内。如果操作人员以通过显示这种带状部分 0 来使质量指示 QG 落入带状部分 0 之内的方式来执行超声探头 2 对生物组织的按压及其松弛, 则有可能得到在其上准确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0204] 质量指示 QG 并不局限于由曲线图 gr 所组成的质量指示, 而可以是例如如图 18 所示由条 B 组成的质量指示。条 B 相当于以垂直长度表示的质量值 Qn 的值 ($0 \leq Qn \leq 1$), 并且在垂直方向随质量值 Qn 的变化而扩大和缩小。

[0205] 条 B 可以是颜色按照质量值 Q_n 改变的条,它与在垂直方向按照质量值 Q_n 扩大和缩小的条不同。

[0206] 另外,质量指示 QG 可在显示单元 7 上以数值显示。此外,质量值 Q_n 并不局限于表示为质量指示 QG 的质量值。例如,可提供用于产生作为声音的质量值 Q_n 的扬声器(未示出)。扬声器是说明本发明中的通知单元的一个实施例的一个示例。在这种情况下,质量值 Q_n 的高和低等级以声音的音调来表达。

[0207] 可配置本发明的许多广泛不同的实施例,而没有背离本发明的精神和范围。应当理解,本发明并不局限于说明书中描述的具体实施例,而是由所附权利要求来定义。

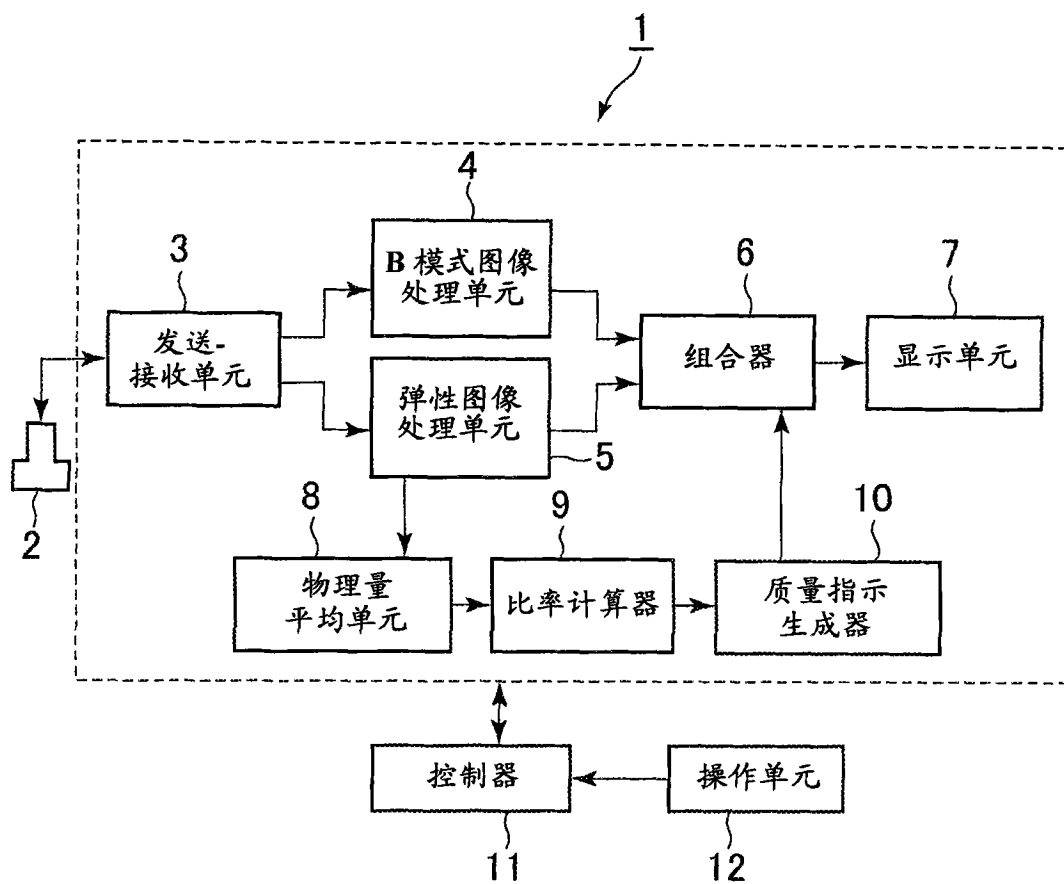


图 1

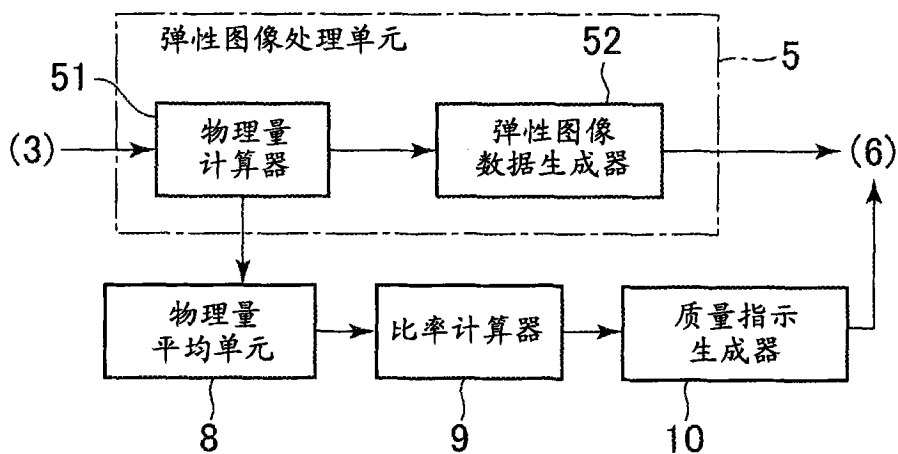


图 2

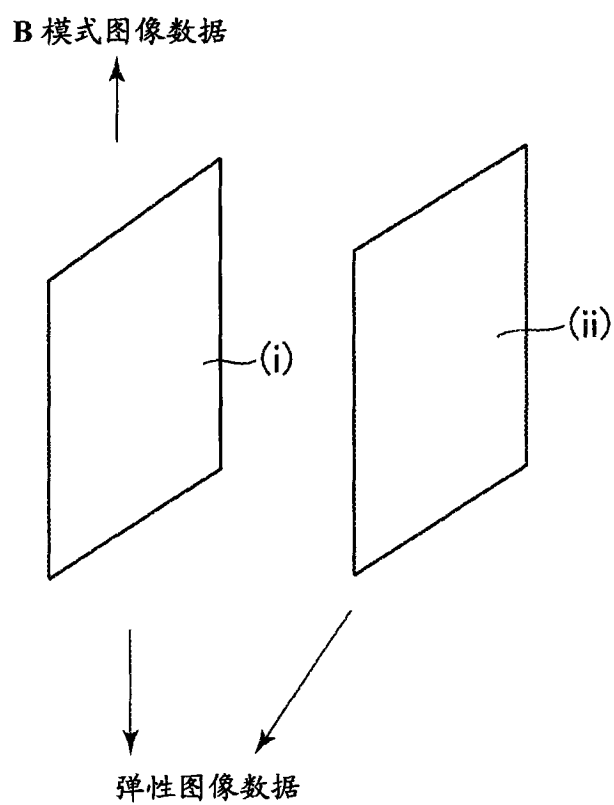


图 3

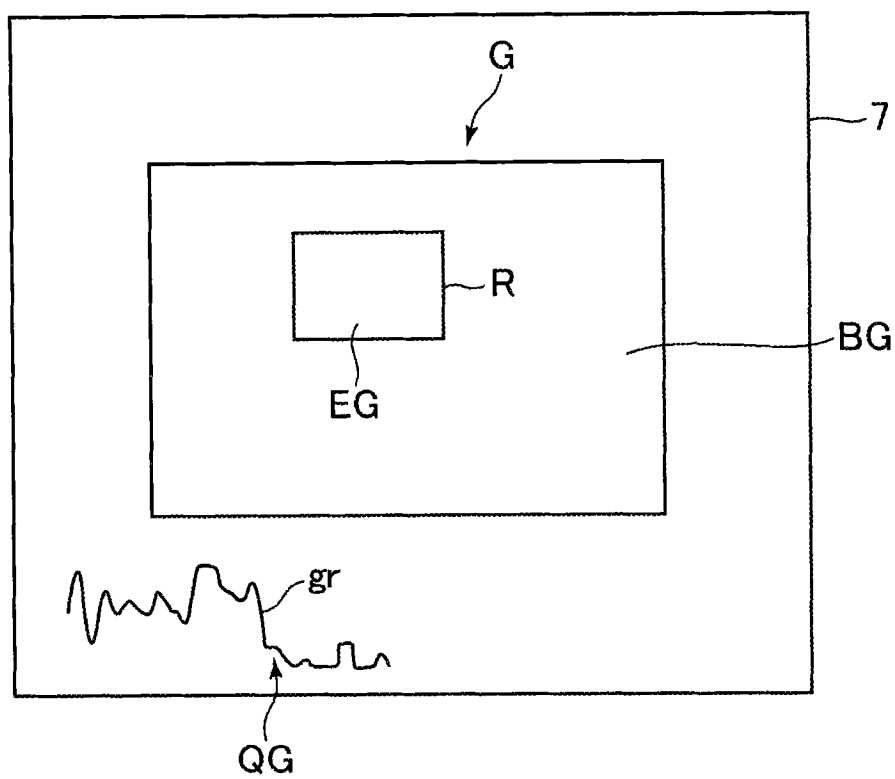


图 4

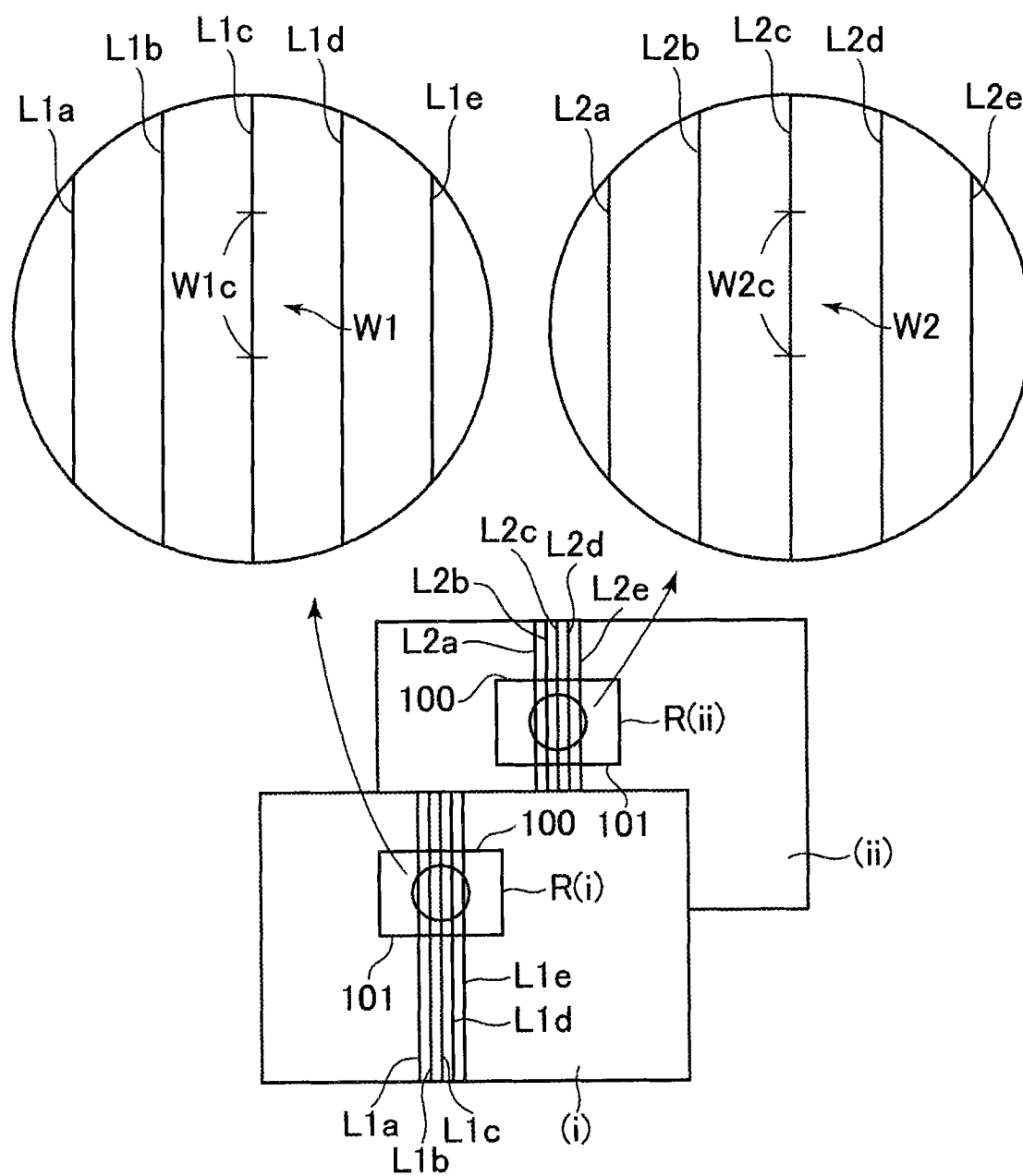


图 5

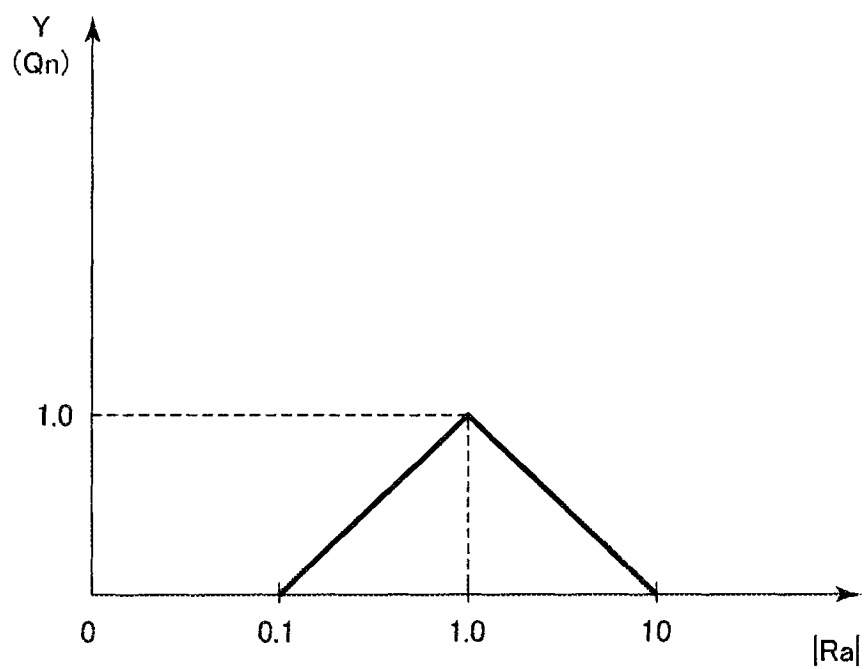


图 6

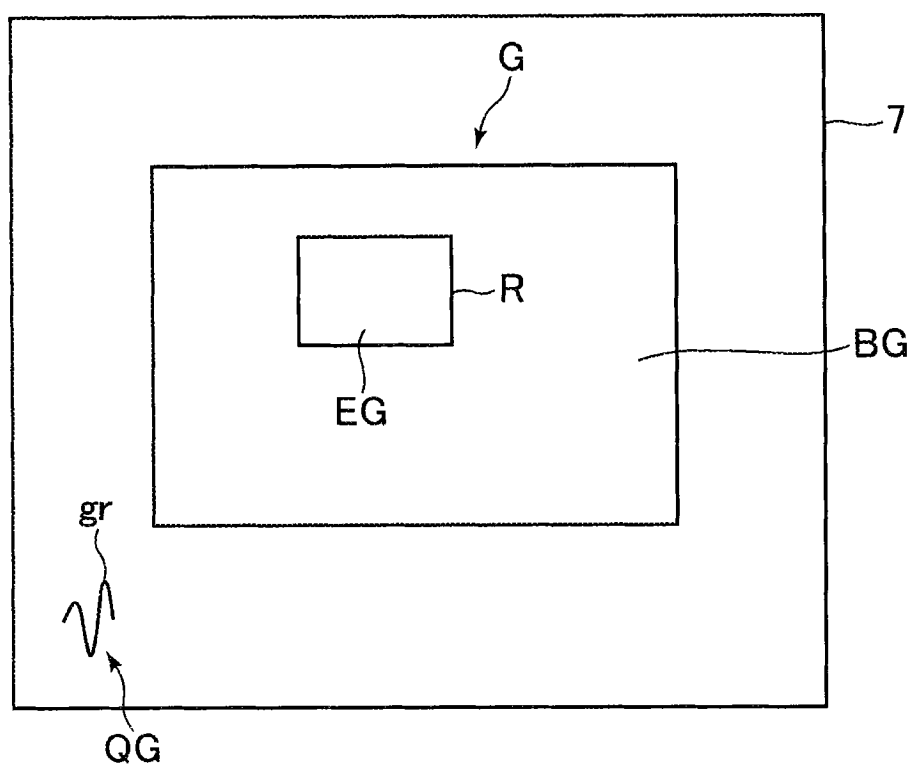


图 7

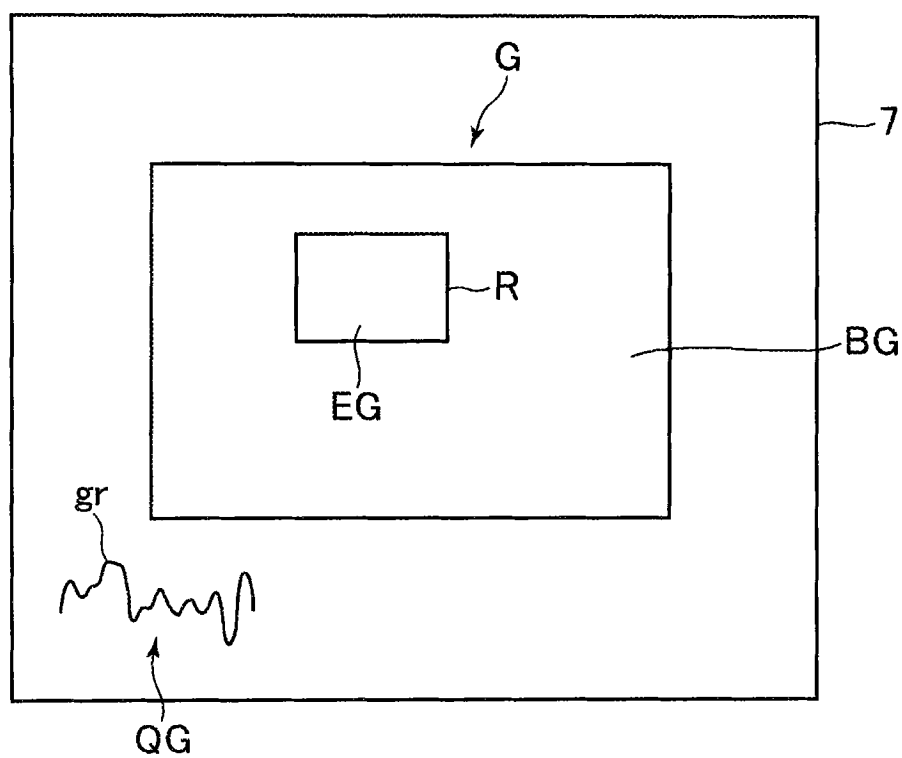


图 8

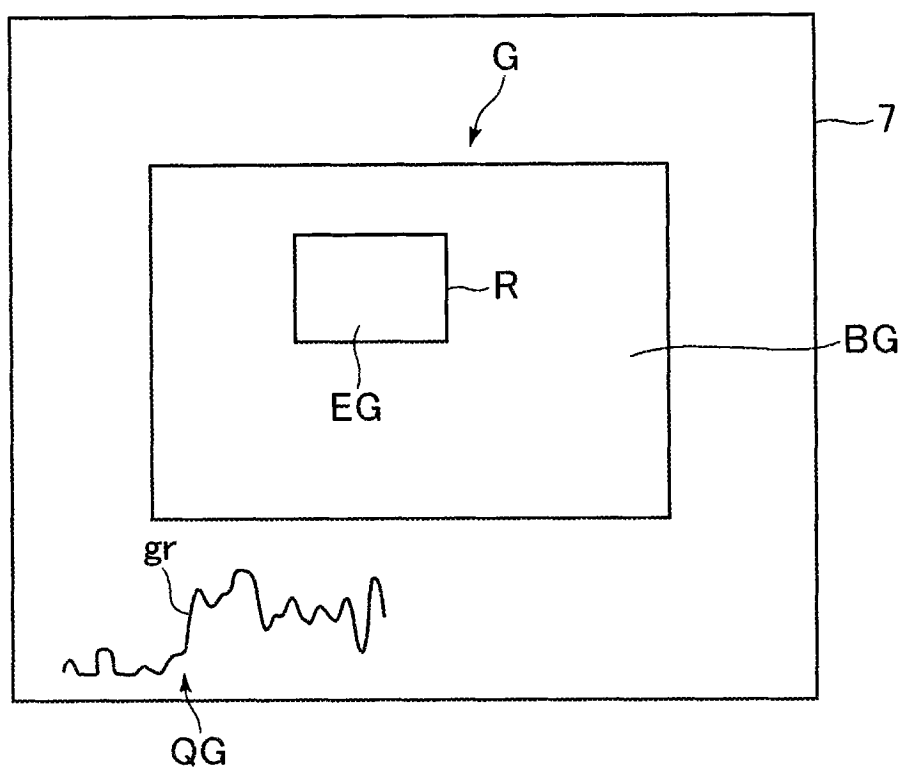


图 9

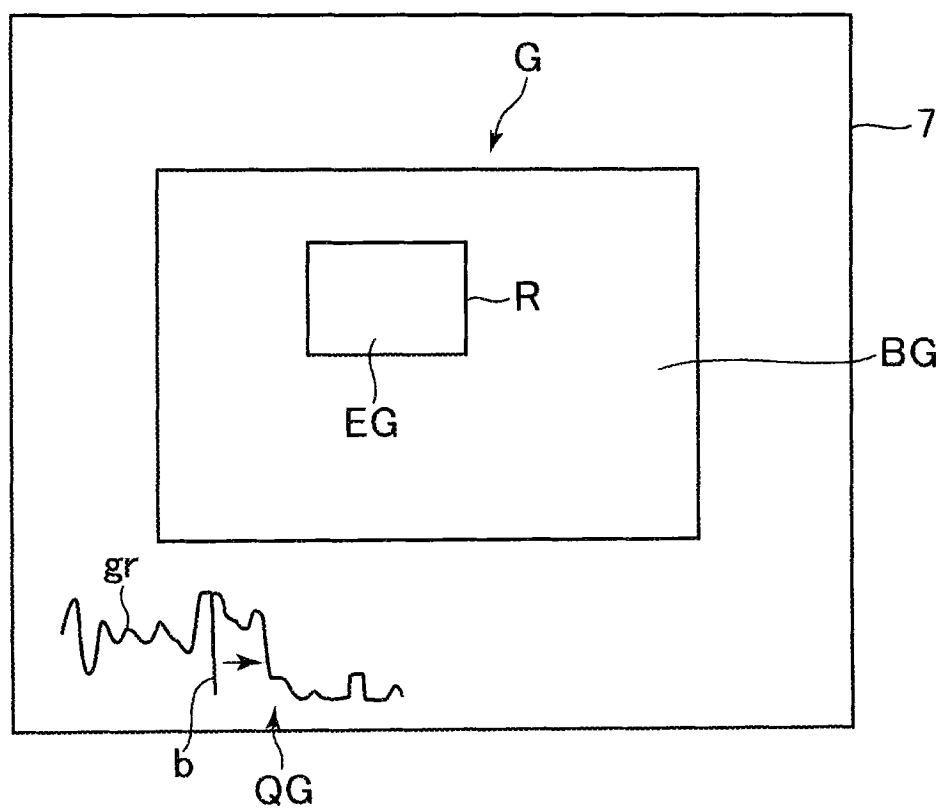


图 10

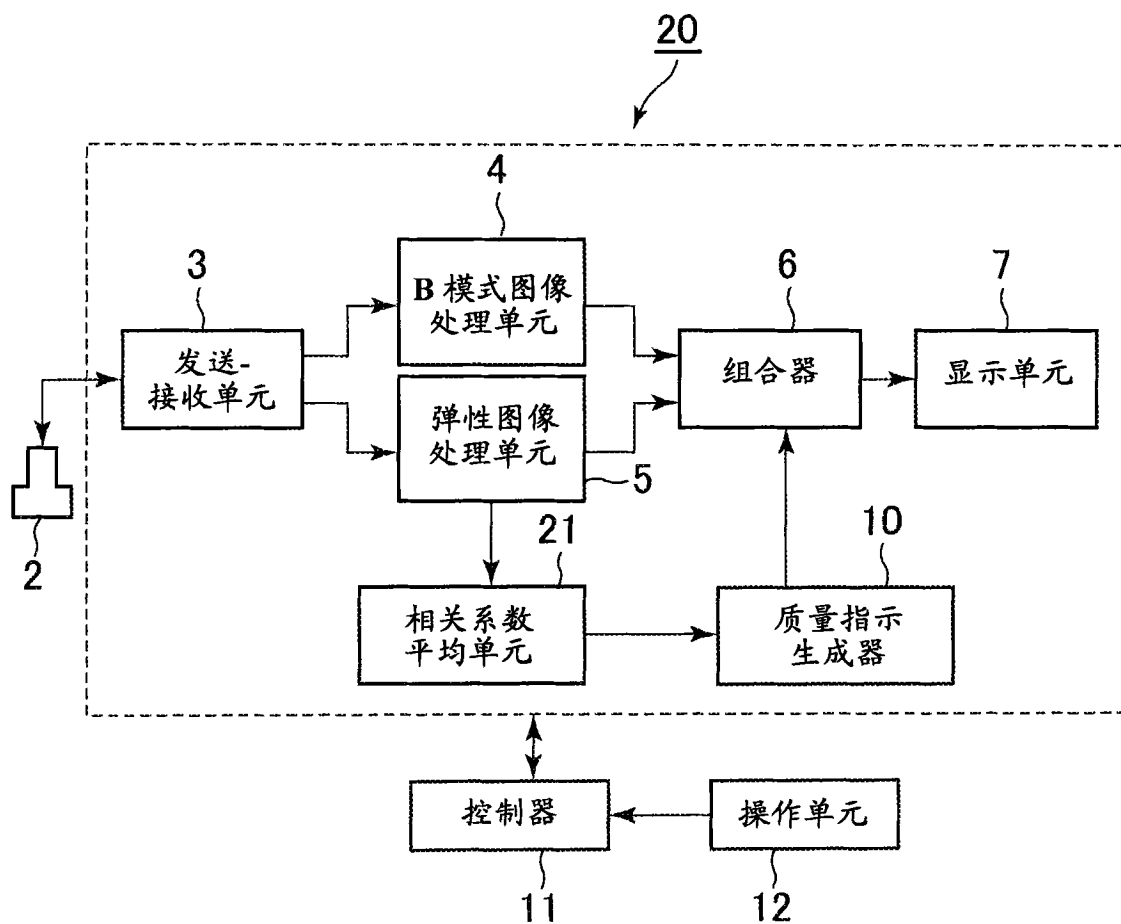


图 11

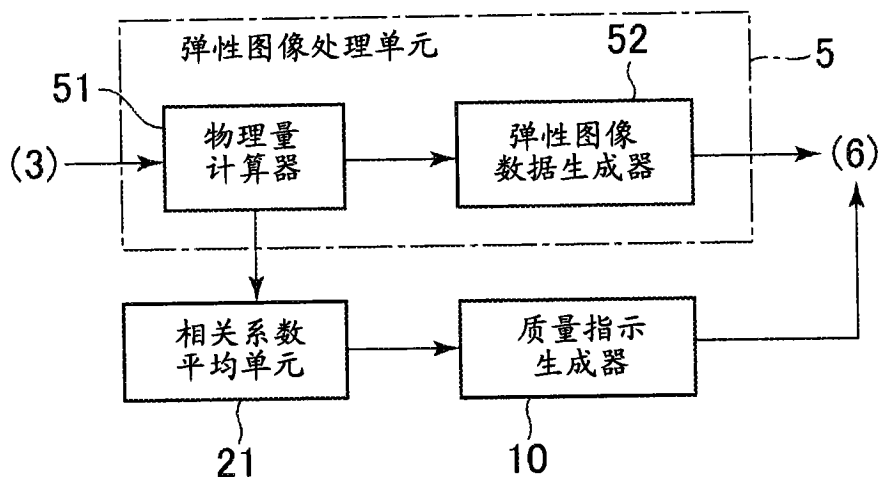


图 12

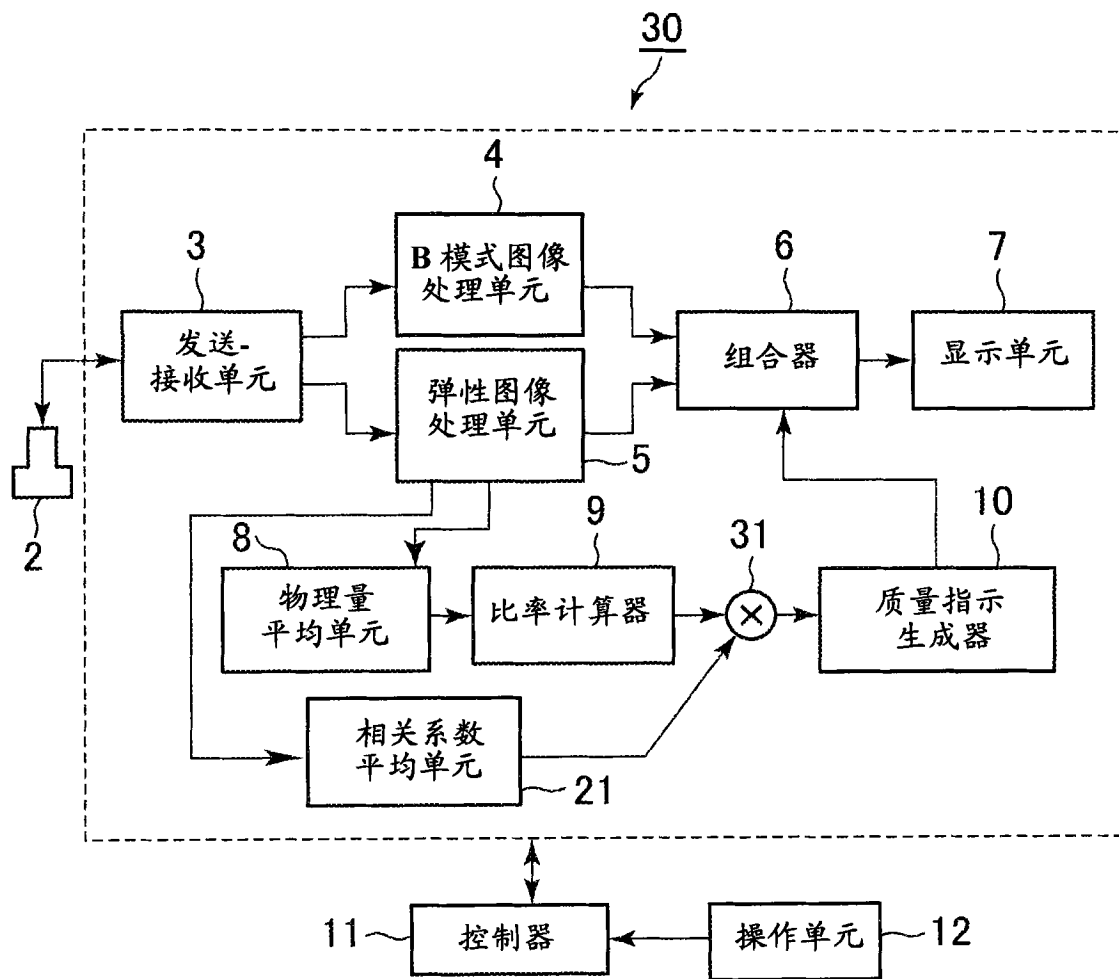


图 13

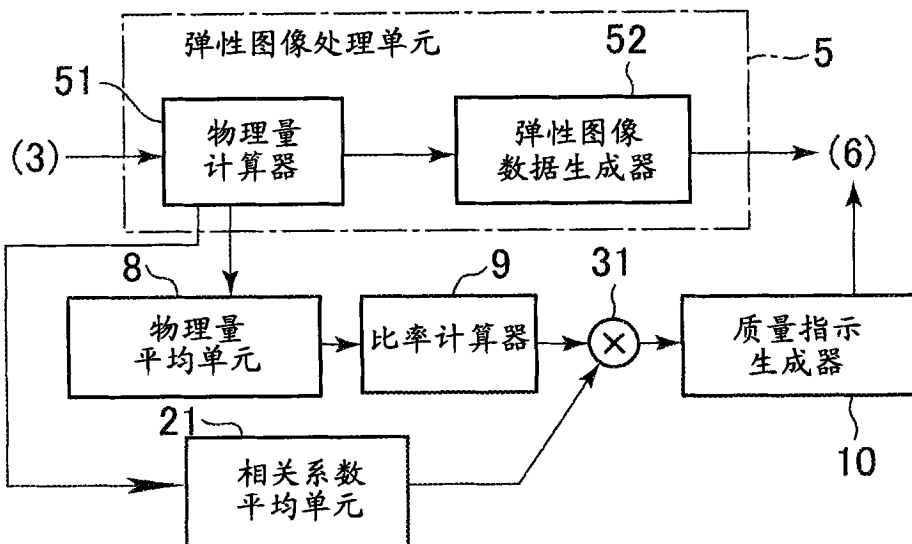


图 14

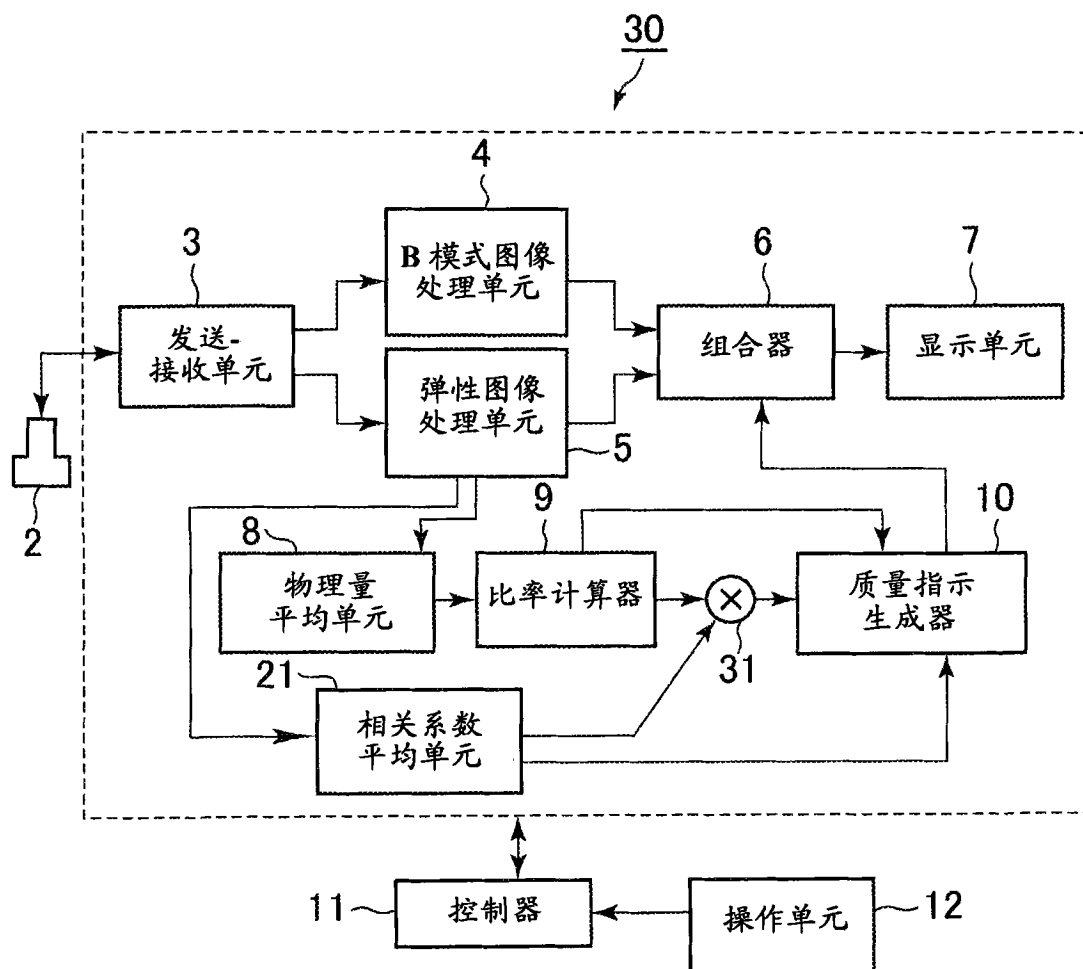


图 15

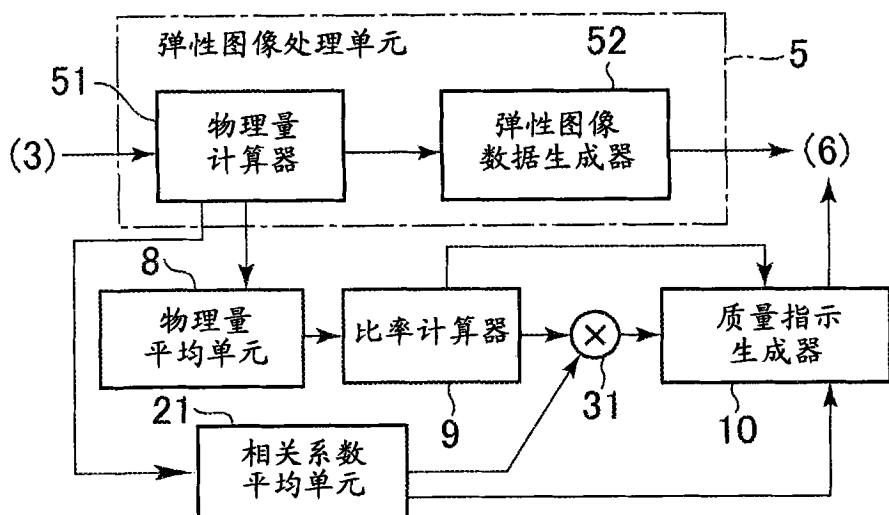


图 16

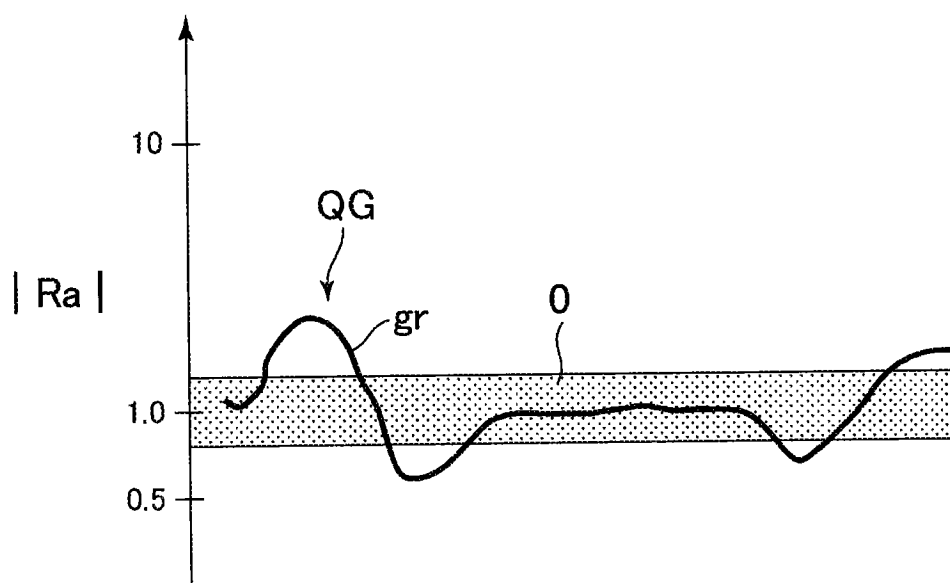


图 17

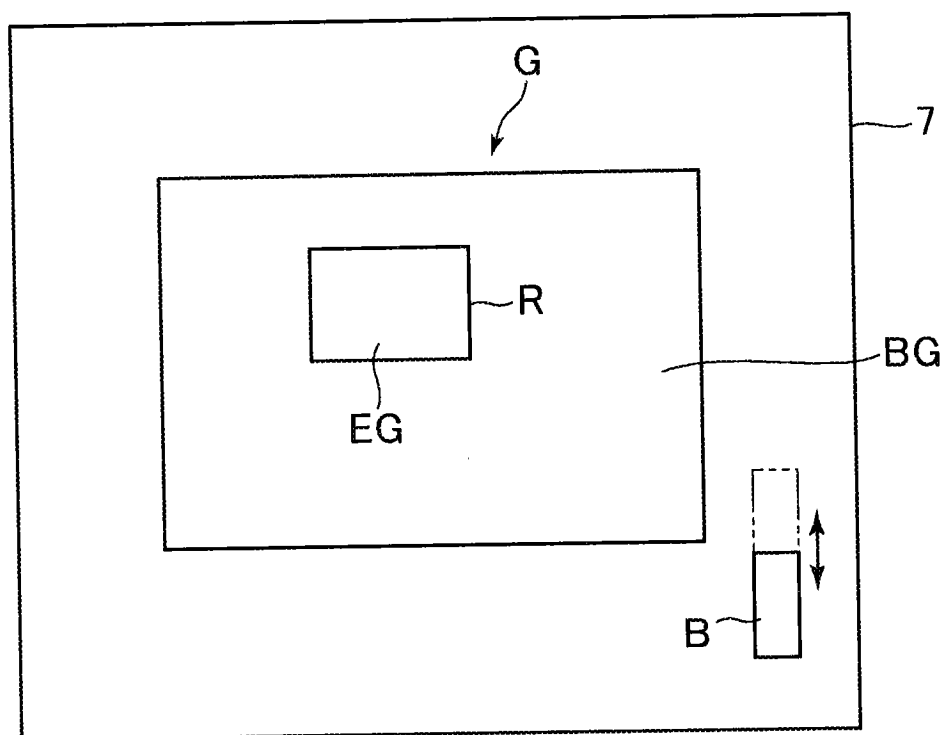


图 18

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	CN101999907A	公开(公告)日	2011-04-06
申请号	CN20101010273768.8	申请日	2010-08-25
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	谷川俊一郎 见山广二 船矢晴二		
发明人	谷川俊一郎 见山广二 船矢晴二		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/14 A61B8/08 A61B8/463 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/5205 G01S7/52073		
优先权	2009195004 2009-08-26 JP		
其他公开文献	CN101999907B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

超声诊断设备(1)包括：物理量计算器(51)，用于将相关窗口设置到通过向/自生物组织发送/接收超声波获得的、并且在相同声线上在时间上不同的两个回波信号，以及执行相关窗口之间的相关算术运算，由此计算与生物组织中的相应区域的弹性有关的物理量；弹性图像数据生成器(52)，用于基于物理量关于超声波的发送/接收表面的弹性图像形成区域生成生物组织的弹性图像数据；物理量平均单元(8)，用于对于每一帧计算弹性图像形成区域中的物理量的平均值；比较器(9)，用于比较物理量平均单元(8)所计算的值和物理量的预设平均值；以及通知单元(7)，用于通知比较器的比较结果。

