



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101961252 B

(45) 授权公告日 2015. 04. 22

(21) 申请号 201010245120. X

【0020】-【0057】段及图 1、2.

(22) 申请日 2010. 07. 22

US 6099471 A, 2000. 08. 08, 全文.

US 6270459 B1, 2001. 08. 07, 全文.

(30) 优先权数据

2009-170893 2009. 07. 22 JP

JP 特开 2008-126079 A, 2008. 06. 05, 全文.

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

审查员 谢楠

(72) 发明人 谷川俊一郎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 柯广华 徐予红

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

(56) 对比文件

US 2008/0119732 A1, 2008. 05. 22, 说明书第

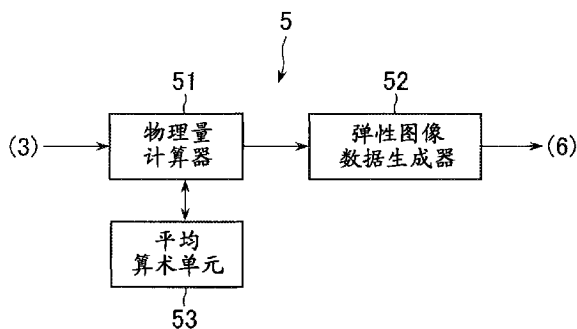
权利要求书2页 说明书13页 附图5页

(54) 发明名称

超声诊断设备及其方法

(57) 摘要

本发明名称为“超声诊断设备及其方法”。超声诊断设备(1)包括物理量计算器和弹性图像数据生成器;物理量计算器用于对通过往返于生物组织的超声的传送/接收获得的并且落在属于时间中不同的两个帧的相同声线的两个回声信号设置相关窗口,并执行相关窗口之间的相关算术运算以由此计算与生物组织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生成生物组织的弹性图像数据。对属于两个帧中任一帧的一个声线上回声信号设置每个相关窗口时,物理量计算器根据所述一个声线上邻近相关窗口并之前刚经受相关算术运算的前面紧邻的相关窗口上相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上其它声线相关窗口上相关算术运算来设置每个相关窗口。



1. 一种超声诊断设备 (1), 包括:

物理量计算器 (51), 用于对通过往返于生物组织的超声的传送 / 接收所获得的并且落在属于时间中不同的两个帧的相同声线的两个回声信号设置相关窗口, 并执行所述相关窗口之间的相关算术运算以由此计算与所述生物组织的弹性有关的物理量; 以及

弹性图像数据生成器 (52), 用于基于所述物理量来生成所述生物组织的弹性图像数据,

其中在对属于所述两个帧中任一帧的一个声线上的回声信号设置每个相关窗口时, 所述物理量计算器 (51) 根据所述一个声线上的邻近所述相关窗口的并且之前刚刚经受相关算术运算的前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上的其它声线相关窗口上的相关算术运算来设置所述每个相关窗口。

2. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (1), 包括平均算术单元 (53), 用于在所述一个声线上设置每个相关窗口时, 在通过所述前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过所述其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算,

其中所述物理量计算器 (51) 基于通过所述平均算术单元 (53) 获得的平均值, 执行所述相关窗口的设置。

3. 如权利要求 2 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述平均算术单元 (53) 在通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和各自通过所述前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算。

4. 如权利要求 3 所述的超声诊断设备 (1), 包括错误确定器 (54), 用于确定通过所述其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值是否有错误;

其中除错误的计算值外, 所述平均算术单元 (53) 执行所述平均算术运算。

5. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (1), 包括错误确定器 (54), 用于确定通过所述前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值是否有错误; 以及

平均算术单元 (53), 用于当所述错误确定器 (54) 确定在所述一个声线上设置所述相关窗口时通过所述前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值有错误时, 在通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算,

其中所述物理量计算器 (51) 基于通过所述平均算术单元 (53) 获得的平均值来设置所述相关窗口。

6. 如权利要求 4 或 5 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述错误确定器 (54) 基于在通过其获得目标为针对确定的计算值的相关算术运算的相关系数, 确定计算值是否有错误。

7. 如权利要求 6 所述的超声诊断设备 (1), 其中所述平均算术单元 (53) 将对应于相关系数的权重分别指派到目标为针对所述平均算术运算的计算值。

8. 如权利要求 1 所述的超声诊断设备 (1), 包括选择器 (55), 用于在设置所述一个声线上的相关窗口时, 从通过所述前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过所述其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选出适合于设置每个相关窗口的计算值,

其中所述物理量计算器 (51) 基于所述选择器 (55) 选择的计算值, 执行所述相关窗口

的设置。

9. 如权利要求 1、2、3、4、5、8 中的任一项所述的超声诊断设备 (1), 其中所述其它声线相关窗口分别位于所述生物组织中与所述前面紧邻的相关窗口相同的深度。

10. 一种用于处理超声图像的方法, 包括:

物理量计算步骤, 用于对通过往返于生物组织的超声的传送 / 接收所获得的并且落在属于时间中不同的两个帧的相同声线的两个回声信号设置相关窗口, 并执行所述相关窗口之间的相关算术运算以由此计算与所述生物组织的弹性有关的物理量; 以及

弹性图像数据生成步骤, 用于基于所述物理量来生成所述生物组织的弹性图像数据,

其中在对属于所述两个帧中任一帧的一个声线上的回声信号设置每个相关窗口时, 所述物理量计算步骤根据所述一个声线上的邻近所述相关窗口的并且之前刚刚经受相关算术运算的前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上的其它声线相关窗口上的相关算术运算来设置所述相关窗口。

## 超声诊断设备及其方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断设备,并且具体地说,涉及显示指示生物组织的硬度或柔软度的弹性图像的超声诊断设备及其控制程序。

### 背景技术

[0002] 将指示生物组织的硬度或柔软度的弹性图像和普通 B 模式图像组合在一起并显示组合的结果的超声诊断设备已经在例如专利文档 1 或诸如此类中公开。在此类型的超声诊断设备中,弹性图像通过以下方式生成。首先,在通过超声探头从体表反复施压及其松弛的同时,超声传送到生物组织并从生物组织接收以便由此采集回声 (echo) 信号。随后,基于采集的回声信号,计算与生物组织的弹性有关的物理量。物理量转换成色调信息以便由此形成彩色弹性图像。顺便提及的是,例如,将基于生物组织的变形的位移 (displacement) (以下简称为“位移”) 或诸如此类计算为与生物组织的弹性有关的物理量。

[0003] 用于计算该物理量的方法的一个示例将稍微更详细地解释。首先分别对属于时间中相互不同的两个帧的相同声线上的两个回声信号设置相关窗口,每个相关窗口具有对应于数据的预定数量的宽度。相关算术运算在相关窗口之间执行以计算该物理量。在专利文档 2 中,例如,相关算术运算在相关窗口之间执行以由此计算两个回声信号之间的波形移位。此波形移位被认为是位移。

[0004] 相关窗口在声线方向中按顺序设置,并且相关算术运算为每个相关窗口执行以计算物理量。现在,在专利文档 2 中,将属于不同帧的两个回声信号中属于一个帧的一个回声信号从之前刚刚在相同声线上已执行相关算术运算的相互相邻的前面紧邻的相关窗口移动预定量,以便由此执行相关窗口的设置。另一方面,使用通过目标为针对前面紧邻的相关窗口的相关算术运算所获得的物理量,确定属于另一帧的回声信号从对应的前面紧邻的相关窗口的移动的量,由此设置对应的相关窗口(参阅专利文档 2 的第 [0044] 段)。由于对属于两个帧的回声信号设置的相关窗口之间的匹配度以此方式变得更高,因此,在相关算术运算的相关系数变高。因此,结果计算值变为其上更准确反映生物组织的弹性的计算值。

[0005] [ 现有技术文档 ]

[0006] [ 专利文档 ]

[0007] [ 专利文档 1 ] 未经审查的日本专利公布号 2005-118152

[0008] [ 专利文档 2 ] 未经审查的日本专利公布号 2008-126079

### 发明内容

[0009] [ 本发明要解决的问题 ]

[0010] 同时,当回声信号的质量更差时,相关窗口之间的匹配度变低,使得达到相关系数中低的相关算术运算。因此,不可能采集其上已准确反映生物组织的弹性的物理量。例如,在由于钙化或诸如此类原因,在生物组织中存在局部硬的部分时,硬的部分可由于超声探

头的压力及其松弛而在横向中移位。在此情况下,由于在移位部分回声信号的波形在两个帧之间不同,因此,其上执行对应相关算术运算的相关窗口之间的匹配度变少,并且相关系数变低。甚至在对信号强度低的部分设置的每个相关窗口上执行相关算术运算时,匹配度也以类似上述的方式变少,并且相关系数变低。因此,当回声信号的质量更差时,在相关算术运算的相关系数变低,并且因此未将计算的物理量带到其上已准确反映生物组织的弹性的物理量。

[0011] 现在,当前面紧邻的相关窗口之间的匹配度低、并且未将通过其相关算术运算所获得的物理量带到其上已准确反映生物组织的弹性的物理量时,基于该物理量设置的随后相关窗口上的相关算术运算处 的相关系数也变低,并且作为其算术运算的结果所获得的物理量未被带到其上已准确反映生物组织的弹性的物理量。因此,当给定声线上存在某个相关窗口、在该窗口未获得其上已准确反映生物组织的弹性的物理量时,在该相关窗口之后设置的相关窗口之间的匹配度根据信号波形保持在低状态中,并且线性伪影可在弹性图像上出现。

[0012] 本发明要解决的一个目的是提供一种超声诊断设备及其控制程序,该设备能够采集其上比常规已更准确反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0013] [用于解决问题的部件]

[0014] 已做出本发明以解决上述问题。根据第一方面的本发明提供一种超声诊断设备,该设备包括:物理量计算器,用于对通过往返于生物组织的超声的传送/接收所获得的并且落在属于时间中两个不同帧的相同声线的两个回声信号设置相关窗口,并执行相关窗口之间的相关算术运算以由此计算与生物组织的弹性有关的物理量;以及弹性图像数据生成器,用于基于物理量来生成生物组织的弹性图像数据,其中在对属于两个帧任一帧的一个声线上的回声信号设置每个相关窗口时,物理量计算器根据所述一个声线上邻近相关窗口的并且刚刚经受相关算术运算的前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上的其它声线相关窗口上的相关算术运算来设置每个相关窗口。

[0015] 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,超声诊断设备包括:平均算术单元,用于在所述一个声线上设置每个相关窗口时,在通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算,并且其中物理量计算器基于通过平均算术单元获得的平均值,执行相关窗口的设置。

[0016] 根据第三方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第二方面的本发明中,平均算术单元在通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和各自通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算。

[0017] 根据第四方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第三方面的本发明中,超声诊断设备包括用于确定通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值是否有错误的错误确定器,以及其中除错误的计算值外,平均算术单元执行平均算术运算。

[0018] 根据第五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,超声诊断设备包括:错误确定器,用于确定通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算

所获得的计算值是否有错误;以及平均算术单元,用于在错误确定器确定在所述一个声线上设置相关窗口时通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值有错误时,在通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算,以及其中物理量计算器基于通过平均算术单元获得的平均值,设置相关窗口。

[0019] 根据第六方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第四或第五方面的本发明中,错误确定器基于在通过其获得目标为针对确定的计算值的相关算术运算的相关系数,确定计算值是否有错误。

[0020] 根据第七方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第四或第五方面的本发明中,当目标为针对确定的计算值落在预定范围外时,错误确定器确定该计算值有错误。

[0021] 根据第八方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第四或第五方面的本发明中,错误确定器基于目标为针对确定的其它计算值的分布来确定目标为针对确定的计算值是否有错误。

[0022] 根据第九方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第二到第八方面的任一方面的本发明中,平均算术单元将对应于相关系数的权重分别指派到目标为针对平均算术运算的计算值。

[0023] 根据第十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,超声诊断设备包括选择器,其用于在设置所述一个声线上的相关窗口时,从通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选出适合于设置每个相关窗口的计算值,以及其中物理量计算器基于选择器选择的计算值,执行相关窗口的设置。

[0024] 根据第十一方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第十方面的本发明中,选择器执行适合于设置相关窗口的计算值的选择是基于通过其获得该计算值的相关算术运算的相关系数或该计算值是否落在预定范围内。

[0025] 根据第十二方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第十或第十一方面的本发明中,在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的对应相关系数超过预定阈值时,选择器将通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选择为适合于设置每个相关窗口的计算值,而在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的对应相关系数小于或等于预定阈值时,选择器将通过对于高于在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数的相关系数的相关算术运算所获得的计算值或位于预定范围内的计算值(所述计算值对应于通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值)选择为适合于设置每个相关窗口的计算值。

[0026] 根据第十三方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第十或十一方面的本发明中,选择器将通过对于在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数和在其它声线相关窗口上的相关算术运算的相关系数中的最高相关系数的相关算术运算所获得的计算值选择为适合于设置每个相关窗口的计算值。

[0027] 根据第十四方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第十或第十一方面的本发明中,当通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值落在预定范

围内时,选择器将通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选择为适合于设置每个相关窗口的计算值,而当通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计数值落在预定范围外时,选择器将通过对于高于在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数的相关系数的相关算术运算所获得的计算值或位于预定范围内的计算值(所述计算值对应于通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值)选择为适合于设置每个相关窗口的计算值。

[0028] 根据第十五方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第十或第十一方面的本发明中,选择器基于通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值的分布,确定通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值是否适合于设置每个相关窗口,并且在确定计算值适合于设置每个相关窗口时,选择器将通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选择为适合于设置每个相关窗口的计算值,而在确定计算值不适合于设置每个相关窗口时,选择器将通过对于高于在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数的相关系数的相关算术运算所获得的计算值或位于预定范围内的计算值(所述计算值对应于通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的任何计算值)选择为适合于设置每个相关窗口的计算值。

[0029] 根据第十六方面的本发明提供一种超声诊断设备,其中,在根据第一到第十五方面的任一方面的本发明中,其它声线相关窗口分别位于生物组织中与前面紧邻的相关窗口相同的深度。

[0030] 根据第十七方面的本发明提供一种用于超声诊断设备的控制程序,该控制程序允许计算机执行以下功能:物理量计算功能,用于对通过往返于生物组织的超声的传送/接收所获得的并且落在属于时间中不同的两个帧的相同声线的两个回声信号设置相关窗口,并执行相关窗口之间的相关算术运算以由此计算与生物组织的弹性有关的物理量;以及弹性图像数据生成功能,用于基于物理量来生成生物组织的弹性图像数据,其中在对属于两个帧中任一帧的一个声线上的回声信号设置每个相关窗口时,物理量计算功能根据所述一个声线上邻近相关窗口的并且之前刚刚经受相关算术运算的前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上的其它声线相关窗口上的相关算术运算来设置相关窗口。

[0031] 根据第十八方面的本发明提供一种用于超声诊断设备的控制程序,其中,在根据第十七方面的本发明中,控制程序还允许计算机执行平均计算功能,该功能用于在所述一个声线上设置每个相关窗口时,在通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算,以及其中物理量计算功能基于通过平均计算功能所获得的平均值,执行相关窗口的设置。

[0032] 根据第十九方面的本发明提供一种用于超声诊断设备的控制程序,其中,在根据第十七方面的本发明中,控制程序还允许计算机执行用于确定通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值是否有错误的错误确定功能,以及执行平均计算功能,该功能用于在错误确定功能确定在所述一个声线上设置每个相关窗口时通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值有错误时,在通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算,以及其中物理量计算功能基于平均计算功能所获得的平均值,设置相关窗口。

[0033] 根据第二十方面的本发明提供一种用于超声诊断设备的控制程序,其中,在根据第十七方面的本发明中,控制程序还允许计算机执行选择功能,该功能用于在设置所述一个声线上的每个相关窗口时,从通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选出适合于设置每个相关窗口的计算值,以及其中物理量计算功能基于选择功能所选择的计算值,执行相关窗口的设置。

[0034] [本发明的优点]

[0035] 根据本发明,在所述一个声线上设置每个相关窗口时,物理量计算器根据所述一个声线上邻近相关窗口的前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上的其它声线相关窗口上的相关算术运算来设置对应的相关窗口。因此,如果通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值是其上已更准确反映生物组织的弹性的计算值,则甚至在从前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的结果获得的计算值不是其上已准确反映生物组织的弹性的计算值的情况下,也能以经受相关算术运算的相关窗口之间的匹配度变得高于常规的此类方式来设置所述一个声线上的相关窗口。因此,可能抑制弹性图像上线性伪影的出现,并采集其上已比常规更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0036] 还是根据本发明,在所述一个声线上设置每个相关窗口时,平均算术单元在通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算。物理量计算器基于通过平均算术单元所获得的平均值,执行相关窗口的设置。因此,如果通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值是其上已更准确反映生物组织的弹性的计算值,则甚至在从前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的结果所获得的计算值不是其上已准确反映生物组织的弹性的计算值的情况下,也能以经受相关算术运算的相关窗口之间的匹配度变得高于常规的此类方式来设置所述一个声线上的相关窗口。因此,可能抑制弹性图像上线性伪影的出现,并采集其上已比常规更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0037] 此外,根据本发明,当在所述一个声线上设置每个相关窗口时,错误确定器确定通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值有错误时,平均算术单元在通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值上执行平均算术运算。物理量计算器基于通过平均算术单元所获得的平均值,执行相关窗口的设置。因此,如果通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值是其上已更准确反映生物组织的弹性的计算值,则甚至在从前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的结果获得的计算值不是其上已准确反映生物组织的弹性的计算值的情况下,也能以经受相关算术运算的相关窗口之间的匹配度变得高于常规的此类方式来设置所述一个声线上的相关窗口。因此,可能抑制弹性图像上线性伪影的出现,并采集其上已比常规更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0038] 此外,根据本发明,当在所述一个声线上设置每个相关窗口时,选择器从通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的计算值选出适合于设置相关窗口的对应计算值。物理量计算器基于选择的计算值来设置相关窗口。因此,如果通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每

个计算值是其上已更准确反映生物组织的弹性的计算值,则甚至在从前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的结果所获得的计算值不是其上已准确反映生物组织的弹性的计算值的情况下,通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的每个计算值也被选择为适合于设置相关窗口的计算值。因此,能以经受相关算术运算的相关窗口之间的匹配度变得高于常规的此类方式来设置所述一个声线上的相关窗口。因此,可能抑制弹性图像上线性伪影的出现,并采集其上已比常规更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。

#### 附图说明

- [0039] 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。  
[0040] 图 2 是示出图 1 所示的超声诊断设备的弹性图像处理单元的配置的框图。  
[0041] 图 3 是示出显示器上显示的超声图像的图。  
[0042] 图 4 是用于描述在弹性图像数据生成时相关窗口的设置的图。  
[0043] 图 5 是用于描述在弹性图像数据生成时相关窗口的设置的图。  
[0044] 图 6 是用于描述在弹性图像数据生成时相关窗口的设置的图。  
[0045] 图 7 是示出根据第一实施列的修改的弹性图像处理单元的配置的框图。  
[0046] 图 8 是示出根据第二实施列的弹性图像处理单元的配置的框图。

#### 具体实施方式

[0047] 下面将基于附图,更详细地解释本发明的实施例。

[0048] (第一实施例)

[0049] 第一实施例将基于图 1 到图 6 来解释。图 1 所示的超声诊断设备 1 配有超声探头 2、传送/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 及显示器 7。此外,超声诊断设备 1 包括控制器 8 和操作单元 9。

[0050] 超声探头 2 将超声传送到生物组织并接收其回声。如后面所述,在使超声探头 2 接触生物组织的表面的状态中,基于在重复压力和松弛的同时执行超声的传送/接收而采集的回声信号,生成弹性图像。

[0051] 传送/接收单元 3 在预定扫描条件下驱动超声探头 2 以执行每个声线的超声的扫描。传送/接收单元 3 执行信号处理,例如超声探头 2 接收的每个回声信号上的相位添加 (phasing-adding) 处理。

[0052] 顺便提及的是,传送/接收单元 3 单独执行用于生成 B 模式图像的扫描和用于生成弹性图像的扫描。在用于生成弹性图像的扫描时,扫描在区域中相同声线上执行两次,以用于生成物体的弹性图像。

[0053] B 模式图像处理单元 4 执行有关从传送/接收单元 3 输出的回声信号的 B 模式处理,如对数压缩处理、包络检测处理或诸如此类,由此生成 B 模式图像数据。

[0054] 弹性图像处理单元 5 基于从传送/接收单元 3 输出的回声信号生成弹性图像数据。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。此外,弹性图像处理单元 5 具有平均算术单元 53。

[0055] 物理量计算器 51 将由于通过超声探头 2 的压力及其松弛产生的生物组织的相应部分或区域的变形造成的位移 (以下简称为“位移”) 计算为与生物组织中相应区域的弹性

有关的物理量（位移计算功能）。物理量计算器 51 基于如在上面描述中使用的图 4 所示的属于时间中不同的两个帧 (i) 和 (ii) 的相同声线上的两个回声信号, 计算位移。其细节将在后面解释。物理量计算器 51 是说明本发明中物理量计算器的实施例的一个示例。位移计算功能是说明本发明中物理量计算功能的实施例的一个示例。

[0056] 弹性图像数据生成器 52 将物理量计算器 51 计算的位移转换成色调信息, 并在弹性图像生成区域中生成弹性图像数据（弹性图像数据生成功能）。弹性图像数据生成器 52 是本发明中弹性图像数据生成器的实施例的一个示例。弹性图像数据生成功能是本发明中弹性图像数据生成功能的实施例的一个示例。

[0057] 现在, 在本实施例中, 如图 3 所示, 关注区域 (ROI) R 设置到显示器 7 上显示的 B 模式图像 BG 上。弹性图像数据在关注区域 R 中形成。然而, 本发明不限于以此方式相对于 B 模式图像 BG 的部分生成弹性图像的情况, 而是可在整个 B 模式图像 BG 内形成弹性图像数据。

[0058] 平均算术单元 52 在通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的位移（后面要描述的位移  $X_c$ ）和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的位移（后面要描述的位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$ ）上执行平均算术运算（平均计算功能）。其细节将在后面解释。平均算术单元 53 是本发明中平均算术单元的实施例的一个示例。

[0059] B 模式图像处理单元 4 生成的 B 模式图像数据和弹性图像处理单元 5 生成的弹性图像数据由组合器 6 组合在一起。具体地说, 组合器 6 将对应于一个帧的弹性图像数据和 B 模式图像数据相加在一起以生成对应显示器 7 上显示的一个帧的超声图像数据。随后, 如图 3 所示, 将在组合器 6 获得的超声图像数据作为通过组合单色 B 模式图像 BG 和彩色弹性图像 EG 获得的超声图像 G 显示在显示器 7 上。在本实施例中, 弹性图像 EG 以半透明形式在关注区域 R 内显示（在背景 B 模式图像透明的状态中）。

[0060] 控制器 8 包括 CPU（中央处理单元）。控制器 8 读取未示出的存储单元中存储的控制程序, 并促使控制程序执行位移计算功能、弹性图像数据生成功能以及平均计算功能, 以及除这些功能外, 还执行超声诊断设备 1 的相应部分的功能。操作单元 9 包括键盘和指点装置（未示出）以使操作员输入指令和信息。

[0061] 现在将解释根据本实施例的超声诊断设备 1 的操作。首先, 传送 / 接收单元 3 将超声从超声探头 2 传送到物体的生物组织, 并采集其回声信号。此时, 超声的传送 / 接收通过超声探头 2 在重复对物体的压力及其松弛时执行。

[0062] 回声信号被采集时, B 模式图像处理单元 4 基于来自传送 / 接收单元 3 的回声信号生成 B 模式图像数据。弹性图像处理单元 5 基于来自传送 / 接收单元 3 的回声信号生成弹性图像数据。如图 3 所示, B 模式图像数据和弹性图像数据在组合器 6 组合在一起, 并且通过将 B 模式图像 BG 和弹性图像 EG 组合在一起获得的超声图像 G 显示在显示器 7 上。

[0063] 在弹性图像处理单元 5 的弹性图像数据的生成将详细解释。图 4 中所示的帧 (i) 和 (ii) 分别包括在多个声线上采集的回声信号。在图 4 中, 五个声线  $L_{1a}$ 、 $L_{1b}$ 、 $L_{1c}$ 、 $L_{1d}$  和  $L_{1e}$  示为帧 (i) 上的一些声线。声线  $L_{2a}$ 、 $L_{2b}$ 、 $L_{2c}$ 、 $L_{2d}$  和  $L_{2e}$  示为帧 (ii) 中对应于声线  $L_{1a}$  到  $L_{1e}$  的声线。也就是说, 声线  $L_{1a}$  和  $L_{2a}$ 、声线  $L_{1b}$  和  $L_{2b}$ 、声线  $L_{1c}$  和  $L_{2c}$ 、声线  $L_{1d}$  和  $L_{2d}$  及声线  $L_{1e}$  和  $L_{2e}$  分别对应于属于相互不同的两个帧的相同声线。在图 4 中,  $R(i)$  和  $R(ii)$  指示各自对应于关注区域 R 的区域。

[0064] 现在将作为示例描述在声线 L1c 和 L2c 上生成了弹性图像数据的情况。物理量计算器 51 分别对声线 L1c 和 L2c 上的回声信号 S1 和 S2(未示出) 设置相关窗口 W1 和 W2, 并执行相关窗口 W1 与 W2 之间的相关算术运算以便由此计算位移。弹性图像数据生成器 52 基于位移来生成对应于一个像素的弹性图像数据。

[0065] 将解释相关窗口 W1 和 W2 的设置。物理量计算器 51 按顺序从声线 L1c 上区域 R(i) 的上端部分 100 到其下端部分 101 设置相关窗口 W1, 并且按顺序从声线 L2c 上区域 R(ii) 的上端部分 100 到其下端部分 101 设置相关窗口 W2。

[0066] 这将进一步详细解释。现在将作为示例描述分别对声线 L1c 和 L2c 上的回声信号 S1 和 S2 设置相关窗口 W11c 和 W21c 的情况, 如图 4 所示。顺便提及的是, 以类似于对声线 L1c 上的回声信号 S1 的其设置的方式, 对属于帧 (i) 的其对应回声信号设置相关窗口。以对声线 L2c 上的回声信号 S2 的其设置的方式, 对属于帧 (ii) 的其对应回声信号设置相关窗口。

[0067] 在图 4 中, W10c 和 W20c 是与声线 L1c 和 L2c 上的相关窗口 W11c 和 W21c 相邻的相关窗口, 并且其上紧接它之前执行相关算术运算。此处, 术语“相邻相关窗口”指示相关窗口的设置的次序 (turn) 在其是连续性的相关窗口。与在相同声线上要设置的相关窗口 (本文中的相关窗口 W11c 和 W21c) 相邻的并且其上紧接它之前执行相关算术运算的相关窗口被认为是前面紧邻的相关窗口。前面紧邻的相关窗口在本文中指相关窗口 W10c 和 W20c。也就是说, 相关窗口 W10c 和 W20c 是说明本发明中前面紧邻的相关窗口的实施例的一个示例。

[0068] 首先, 物理量计算器 51 将相关窗口从前面紧邻的相关窗口 W10c 移动预先规定的数据的预定数量以设置相关窗口 W11c。此处, 相关窗口移动对应于相关窗口 W10c 的窗口宽度的数据的数量以设置相关窗口 W11c。相关窗口 W11c 的窗口宽度与相关窗口 W10c 的窗口宽度相同。因此, 按顺序从上端部分 100 到下端部分 101 对声线 L1c 上的回声信号 S1 设置窗口宽度相同的相关窗口 W1。

[0069] 下面将描述相关窗口 W21c 的设置。在设置相关窗口 W21c 时, 如图 5 所示, 相关窗口首先分别对与声线 L1c 和 L2c 不同的声线 L1a 和 L2a、声线 L1b 和 L2b、声线 L1d 和 L2d 及声线 L1e 和 L2e 在它们被带到生物组织中与相关窗口 W10c 和 W20c 相同的深度的位置来设置。具体地说, 相关窗口 W10a 和 W20a 分别对声线 L1a 和 L2a 来设置, 相关窗口 W10b 和 W20b 分别对声线 L1b 和 L2b 来设置, 相关窗口 W10d 和 W20d 分别对声线 L1d 和 L2d 来设置, 以及相关窗口 W10e 和 W20e 分别对声线 L1e 和 L2e 来设置。

[0070] 现在, 对与对其设置相关窗口的声线不同的其它声线设置的相关窗口被认为是其它声线相关窗口。此处, 其它声线相关窗口对应于相关窗口 W10a 和 W20a、相关窗口 W10b 和 W20b、相关窗口 W10d 和 W20d 及相关窗口 W10e 和 W20e, 并且分别设置到与生物组织中前面紧邻的相关窗口相同的深度。相关窗口 W10a 和 W20a、相关窗口 W10b 和 W20b、相关窗口 W10d 和 W20d 及相关窗口 W10e 和 W20e 是说明本发明中其它声线相关窗口的实施例的一个示例。

[0071] 此处, 对应于其它声线相关窗口的相关窗口 W10a 和 W20a、相关窗口 W10b 和 W20b、相关窗口 W10d 和 W20d 及相关窗口 W10e 和 W20e 不一定限于设置到与对应于生物组织中前面紧邻的相关窗口的关系窗口 W10c 和 W20c 在相同深度的那些相关窗口。然而, 合乎需要

的是在深度方向中它们的位置不与彼此过分分隔。

[0072] 顺便提及的是,声线 L1c 和 L2c 是此处说明本发明中一个声线的实施例的一个示例。声线 L1a 和 L2a、声线 L1b 和 L2b、声线 L1d 和 L2d 及声线 L1e 和 L2e 分别是说明本发明中其它声线的实施例的一个示例。

[0073] 接着,物理量计算器 51 执行相关窗口 W10a 与 W20a 之间的相关算术运算、相关窗口 W10b 与 W20b 之间的相关算术运算、相关窗口 W10d 与 W20d 之间的相关算术运算及相关窗口 W10e 与 W20e 之间的相关算术运算,以便由此分别计算位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$ 。随后,平均算术单元 53 基于位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  以及通过相关窗口 W10c 与 W20c 之间的相关算术运算所获得的位移  $X_c$ ,执行平均算术运算以便由此计算各个位移的平均值  $X_{AV}$ 。

[0074] 顺便提及的是,与其它声线相关窗口有关的位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  可由物理量计算器 51 在执行平均算术运算时来计算。然而,如果在生成有关其它声线相关窗口的弹性图像数据时位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  已经计算得出,则它们无需重新计算,并且此时计算的值可用于平均算术运算。

[0075] 此处,在执行平均算术运算时,可根据相关系数对位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  加权。也就是说,假设在相关窗口 W10a 与 W20a 之间相关算术运算的相关系数是  $C_a$ 、在相关窗口 W10b 与 W20b 之间相关算术运算的相关系数是  $C_b$ 、在相关窗口 W10c 与 W20c 之间相关算术运算的相关系数是  $C_c$ 、在相关窗口 W10d 与 W20d 之间相关算术运算的相关系数是  $C_d$  以及在相关窗口 W10e 与 W20e 之间相关算术运算的相关系数是  $C_e$ ,则位移  $X_a$  乘以对应于相关系数  $C_a$  的权重因子,位移  $X_b$  乘以对应于相关系数  $C_b$  的权重因子,位移  $X_c$  乘以对应于相关系数  $C_c$  的权重因子,位移  $X_d$  乘以对应于相关系数  $C_d$  的权重因子以及位移  $X_e$  乘以对应于相关系数  $C_e$  的权重因子,以便由此执行平均算术运算。权重因子认为是在相关系数变得更高时变大的此类因子。

[0076] 顺便提及的是,在为相关窗口 W10c 和 W20c 生成弹性图像数据时,图像数据生成器 52 可不基于位移  $X_c$  而是基于平均值  $X_{AV}$  来生成弹性图像数据。

[0077] 在平均值  $X_{AV}$  由平均算术单元 53 计算得出时,物理量计算器 51 基于平均值  $X_{AV}$  确定从相关窗口 W20c 移动的量,并由此如图 6 所示设置相关窗口 W21c。以此方式设置的相关窗口 W21c 部分重叠在相关窗口 W20c 上,并且被带到不同于相关窗口 W20c 的窗口宽度的窗口宽度。

[0078] 此处,相关窗口 W11c 可在设置相关窗口 W21c 之前设置,或者可在相关窗口 W21c 已设置之后设置。当相关窗口 W11c 和 W21c 设置时,物理量计算器 51 执行相关窗口 W11c 与 W21c 之间的相关算术运算以计算位移。

[0079] 顺便提及的是,下面相关窗口 W2 按顺序在声线 L2c 上从上端部分 100 到下端部分 101 以类似方式设置。也说是说,在设置声线 L2c 上的相关窗口时,在其上之前刚执行相关算术运算的前面紧邻的相关窗口之间获得的位移、以及通过与前面紧邻的相关窗口位于相同深度的用于其它声线(声线 L1a 和 L2a、声线 L1b 和 L2b、声线 L1d 和 L2d 及声线 L1e 和 L2e)的相关窗口之间的相关算术运算而获得的位移上执行平均算术运算,以便基于如此获得的平均位移,按顺序设置相关窗口 W2。以此方式按顺序从上端部分 100 到下端部分 101 对声线 L2c 上的回声信号 S2 设置的相关窗口 W2 不一定被带到相同的窗口宽度,并且可具有相互重叠的部分。

[0080] 根据上述提出的实施例的超声诊断设备 1, 与帧 (ii) 有关的相关窗口根据其它声线相关窗口上的相关窗口和前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算来设置。例如, 基于相关窗口 W10c 与 W20c 之间获得的位移  $X_c$ 、相关窗口 W10 与 W20a 之间获得的位移  $X_a$ 、相关窗口 W10b 与 W20b 之间获得的位移  $X_b$ 、相关窗口 W10d 与 W20d 之间获得的位移  $X_d$  以及相关窗口 W10e 与 W20e 之间获得的位移  $X_e$  的平均值  $X_{AV}$ , 设置相关窗口 W21c。因此, 如果位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  是其上已更准确地反映生物组织的弹性的那些位移, 则即使相关窗口 W10c 与 W20c 之间获得的位移  $X_c$  不是其上已准确反映生物组织的弹性的位移的情况下, 也能够设置相关窗口 W21c, 使得与如常规情况中仅基于位移  $X_c$  来设置相关窗口 W21c 的情况相比, 与相关窗口 W11c 的匹配度变高。因此, 可能抑制弹性图像上线性伪影的出现, 并获得其上已比以前更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0081] 下面将解释第一实施例的修改。在修改中, 弹性图像处理单元 5 还具有如图 7 所示的错误确定器 54。在由平均算术单元 53 执行平均算术运算时, 错误确定器 54 确定用于平均算术运算的位移是否有目标为针对位移的错误 (错误确定功能)。除确定为有错误的位移外, 平均算术单元 53 执行平均算术运算。错误确定器 54 是本发明中错误确定器的实施例的一个示例。

[0082] 例如, 错误确定器 54 确定在位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_c$ 、 $X_d$  和  $X_e$  上执行平均算术运算时, 这些位移  $X_a$  到  $X_e$  是否有错误。随后, 除在错误确定器 54 确定为有错误的位移外, 平均算术单元 53 执行位移  $X_a$  到  $X_e$  的平均算术运算。也就是说, 在确定对应于通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的位移的  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  的任一项有错误时, 平均算术单元 53 在不包括确定为有错误的位移的其它声线相关窗口处的位移和在前面紧邻的相关窗口处的位移  $X_c$  上执行平均算术运算。在确定位移  $X_c$  有错误时, 平均算术运算 53 在位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  上执行平均算术运算。

[0083] 顺便提及的是, 有关位移  $X_c$  的错误确定可在生成有关相关窗口 W10c 和 W20c 的弹性图像数据前执行。这种情况下, 在确定位移  $X_c$  有错误时, 弹性图像数据生成器 52 在生成用于相关窗口 W10c 和 W20c 的弹性图像数据时, 可不基于位移  $X_c$  而基于位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  来生成弹性图像数据。

[0084] 作为用于由错误确定器 54 做出位移判定的方法的一个示例, 提出一种基于通过其获得用于确定的位移目标的相关算术运算处的相关系数  $C$  ( $0 < C < 1$ ) 来确定位移是否有错误的方法。在这种情况下, 预先相对于相关系数  $C$  来设置预定阈值  $C_{TH}$ 。在相关系数  $C$  小于阈值  $C_{TH}$  时, 错误确定器 54 确定位移为错误。例如, 在错误确定器 54 确定位移  $X_a$  是否有错误时, 它比较相关窗口 W10a 和 W20a 之间执行的相关算术运算处的相关系数  $C_a$  和阈值  $C_{TH}$ 。在相关系数  $C_a$  小于阈值  $C_{TH}$  时, 错误确定器 54 确定位移  $X_a$  为错误。

[0085] 作为用于由错误确定器 54 做出位移判定的另一个方法, 提出一种在用于确定的位移目标未落在预先设置的预定范围内的情况下、确定该位移是错误的方法。此处, 预定范围是由例如操作员设置的并用于操作员认为可正常采集的每个位移的范围。

[0086] 此外, 作为用于由错误确定器 54 做出位移判定的又一个方法, 提出一种基于目标要针对确定的其它位移的分布来确定目标要针对确定的位移是否有错误的方法。具体地说, 在目标为针对确定的位移相对于目标要针对确定的其它位移的分布明显不同时, 错误确定器 54 确定它有错误。确定位移明显不同的范围根据操作员的判定预先设置。

[0087] 例如,在确定位移  $X_a$  是否有错误时,错误确定器 54 确定位移  $X_b$ 、 $X_c$ 、 $X_d$  和  $X_e$  的平均值。当位移  $X_a$  不在操作员相对于平均值设置的  $\pm n\%$  的范围内时,错误确定器 54 确定它有错误。因此,错误确定器 54 基于位移  $X_b$ 、 $X_c$ 、 $X_d$  和  $X_e$  的分布来确定该位移是否有错误。

[0088] (第二实施例)

[0089] 下面将描述第二实施例。第二实施例在基本配置上与第一实施例相同,并且类似于第一实施例中那些项目的项目的描述将被忽略。

[0090] 虽然甚至在本实施例中,物理量计算器 51 根据前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算和在其它声线相关窗口上的相关算术运算,以类似于第一实施例的方式来设置帧 (i) 的相关窗口,但本实施例在具体设置方法方面与其不同。

[0091] 具体地说,在本实施例中如图 8 所示,弹性图像处理单元 5 除物理量计算器 51 和弹性图像数据生成器 52 外还具有选择器 55。选择器 55 从用于前面紧邻的相关窗口的位移和通过其它声线相关窗口上的相关算术运算所获得的位移中选择适合于设置每个相关窗口的位移(选择功能)。选择器 55 是本发明中选择器的实施例的一个示例。物理量计算器 51 基于选择器 55 选择的位移,设置在帧 (ii) 的对应相关窗口。顺便提及的是,在帧 (i) 的相关窗口的设置类似于第一实施例。

[0092] 例如,在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数超过 预定阈值时,选择器 55 将通过前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算所获得的位移选择为适合于设置每个相关窗口的位移。另一方面,当在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数小于或等于预定阈值时,选择器 55 将通过在其它声线相关窗口的高于在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数的每个相关系数上的相关算术运算所获得的位移选择为适合于设置每个相关窗口的位移。

[0093] 具体地说,在设置相关窗口  $W_{21c}$  的情况下,当在相关窗口  $W_{10c}$  与  $W_{20c}$  之间的相关算术运算的相关系数  $C_c$  超过阈值  $C_{th}$  时,选择器 55 选择的位移是相关窗口  $W_{10c}$  与  $W_{20c}$  之间获得的位移  $X_c$ ,并且物理量计算器 51 基于位移  $X_c$  来设置相关窗口  $W_{21c}$ 。

[0094] 另一方面,在相关系数  $C_c$  小于或等于阈值  $C_{th}$  时,选择器 55 比较在声线  $L_{1b}$  和  $L_{2b}$  处的相关窗口  $W_{10b}$  与  $W_{20b}$  之间进行的相关算术运算的相关系数  $C_b$  和相关系数  $C_c$  (声线  $L_{1b}$  和  $L_{2b}$  对应于与相关窗口  $L_{1c}$  和  $L_{2c}$  的左侧相邻的声线)。当相关系数  $C_b$  高于相关系数  $C_c$  时,选择器 55 将相关窗口  $W_{10b}$  与  $W_{20b}$  之间获得的位移  $X_b$  选择为用于设置相关窗口  $W_{21c}$  的位移。另一方面,当相关系数  $C_b$  小于或等于相关系数  $C_c$  时,选择器 55 比较在声线  $L_{1d}$  和  $L_{2d}$  处的相关窗口  $W_{10d}$  与  $W_{20d}$  之间执行的相关算术运算的相关系数  $C_d$  和相关系数  $C_c$  (声线  $L_{1d}$  和  $L_{2d}$  对应于与声线  $L_{1c}$  和  $L_{2c}$  的右侧相邻的声线)。当相关系数  $C_d$  高于相关系数  $C_c$  时,选择器 55 将相关窗口  $W_{10d}$  与  $W_{20d}$  之间获得的位移  $X_d$  选择为用于设置相关窗口  $W_{21c}$  的位移。另一方面,当相关系数  $C_d$  小于或等于相关系数  $C_c$  时,选择器 55 还在不同声线上重复上述处理,并将通过由其引起高于相关系数  $C_c$  的相关系数的相关算术运算所获得的位移选择为用于设置相关窗口  $W_{21c}$  的位移。

[0095] 然而,在相关系数  $C_c$  小于或等于阈值  $C_{th}$  时,选择器 55 可将通过与相关系数  $C_a$ 、 $C_b$ 、 $C_d$  和  $C_e$  中最高相关系数(比相关系数  $C_c$  更高)有关的相关算术运算所获得的位移选择为用于设置相关窗口  $W_{21c}$  的位移。

[0096] 当相关系数  $C_c$  小于或等于阈值  $C_{th}$  时,选择器 55 可将位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  中位

于预先设置的预定范围内的任何位移选择为用于设置相关窗口 W21c 的位移。

[0097] 根据上述提出的实施例,例如,基于选择器 55 从通过相关窗口 W10c 与 W20c 之间相关算术运算所获得的位移  $X_c$  和通过其它声线相关窗口(相关窗口 W10b 与 W20b、相关窗口 W10d 与 W20d 等)之间的相关算术运算所获得的位移中选择的位移,设置相关窗口 W21c。因此,如果通过其它声线相关窗口之间的相关算术运算所获得的每个位移是其上已更准确反映生物组织的弹性的位移,则甚至在位移  $X_c$  不是其上已准确反映生物组织的弹性的位移的情况下,此位移也被选择为适合于设置相关窗口 W21c 的位移。因此,相关窗口 W21c 能以此类方式来设置,使得与相关窗口 W11c 的匹配度变得比常规更高。因此,可能抑制弹性图像上线性伪影的出现,并采集到其上已比常规更准确地反映生物组织的弹性的弹性图像。

[0098] 下面将解释第二实施例的修改。先将描述第一修改。选择器 55 可将通过对于在前面紧邻的相关窗口上的相关算术运算的相关系数和在其它声线相关窗口上的相关算术运算的相关系数中的最高相关系数的相关算术运算所获得的位移选择为适合于设置每个相关窗口的位移。例如,选择器 55 将通过对于在相关窗口 W10a 与 W20a 之间的相关算术运算的相关系数  $C_a$ 、在相关窗口 W10b 与 W20b 之间的相关算术运算的相关系数  $C_b$ 、在相关窗口 W10c 与 W20c 之间的相关算术运算的相关系数  $C_c$ 、在相关窗口 W10d 与 W20d 之间的相关算术运算的相关系数  $C_d$  以及在相关窗口 W10e 与 W20e 之间的相关算术运算的相关系数  $C_e$  中的最高相关系数的相关算术运算所获得的位移选择为用于设置相关窗口 W21c 的位移。

[0099] 下面将描述第二修改。在第二修改中,当通过前面紧邻的相关窗口之间相关算术运算所获得的对应位移是位于预定范围内的位移时,选择器 55 将此位移选择为适合于设置每个相关窗口的位移。另一方面,在通过前面紧邻的相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移是在预定范围之外的位移时,选择器 55 将通过其它声线相关窗口之间的相关算术运算所获得的且位于预定范围内的每个位移选择为适合于设置每个相关窗口的位移。

[0100] 例如,在设置相关窗口 W21c 时,如果通过相关窗口 W10c 与 W20c 之间的相关算术运算所获得的位移  $X_c$  在预先设置的预定范围内,则选择器将此位移  $X_c$  选择为适合于设置相关窗口 W21c 的位移。

[0101] 另一方面,当通过相关窗口 W10c 与 W20c 之间的相关算术运算所获得的位移  $X_c$  在预定范围外时,选择器将位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  中位于预定范围内的任何位移选择为适合于设置相关窗口 W21c 的位移。在此情况下,选择器 55 可任意选择位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  中的通过相关系数变得高于相关系数  $C_c$  的此类相关算术运算所获得的任何位移。选择器 55 可选择位于位移  $X_a$ 、 $X_b$ 、 $X_d$  和  $X_e$  中通过对于高于相关系数  $C_c$  的相关系数的相关算术运算的最高相关系数的相关算术运算所获得的位移。

[0102] 顺便提及的是,预定范围是由例如操作员设置的并用于操作员认为可正常采集的每个位移的范围。

[0103] 下面将解释第三修改。选择器 55 基于通过有关多个其它声线的其它声线相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移的分布,确定通过前面紧邻的相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移是否适合于设置每个相关窗口。当通过前面紧邻的相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移不是相对于通过其它声线相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移的分布有显著不同的位移时,选择器 55 将通过前面紧邻的相关窗口之间的相关算

术运算所获得的位移选择为适合于设置每个相关窗口的对应位移。另一方面,在通过前面紧邻的相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移相对于通过其它声线相关窗口之间的相关算术运算所获得的位移的分布明显不同时,选择器 55 将通过其它声线相关窗口之间的相关算术运算所获得的且位于预定范围内的每个位移选择为适合于设置每个相关窗口的对应位移。顺便提及的是,确定明显不同的范围预先由操作员的判定来设置。

[0104] 例如,在设置相关窗口 W21c 时,通过相关窗口 W10c 与 W20c 之间的相关算术运算所获得的位移 Xc 相对于位移 Xa、Xb、Xd 和 Xe 的平均值落在操作员设置的  $\pm n\%$  的范围内,则位移 Xc 被选择为适合于设置相关窗口 W21c 的相关窗口。

[0105] 另一方面,如果位移 Xc 相对于位移 Xa、Xb、Xd 和 Xe 的平均值未落在操作员设置的  $\pm n\%$  的范围内,则对应于位移 Xa、Xb、Xd 和 Xe 中的任何位移且位于预先设置的预定范围内的位移被选择为适合于设置相关窗口 W21c 的对应相关窗口。在此情况下,可任意选择位移 Xa、Xb、Xd 和 Xe 中通过对于高于相关系数 Cc 的相关系数或超过预定阈值  $C_{th}$  的相关系数的对应相关算术运算所获得的任何位移。备选的是,可选择通过对于高于相关系数 Cc 的相关系数的相关算术运算的在相关系数中最高的相关算术运算所获得的位移。任何位于预先设置的预定范围内的位移可从位移 Xa、Xb、Xd 和 Xe 选出。

[0106] 虽然在上面已通过相应实施例描述本发明,但在不脱离其要旨的范围内当然能以各种方式更改本发明。例如,物理量计算器 51 可将生物组织的扭曲 (distortion) 或其弹性模量计算为与生物组织的弹性有关的物理量,而不是由于生物组织的变形而引起的位移。

[0107] 在第二实施例中,当位移 Xc 未被选择为适合于设置相关窗口 W21c 的位移时,弹性图像数据生成器 52 在生成用于相关窗口 W10c 和 W20c 的弹性图像数据时,可不基于位移 Xc 而基于选择为适合于设置相关窗口 W21c 的位移的位移来生成弹性图像数据。

[0108] [ 引用数字的解释 ]

[0109] 1 超声诊断设备

[0110] 51 物理量计算器

[0111] 52 弹性图像数据生成器

[0112] 53 平均算术单元

[0113] 54 错误确定器

[0114] 55 选择器

[0115] W10c、W20c 相关窗口 (前面紧邻的相关窗口)

[0116] W10a、W20a、W10b、W20b、W10d、W20d、W10e、W20e 相关窗口 (其它声线相关窗口)。

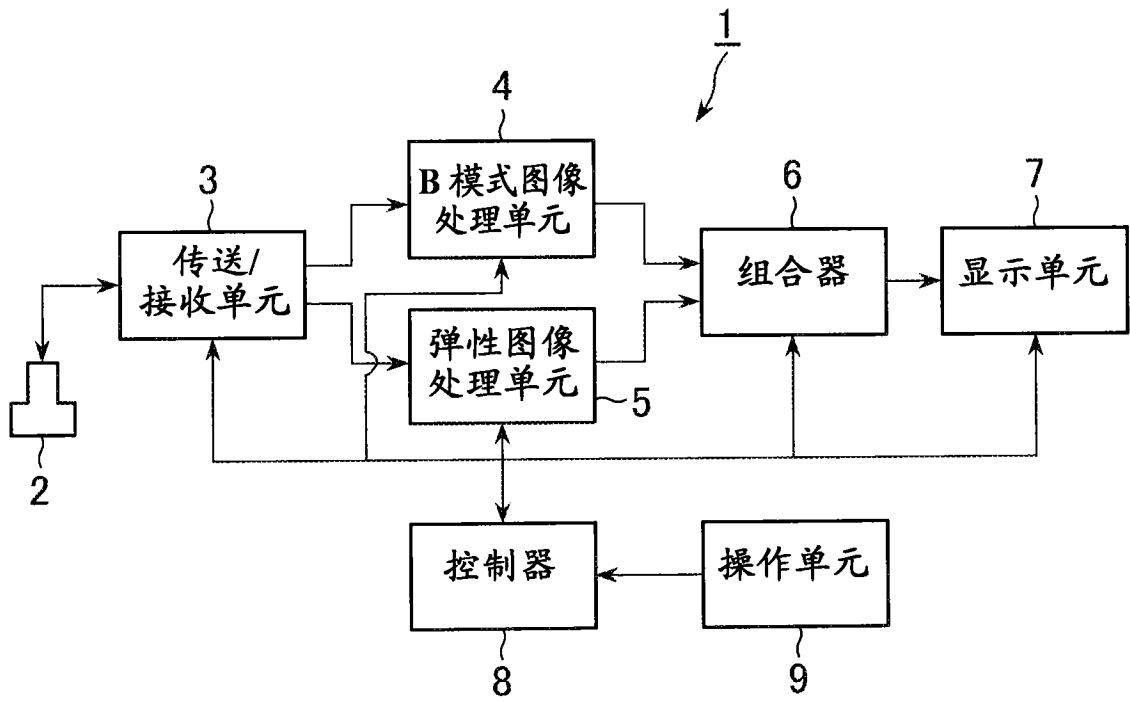


图 1

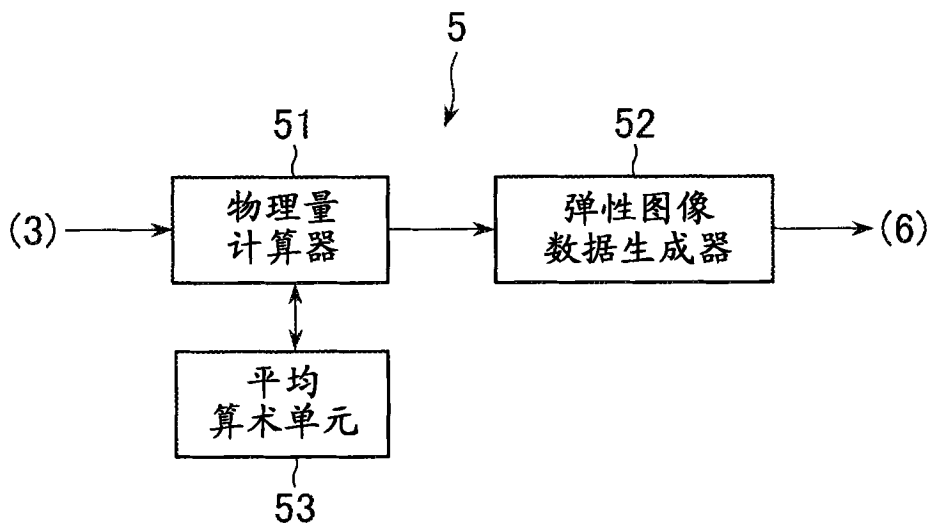


图 2

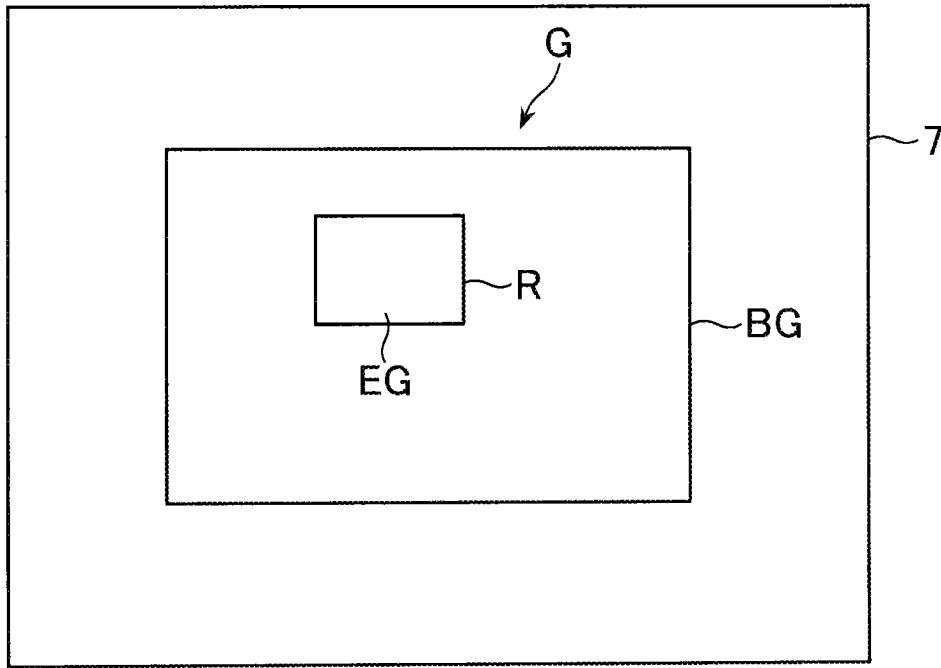


图 3

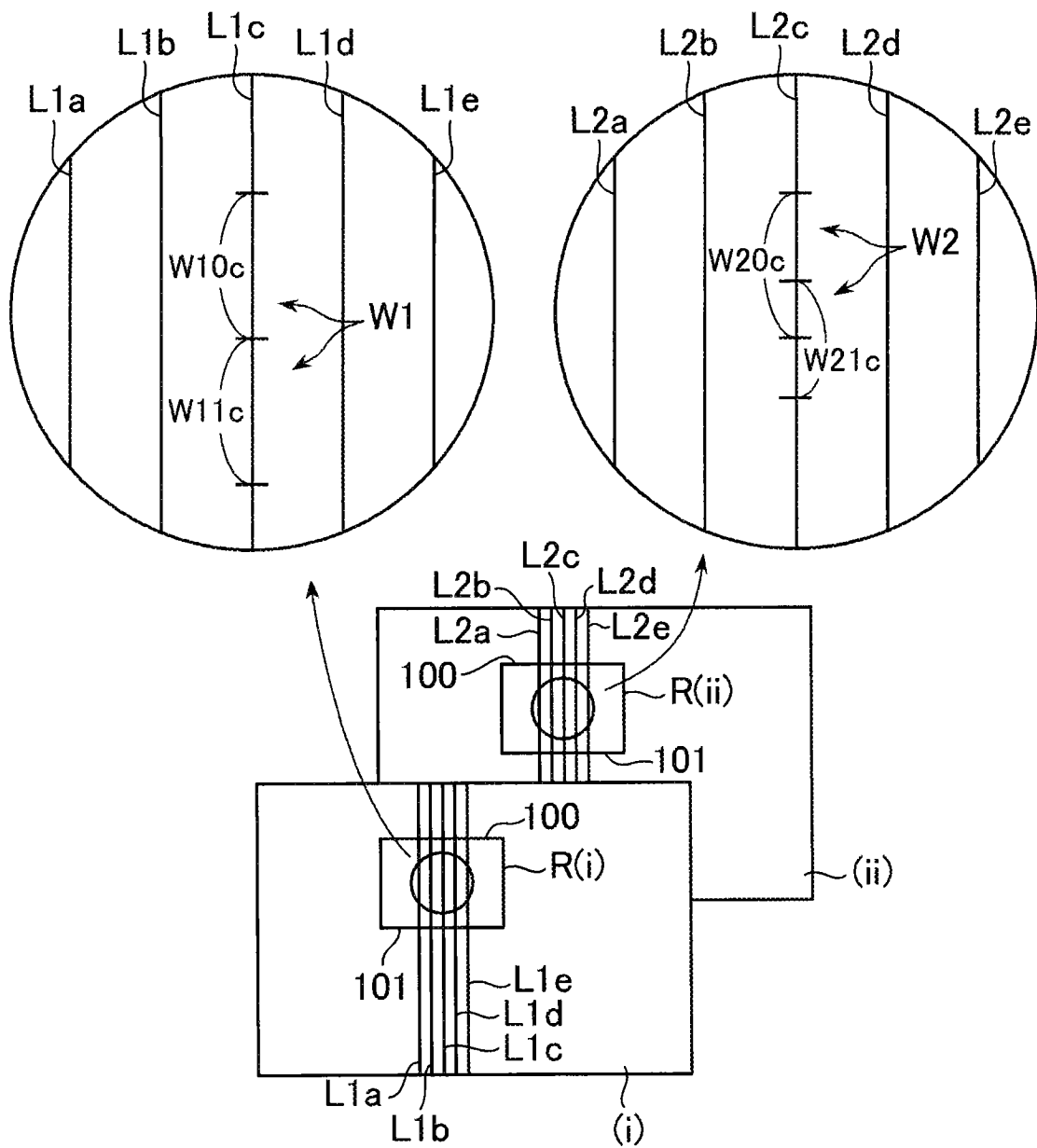


图 4

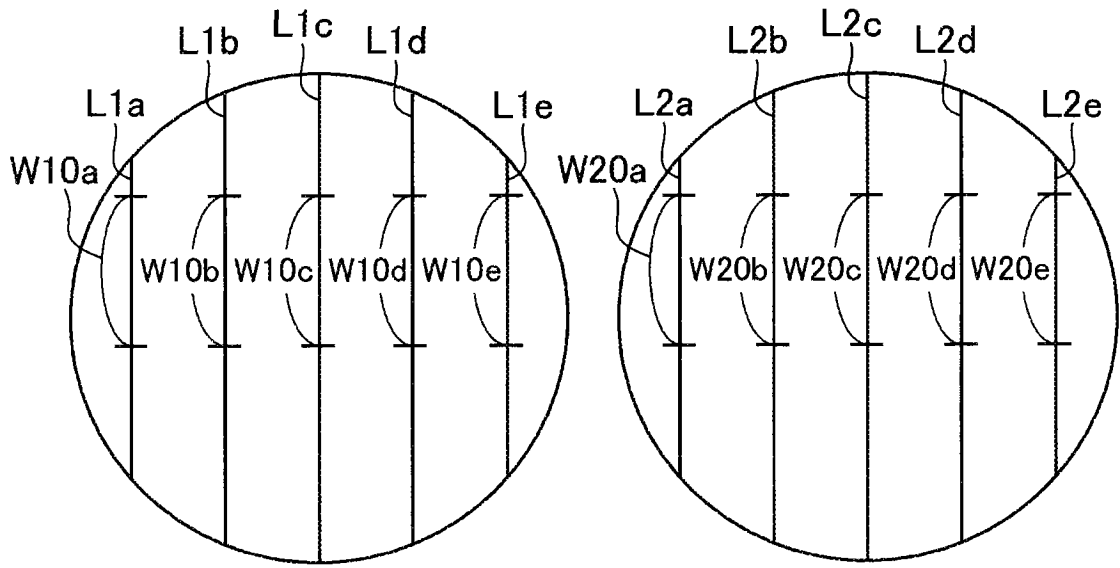


图 5

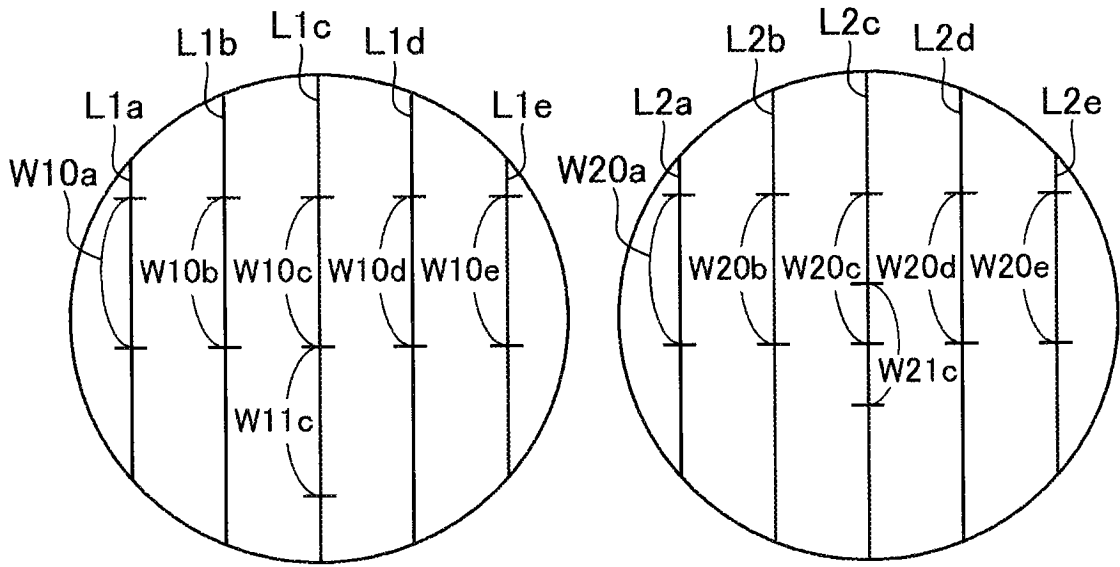


图 6

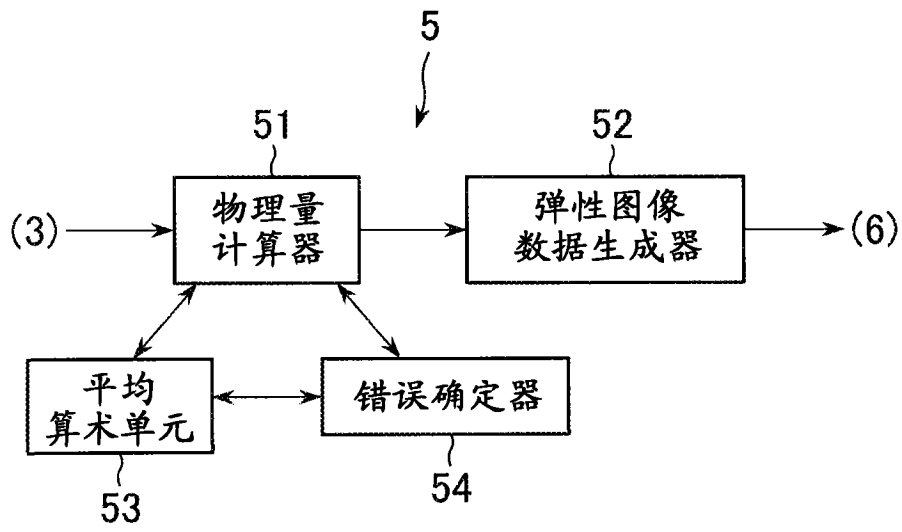


图 7

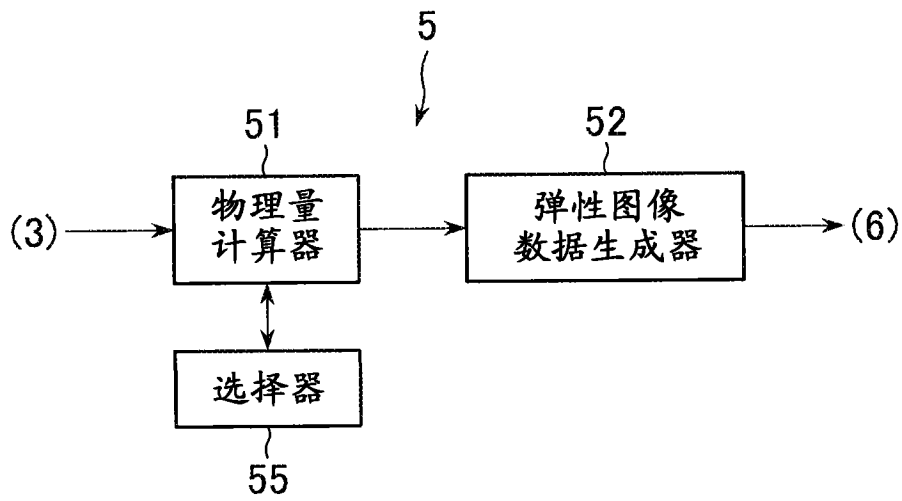


图 8

专利名称(译)	超声诊断设备及其方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN101961252B</a>	公开(公告)日	2015-04-22
申请号	CN201010245120.X	申请日	2010-07-22
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		
发明人	谷川俊一郎		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/485		
审查员(译)	谢楠		
优先权	2009170893 2009-07-22 JP		
其他公开文献	CN101961252A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明名称为“超声诊断设备及其方法”。超声诊断设备(1)包括物理量计算器和弹性图像数据生成器；物理量计算器用于对通过往返于生物组织的超声的传送/接收获得的并且落在属于时间中不同的两个帧的相同声线的两个回声信号设置相关窗口，并执行相关窗口之间的相关算术运算以由此计算与生物组织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生成生物组织的弹性图像数据。对属于两个帧中任一帧的一个声线上回声信号设置每个相关窗口时，物理量计算器根据所述一个声线上邻近相关窗口并之前刚经受相关算术运算的前面紧邻的相关窗口上相关算术运算和不同于所述一个声线的其它声线上其它声线相关窗口上相关算术运算来设置每个相关窗口。

