



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109303572 A

(43)申请公布日 2019.02.05

(21)申请号 201810842551.0

(22)申请日 2018.07.27

(30)优先权数据

2017-145144 2017.07.27 JP

(71)申请人 通用电气公司

地址 美国纽约州

(72)发明人 谷川俊一郎 T.奥古里

(74)专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 徐予红 闫小龙

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

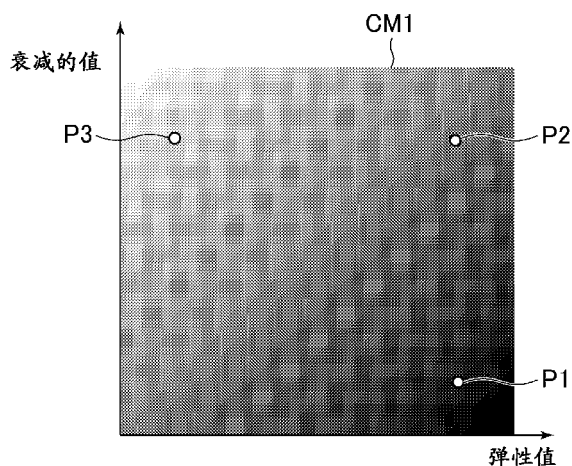
权利要求书2页 说明书13页 附图8页

(54)发明名称

超声诊断及控制超声诊断设备的方法

(57)摘要

[问题]提供一种超声诊断设备,采用该超声诊断设备,能够考虑脂肪量和弹性所处的条件和位置而进行诊断。[解决方案的手段]一种超声诊断设备包括:处理器,用于通过程序来执行:基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能;以及计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能;以及显示装置,其上显示基于第一二维(2D)彩色图CM1所产生的第一图像,其中所述彩色图CM1定义根据与所述生物组织的弹性相关的值和所述生物组织中的衰减的值的显示模式。



1. 一种超声诊断设备,包括:

处理器,用于通过程序来执行:

基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能;以及

计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能;以及

显示装置,其上显示第一图像,所述第一图像具有根据与所述生物组织的弹性相关的所述值和所述生物组织中的衰减的所述值的显示模式,并且表示所述生物组织。

2. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中,衰减的所述值是表示所述生物组织中与所述第一图像对应的区域中的超声波的衰减的一个值,或者由各自对所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域的多个部分的每个所计算的多个值来组成。

3. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行基于第一二维图来创建所述第一图像的数据的数据创建功能,所述第一二维图定义根据与所述生物组织的弹性相关的所述值以及所述生物组织中的超声波的衰减的所述值的所述显示模式。

4. 如权利要求2所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行基于第一二维图来创建所述第一图像的数据的数据创建功能,所述第一二维图定义根据与所述生物组织的弹性相关的所述值以及所述生物组织中的超声波的衰减的所述值的所述显示模式。

5. 如权利要求3所述的超声诊断设备,其中,当衰减的所述值是表示所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域中的超声波的衰减的一个值并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在逐个像素基础上选择所述二维图中的显示模式之一来创建所述第一图像的所述数据,其中所述显示模式对应于所述一个值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值;以及当衰减的所述值由各自对所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域的多个部分的每个所计算的多个值来组成并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在所述多个部分的每个中在逐个像素基础上从所述二维图中的显示模式之中选择显示模式来创建所述第一图像的所述数据,其中所述彩色信息对应于对所述多个部分的每个所计算的衰减的所述值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值。

6. 如权利要求4所述的超声诊断设备,其中,当衰减的所述值是表示所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域中的超声波的衰减的一个值并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在逐个像素基础上选择所述二维图中的显示模式之一来创建所述第一图像的所述数据,其中所述显示模式对应于所述一个值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值;以及当衰减的所述值由各自对所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域的多个部分的每个所计算的多个值来组成并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在所述多个部分的每个中在逐个像素基础上从所述二维图中的显示模式之中选择显示模式来创建所述第一图像的所述数据,其中所述彩色信息对应于对所述多个部分的每个所计算的衰减的所述值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值。

7. 如权利要求1所述的超声诊断设备,其中,所述第二计算功能计算所述第一超声波的所述第一回波信号的衰减量、为获取表示所述生物组织的形态的第二图像所传送的第二超声波的第二回波信号的衰减量或者为测量所述生物组织中的超声波的衰减所传送的第三

超声波的第三回波信号的衰减量,作为所述生物组织中的超声波的衰减的所述值。

8. 如权利要求2所述的超声诊断设备,其中,所述第二计算功能计算所述第一超声波的所述第一回波信号的衰减量、为获取表示所述生物组织的形态的第二图像所传送的第二超声波的第二回波信号的衰减量或者为测量所述生物组织中的超声波的衰减所传送的第三超声波的第三回波信号的衰减量,作为所述生物组织中的超声波的衰减的所述值。

9. 如权利要求3所述的超声诊断设备,其中,所述第二计算功能计算所述第一超声波的所述第一回波信号的衰减量、为获取表示所述生物组织的形态的第二图像所传送的第二超声波的第二回波信号的衰减量或者为测量所述生物组织中的超声波的衰减所传送的第三超声波的第三回波信号的衰减量,作为所述生物组织中的超声波的衰减的所述值。

10. 如权利要求7所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行:基于所述第一与第二回波信号之间的相关性程度来判定对其传送所述第一超声波的截面与对其传送所述第二超声波的截面之间的位置的匹配精度的判定功能;基于所述第二与第三回波信号之间的相关性程度来判定对其传送所述第二超声波的所述截面与对其传送所述第三超声波的所述截面之间的位置的匹配精度的判定功能;或者基于所述第一与第三回波信号之间的相关性程度来判定对其传送所述第一超声波的所述截面与对其传送所述第三超声波的所述截面之间的位置的匹配精度的判定功能。

超声诊断及控制超声诊断设备的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及用于计算与生物组织的弹性相关的值的超声诊断及用于控制超声诊断设备的方法。

背景技术

[0002] 已知一种计算与生物组织的弹性相关的值的技术,涉及例如将具有高声压的超声脉冲(即,推脉冲)从超声探头传送到生物组织,检测通过由推脉冲在生物组织中生成的剪切波所引起的生物组织的位移,并且计算与生物组织的弹性相关的测量值(参见例如专利文献1)。所计算的测量值包括剪切波的传播速度和/或生物组织的弹性值。

[0003] 一旦已经得到了弹性数据(例如剪切波的传播速度的数据或者生物组织的弹性值的数据),具有根据弹性数据的颜色等的弹性图像在超声诊断设备中的显示装置上显示。弹性图像与B模式图像相组合在例如B模式图像中所定义的要求区域中显示。

[0004] 计算与生物组织的弹性相关的值的附加技术包括涉及下列动作的技术:对生物组织的表面施加机械振动,检测由机械振动所生成的剪切波,并且计算剪切波的传播速度和/或生物组织的弹性值,或者计算生物组织的失真(参见例如专利文献2和3)。

[0005] [现有技术参考文献]

[专利文献]

[专利文献1] 日本专利申请KOKAI No.2012-100997。

[0006] [专利文献2] 日本专利No.5635100。

[0007] [专利文献3] 日本专利申请KOKAI No.2014-000454。

发明内容

[0008] [要通过本发明解决的问题]

例如在肝脏中,有时期望考虑生物组织的弹性以及还有脂肪量而对要检查的受检者的当前条件进行诊断。脂肪量与超声波的衰减相互关联,其中脂肪量越大,则衰减越高,而脂肪量越小,则衰减越低。

[0009] [解决问题的手段]

在一个方面有助于解决上述问题的本发明是一种超声诊断设备,其包括:处理器,用于通过程序来执行:基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能;以及计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能;以及显示装置,其上显示具有根据与所述生物组织的弹性相关的值和所述生物组织中的衰减的值的显示模式并且表示所述生物组织的第一图像。

[0010] 在另一方面,本发明是一种超声诊断设备,其包括:处理器,用于通过程序来执行:基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能;以及计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能;计算指示由所述第一计算功能所计算的与生物组织的弹性相关的值的正确

性的第一精度的第三计算功能;以及计算指示由所述第二计算功能所计算的衰减的值的正确性的第二精度的第四计算功能;以及显示装置,其上显示具有根据所述第一精度和所述第二精度的显示模式的第三图像。

[0011] [发明效果]

根据本发明,在上述一个方面中,在显示装置上显示具有根据与所述生物组织的弹性相关的值以及所述生物组织中的衰减的值的显示模式并且表示所述生物组织的第一图像,以及因此有可能考虑与衰减具有相互关系的脂肪量以及弹性所处的条件和位置而进行诊断。

[0012] 根据本发明,在上述另一方面中,在显示装置上显示具有根据指示与生物组织的弹性相关的值的正确性的第一精度以及指示超声波的衰减的值的正确性的第二精度的显示模式的第三图像,并且因此有可能知道与生物组织的弹性相关的值以及超声波的衰减的值其中之一或两者在何处不正确。因此,在考虑与衰减具有相互关系的脂肪量以及弹性两者而进行诊断中,有可能知道是否可进行正确诊断。

[0013] 本发明还公开了一组技术方案,如下:

技术方案1. 一种超声诊断设备,包括:

处理器,用于通过程序来执行:

基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能;以及

计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能;以及

显示装置,其上显示第一图像,所述第一图像具有根据与所述生物组织的弹性相关的所述值和所述生物组织中的衰减的所述值的显示模式,并且表示所述生物组织。

[0014] 技术方案2. 如技术方案1所述的超声诊断设备,其中,衰减的所述值是表示所述生物组织中与所述第一图像对应的区域中的超声波的衰减的一个值,或者由各自对所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域的多个部分的每个所计算的多个值来组成。

[0015] 技术方案3. 如技术方案1所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行基于第一二维图来创建所述第一图像的数据的数据创建功能,所述第一二维图定义根据与所述生物组织的弹性相关的所述值以及所述生物组织中的超声波的衰减的所述值的所述显示模式。

[0016] 技术方案4. 如技术方案2所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行基于第一二维图来创建所述第一图像的数据的数据创建功能,所述第一二维图定义根据与所述生物组织的弹性相关的所述值以及所述生物组织中的超声波的衰减的所述值的所述显示模式。

[0017] 技术方案5. 如技术方案3所述的超声诊断设备,其中,当衰减的所述值是表示所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域中的超声波的衰减的一个值并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在逐个像素基础上选择所述二维图中的显示模式之一来创建所述第一图像的所述数据,其中所述显示模式对应于所述一个值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值;以及当衰减的所述值由各自对所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域的多个部分的每个所计算的多个值来组成并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,

所述数据创建功能通过在所述多个部分的每个中在逐个像素基础上从所述二维图中的显示模式之中选择显示模式来创建所述第一图像的所述数据,其中所述彩色信息对应于对所述多个部分的每个所计算的衰减的所述值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值。

[0018] 技术方案6. 如技术方案4所述的超声诊断设备,其中,当衰减的所述值是表示所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域中的超声波的衰减的一个值并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在逐个像素基础上选择所述二维图中的显示模式之一来创建所述第一图像的所述数据,其中所述显示模式对应于所述一个值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值;以及当衰减的所述值由各自对所述生物组织中与所述第一图像对应的所述区域的多个部分的每个所计算的多个值来组成并且此外在逐个像素基础上计算与所述生物组织的弹性相关的所述值时,所述数据创建功能通过在所述多个部分的每个中在逐个像素基础上从所述二维图中的显示模式之中选择显示模式来创建所述第一图像的所述数据,其中所述彩色信息对应于对所述多个部分的每个所计算的衰减的所述值,并且所述所选显示模式对应于所述弹性值。

[0019] 技术方案7. 如技术方案1所述的超声诊断设备,其中,所述第二计算功能计算所述第一超声波的所述第一回波信号的衰减量、为获取表示所述生物组织的形态的第二图像所传送的第二超声波的第二回波信号的衰减量或者为测量所述生物组织中的超声波的衰减所传送的第三超声波的第三回波信号的衰减量,作为所述生物组织中的超声波的衰减的所述值。

[0020] 技术方案8. 如技术方案2所述的超声诊断设备,其中,所述第二计算功能计算所述第一超声波的所述第一回波信号的衰减量、为获取表示所述生物组织的形态的第二图像所传送的第二超声波的第二回波信号的衰减量或者为测量所述生物组织中的超声波的衰减所传送的第三超声波的第三回波信号的衰减量,作为所述生物组织中的超声波的衰减的所述值。

[0021] 技术方案9. 如技术方案3所述的超声诊断设备,其中,所述第二计算功能计算所述第一超声波的所述第一回波信号的衰减量、为获取表示所述生物组织的形态的第二图像所传送的第二超声波的第二回波信号的衰减量或者为测量所述生物组织中的超声波的衰减所传送的第三超声波的第三回波信号的衰减量,作为所述生物组织中的超声波的衰减的所述值。

[0022] 技术方案10. 如技术方案7所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行:基于所述第一与第二回波信号之间的相关性程度来判定对其传送所述第一超声波的截面与对其传送所述第二超声波的截面之间的位置的匹配精度的判定功能;基于所述第二与第三回波信号之间的相关性程度来判定对其传送所述第二超声波的所述截面与对其传送所述第三超声波的所述截面之间的位置的匹配精度的判定功能;或者基于所述第一与第三回波信号之间的相关性程度来判定对其传送所述第一超声波的所述截面与对其传送所述第三超声波的所述截面之间的位置的匹配精度的判定功能。

[0023] 技术方案11. 如技术方案1所述的超声诊断设备,其中,所述处理器还通过程序来执行:

计算指示由所述第一计算功能所计算的与所述生物组织的弹性相关的所述值的正确性的第一精度的第三计算功能;

计算指示由所述第二计算功能所计算的衰减的所述值的正确性的第二精度的第四计算功能;以及

控制所述第一图像的显示的图像显示控制功能,其中所述功能在不满足与所述第一精度有关的所施加的第一条件以及与所述第二精度有关的所施加的第二条件其中之一的情
况下执行不显示所述第一图像的控制。

[0024] 技术方案12. 如技术方案3所述的超声诊断设备,其中,所述处理器还通过程序来执行:

计算指示由所述第一计算功能所计算的与所述生物组织的弹性相关的所述值的正确性的第一精度的第三计算功能;

计算指示由所述第二计算功能所计算的衰减的所述值的正确性的第二精度的第四计算功能;以及

控制所述第一图像的显示的图像显示控制功能,其中所述功能在不满足与所述第一精度有关的所施加的第一条件以及与所述第二精度有关的所施加的第二条件其中之一的情
况下执行不显示所述第一图像的控制。

[0025] 技术方案13. 如技术方案11所述的超声诊断设备,其中,在所述显示装置上显示第三图像,所述第三图像具有根据所述第一精度和所述第二精度的显示模式。

[0026] 技术方案14. 如技术方案13所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行:在所述显示装置上可切换地显示所述第一和第三图像的图像显示控制功能;或者在
所述显示装置上并排显示所述第一和第三图像的图像显示控制功能。

[0027] 技术方案15. 一种超声诊断设备,包括:

处理器,用于通过程序来执行:

基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能;以及

计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能;

计算指示由所述第一计算功能所计算的与所述生物组织的弹性相关的所述值的正确性的第一精度的第三计算功能;以及

计算指示由所述第二计算功能所计算的衰减的所述值的正确性的第二精度的第四计算功能;以及

显示装置,其上显示第三图像,所述第三图像具有根据所述第一精度和所述第二精度的显示模式。

[0028] 技术方案16. 如技术方案13所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行基于第二二维图来创建所述第三图像的数据的数据创建功能,所述第二二维图定义根据
所述第一精度和所述第二精度的所述显示模式。

[0029] 技术方案17. 如技术方案15所述的超声诊断设备,其中,所述处理器通过程序来执行基于第二二维图来创建所述第三图像的数据的数据创建功能,所述第二二维图定义根据
所述第一精度和所述第二精度的所述显示模式。

[0030] 技术方案18. 一种用于控制超声诊断设备的方法,所述方法包括:

通过由处理器所执行的第一计算功能基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值;

通过由所述处理器所执行的第二计算功能来计算所述生物组织中的超声波的衰减的值;以及

通过由所述处理器所执行的图像显示控制功能来显示第一图像,所述第一图像具有根据与所述生物组织的弹性相关的所述值和所述生物组织中的衰减的所述值的显示模式,并且表示所述生物组织。

[0031] 技术方案19. 一种用于控制超声诊断设备的方法,所述方法包括:

通过由所述处理器所执行的第一计算功能基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值;

通过由所述处理器所执行的所述第二计算功能来计算所述生物组织中的超声波的衰减的值;

通过由所述处理器所执行的第三计算功能来计算指示由所述第一计算功能所计算的与所述生物组织的弹性相关的所述值的正确性的第一精度;

通过由所述处理器所执行的第四计算功能来计算指示由所述第二计算功能所计算的衰减的所述值的正确性的第二精度;以及

通过由所述处理器所执行的图像显示控制功能来显示第三图像,所述第三图像具有根据所述第一精度和所述第二精度的显示模式。

附图说明

[0032] 图1是示出作为本发明的示范实施例的超声诊断设备的一般配置的框图。

[0033] 图2是示出回波数据处理部分的示范配置的框图。

[0034] 图3是示出显示处理部分的示范配置的框图。

[0035] 图4是示出在第一实施例中的、其上显示由B模式图像和第一彩色图像(color image)所组成的组合图像的显示装置的图示。

[0036] 图5是示出用于在第一实施例中的超声诊断设备中显示第一组合图像的操作的流程图。

[0037] 图6是示出其上显示B模式图像的显示装置的图示,其中要显示的区域在B模式图像中定义。

[0038] 图7是示出示范第一二维(2D)彩色图(color map)的图示。

[0039] 图8是示出其上显示衰减的全局值的显示装置的图示。

[0040] 图9是示出与第一2D彩色图中的衰减的一个值对应的虚线的说明图。

[0041] 图10是示出回波数据处理部分的另一种示范配置的框图。

[0042] 图11是示出在第二实施例中的、其上显示由B模式图像和第二彩色图像所组成的组合图像的显示装置的图示。

[0043] 图12是示出用于在第二实施例中的超声诊断设备中显示第一和第二组合图像的操作的流程图。

[0044] 图13是示出示范第二2D彩色图的图示。

[0045] 图14是示出回波数据处理部分的又一种示范配置的框图。

具体实施方式

[0046] 现在下面将描述本发明的若干实施例。

[0047] (第一实施例)

首先将描述第一实施例。图1中所示的超声诊断设备1包括超声探头2、传输/接收(T/R)波束形成器3、回波数据处理部分4、显示处理部分5、显示装置6、操作装置7、控制装置8和存储装置9。超声诊断设备1具有作为计算机的配置。

[0048] 超声探头2将超声波传送到要检查的受检者中的生物组织。在超声探头2中,多个超声换能器在方位角方向上来布置,即使没有具体示出。用于生成生物组织中的剪切波的超声脉冲(推脉冲)由超声探头2来传送。还就是由超声探头2来传送用于检测通过推脉冲在生物组织中所生成的剪切波的超声检测脉冲,并且接收其回波信号。超声检测脉冲是本发明中的第一超声波的示范实施例。超声检测脉冲的回波信号是本发明中的第一回波信号的示范实施例。

[0049] 此外,就是由超声探头2来传送用于产生B模式图像的超声B模式成像脉冲,并且接收其回波信号。超声B模式脉冲是本发明中的第二超声波的示范实施例。超声B模式脉冲的回波信号是本发明中的第二回波信号的示范实施例。

[0050] 此外,用于除了以上所述的那些目的之外的目的的超声脉冲可由超声探头2来传送。

[0051] T/R波束形成器3基于来自控制装置8的控制信号来驱动超声探头2,以传送具有预定义传送参数的上述若干种类的超声脉冲。T/R波束形成器3还对超声波的回波信号执行信号处理(例如定相加法处理)。

[0052] 回波数据处理部分4具有B模式处理部分41、第一计算部分42和第二计算部分43,如图2所示。B模式处理部分41对从T/R波束形成器3所输出的回波数据执行B模式处理(例如对数压缩处理和包络(envelope)检测处理),以创建B模式数据。

[0053] 第一计算部分42计算生物组织中通过上述推脉冲所生成的剪切波的传播速度。具体来说,第一计算部分42基于从超声检测脉冲的回波信号所得出并且从T/R波束形成器3所输出的回波数据来检测剪切波。第一计算部分42然后计算剪切波的传播速度,以创建表示剪切波的传播速度的数据。传播速度基于从第一显示区域R1所得到的回波数据来计算,这将在后面论述。因此,计算第一显示区域R1中的剪切波的传播速度。对于与弹性图像中的像素对应的每个部分来得到表示传播速度的数据,这将在后面论述。表示传播速度的数据在本文中称作为弹性数据。

[0054] 生物组织中的剪切波的速度取决于生物组织的弹性来变化。因此,根据生物组织的弹性的传播速度可在第一显示区域R1中得到。剪切波的传播速度是本发明中与生物组织的弹性相关的值的示范实施例。由第一计算部分42来计算剪切波的传播速度的功能是本发明中的第一计算功能的示范实施例。

[0055] 第一计算部分42可基于传播速度来计算生物组织的弹性值(杨氏模量(Young's modulus),单位为Pa(帕斯卡)),以创建表示弹性值的数据作为弹性数据。弹性值是本发明中与生物组织的弹性相关的值的示范实施例。由第一计算部分42来计算弹性值的功能是本发明中的第一计算功能的示范实施例。

[0056] 第二计算部分43计算生物组织中的超声波的衰减的值。后面将论述其细节。由第

二计算部分43来计算衰减的值的功能是本发明中的第二计算功能的示范实施例。

[0057] 显示处理部分5具有B模式图像数据创建部分51、彩色图像数据创建部分52和图像显示控制装置53,如图3所示。B模式图像数据创建部分51通过由扫描转换器对B模式数据进行扫描转换来创建B模式图像数据。

[0058] 彩色图像数据创建部分52创建第一彩色数据,所述第一彩色数据具有根据与生物组织的弹性以及生物组织中的超声波的衰减相关的值的彩色信息。在这个实施例中,彩色图像数据创建部分52创建第一彩色数据,所述第一彩色数据具有根据由第一计算部分42所计算的传播速度或弹性值以及根据由第二计算部分43所计算的超声波的衰减的值的彩色信息。彩色图像数据创建部分52使用第一二维(2D)彩色图CM1来创建第一彩色数据。后面将论述其细节。此外,彩色图像数据创建部分52通过由扫描转换器对第一彩色数据进行扫描转换来创建第一彩色图像数据。彩色图像数据创建部分52中的创建第一彩色数据和第一彩色图像数据的功能是本发明中的数据创建功能的示范实施例。

[0059] 图像显示控制装置53将B模式图像数据和第一彩色图像数据相加到一起,由此创建第一组合图像数据,其中B模式图像数据和第一彩色图像数据组合在一起。图像显示控制装置53基于第一组合图像数据在显示装置6上显示第一组合图像I1,如图4所示。第一组合图像I1由B模式图像BI和第一彩色图像CI1来组成。第一彩色图像CI1在第一显示区域R1内显示。第一彩色图像CI1是半透明彩色图像,背景中的B模式图像BI经过其。通过图像显示控制装置53的功能是本发明中的图像显示控制功能的示范实施例。第一彩色图像CI是本发明中的第一图像的示范实施例。

[0060] 注意,B模式图像BI是表示生物组织的形态的图像,其是本发明中的第二图像的示范实施例。

[0061] 图像显示控制装置53可基于B模式图像数据在显示装置6上单独显示B模式图像BI。

[0062] 显示装置6是LCD(液晶显示器)、有机EL(电致发光)显示器等。显示装置6是本发明中的显示装置的示范实施例。

[0063] 操作装置7是用于接受来自用户的命令和信息的输入的装置。操作装置7配置成包括按钮、键盘等,以用于接受来自用户的命令和信息的输入,并且还包括指点装置(例如轨迹球等)。

[0064] 控制装置8是处理器(例如CPU(中央处理单元))。控制装置8在其上加载在存储装置9中存储的程序,以控制超声诊断设备1中的若干部分。例如,控制装置8在其上加载在存储装置9中存储的程序,并且通过所加载程序来执行T/R波束形成器3、回波数据处理部分4和显示处理部分5的功能。

[0065] 控制装置8可通过程序来执行T/R波束形成器3的全部功能、回波数据处理部分4的全部功能以及显示处理部分5的全部功能,或者通过程序仅执行功能的部分。在控制装置8仅执行功能的部分的情况下,其余功能可通过硬件(例如电路)来执行。

[0066] T/R波束形成器3、回波数据处理部分4和显示处理部分5的功能可通过硬件(例如电路)来实现。

[0067] 存储装置9包括非暂时存储介质和暂时存储介质。非暂时存储介质是非易失性存储介质,例如HDD(硬盘驱动器)和ROM(只读存储器)。非暂时存储介质可包括便携存储介质,

例如CD(致密光盘)和DVD(数字多功能光盘)。

[0068] 暂时存储介质是易失性存储介质,例如RAM(随机存取存储器)。

[0069] 由控制装置8所执行的程序存储在组成存储装置9的非暂时存储介质(例如HDD或ROM)中。程序还可存储在组成存储装置9的具有便携性的非易失性存储介质(例如CD或DVD)中。

[0070] 在存储装置9中还存储第一2D彩色图CM1。

[0071] 接下来将参照图5的流程图来描述本实施例的超声诊断设备1中用于显示组合图像的操作。

[0072] 首先,在步骤S1,超声探头2将超声B模式成像脉冲传送到要检查的受检者中的生物组织,并且接收其回波信号。如图6所示,然后,基于B模式图像数据,图像显示控制装置53显示B模式图像BI,所述B模式图像数据基于回波信号来创建。一旦已经显示B模式图像BI,用户使用操作装置7来定义B模式图像BI中的第一显示区域R1。第一显示区域R1在其中期望显示第一彩色图像CI1的区域中定义。

[0073] 接着,在步骤S2,超声探头2将推脉冲传送到生物组织。例如,一旦操作装置7已经接受了通过操作员的输入,则可执行推脉冲的传输。在已经传送了推脉冲之后,超声探头2将超声检测脉冲传送到生物组织,并且接收其回波信号。

[0074] 接着,在步骤S3,第一计算部分42基于超声检测脉冲的回波信号来计算与生物组织的弹性相关的值,以创建弹性数据。第一计算部分42在这里计算生物组织的弹性值。此外,第二计算部分43计算生物组织中的超声波的衰减的值。

[0075] 将描述衰减的值的计算。第二计算部分43计算超声检测脉冲的回波信号的衰减量,例如作为生物组织的衰减的值。备选地,第二计算部分43可计算在步骤S1所传送的超声B模式成像脉冲的回波信号的衰减量,作为生物组织中的衰减的值。所使用的计算衰减量的技术是通常已知的技术,其涉及将回波信号近似向直线,并且计算直线的斜率(在深度方向上)。

[0076] 第二计算部分43可计算第一显示区域R1中的衰减的全局值。具体来说,第二计算部分43可计算表示与其中将要显示第一彩色图像CI1的区域对应的生物组织中的区域中的超声波的衰减的衰减的一个值,这将在后面论述;换言之,它可计算对于第一显示区域R1的衰减的一个值。在这种情况下,第二计算部分43可计算例如一个声传输线(沿其传送/接收超声检测脉冲或超声B模式成像脉冲)中的与第一显示区域R1对应的一部分中的衰减量。第二计算部分43还可计算第一显示区域R1中的多个声传输线中的平均衰减量。将易于承认,在第一显示区域R1中,超声检测脉冲或超声B模式成像脉冲在多个声传输线中传送/接收。

[0077] 第二计算部分43还可计算第一显示区域R1中的衰减的本地值。具体来说,第二计算部分43可计算与其中将要显示第一彩色图像CI1的区域对应的生物组织中的区域的多个部分的每个的衰减的值,换言之,它可计算第一显示区域R1的衰减的多个值。在这种情况下,第二计算部分43计算例如多个声传输线(沿其传送/接收超声检测脉冲或超声B模式成像脉冲)的每个中的多个部分中的衰减量。

[0078] 在步骤S4,图像显示控制装置53在显示装置6上显示第一组合图像I1,如先前所述的图4所示。更具体来说,彩色图像数据创建部分52首先创建第一彩色数据,所述第一彩色数据具有根据生物组织的弹性值以及衰减的值的彩色信息。彩色图像数据创建部分52基于

图7所示的第一2D彩色图CM1来创建第一彩色数据。

[0079] 第一2D彩色图CM1具有根据生物组织的弹性值和衰减的值的彩色信息。彩色信息是由色调、色度和亮度所组成的信息。图7中的第一2D彩色图CM1示出采用灰度的彩色信息。第一2D彩色图CM1是本发明中的第一二维图的示范实施例。彩色信息是本发明中的显示模式的示范实施例。

[0080] 通过使用第一2D彩色图CM1,对于生物组织的相同弹性值和衰减的不同值来创建具有不同彩色信息的第一彩色数据,以及对于生物组织的不同弹性值和衰减的相同值来创建具有不同彩色信息的第一彩色数据。例如,在第一2D彩色图CM1中,点P1指示相对硬的生物组织(相对大的弹性值)和相对小的脂肪量(相对小的衰减量)。点P2指示相对硬的生物组织(相对大的弹性值,其与点P1处的弹性值相同)和相对大的脂肪量(相对大的衰减量)。点P3指示相对软的生物组织(相对小的弹性值)和相对大的脂肪量(相对大的衰减量,其与点P2处的衰减量相同)。

[0081] 当计算衰减的全局值(即,第一显示区域R1中的衰减的一个代表值)时,图像显示控制装置53可在显示装置6上显示标明衰减的值的指标N,如图8所示。在这种情况下,图像显示控制装置53可在显示装置6上显示衰减的一个代表值的一维(1D)彩色图CM1-1。1D彩色图CM1-1是例如图9所示的第一2D彩色图CM1中的虚线L上的彩色图。

[0082] 当计算衰减的一个代表值并且在第一彩色图像CI1中在逐个像素基础上计算弹性值时,在逐个像素基础上从根据衰减的一个代表值的彩色信息之中选择根据弹性值的彩色信息。

[0083] 另一方面,当计算衰减的本地值(即,第一显示区域R1中的衰减的多个值)时,图像显示控制装置53可在显示装置6上显示2D彩色图CM,即使没有具体示出。

[0084] 当计算衰减的多个值但是在第一彩色图像CI中不在逐个像素的基础上计算衰减的值并且同时在逐个像素的基础上计算弹性值时,则对于多个部分的每个(对其计算衰减的值)中的每个像素,从根据对那个部分所计算的衰减的值的彩色信息之中选择根据弹性值的彩色信息。

[0085] 在创建第一彩色数据之后,彩色图像数据创建部分52基于第一彩色数据来创建第一彩色图像数据。然后,图像显示控制装置53基于B模式图像数据和第一彩色图像数据在第一显示区域R1中显示由B模式图像BI和第一彩色图像CI1所组成的第一组合图像I1。

[0086] 第一彩色图像CI1具有根据弹性值和衰减的值的彩色信息,并且表示生物组织(在这里为它的部分)。通过这种第一彩色图像CI1被显示,可考虑脂肪量和弹性两者在第一显示区域R1中所处的条件和位置而进行诊断。

[0087] 接下来将描述第一实施例的变化。在这个变化中,回波数据处理部分4具有B模式处理部分41、第一计算部分42、第二计算部分43以及还具有第三计算部分44和第四计算部分45,如图10所示。

[0088] 第三计算部分44计算指示由第一计算部分42所计算的与生物组织的弹性相关的值的正确性的第一精度。第三计算部分44的功能是本发明中的第三计算功能的示范实施例。

[0089] 将描述第一精度的计算的示例。第一精度是指示与生物组织的弹性相关的值反映生物组织的弹性的正确程度的值。例如如在日本专利申请KOKAI No. 2016-67399中所描述

的,第三计算部分44在在剪切波的传播方向上的两个点处执行生物组织的剪切波引起位移的时间变化的波形之间的互相关计算,并且从其中得到相关性系数作为第一精度。因此,第一精度的值越小,则与生物组织的弹性相关的值的正确性越差。注意,生物组织的剪切波引起位移的时间改变的波形由超声检测脉冲基于回波信号来得到。

[0090] 第四计算部分45计算指示由第二计算部分43所计算的衰减的值的正确性的第二精度。第四计算部分45的功能是本发明中的第四计算功能的示范实施例。

[0091] 下面将描述第二精度的计算的示例。当第二计算部分42计算衰减的值时,第四计算部分45计算回波信号向直线的近似的精度作为第二精度。第二精度的值越小,则衰减的值的正确性越差。

[0092] 在这个变化中,图像显示控制装置53在不满足与第一精度有关的所施加的第一条件以及与第二精度有关的所施加的第二条件其中之一的情况下执行不显示第一彩色图像CI1的控制。图像显示控制装置53的功能是本发明中的图像显示控制功能的示范实施例。

[0093] 第一条件是例如由第三计算部分43所计算的第一精度的值应当等于或大于对于第一精度的值所设置的阈值。第二条件是例如由第四计算部分45所计算的第二精度的值应当等于或大于对于第二精度的值所设置的阈值。因此,当满足第一精度的值小于阈值的情况或者第二精度的值小于阈值的情况的任一种时,图像显示控制装置53在给出以第一精度的弹性值和以第二精度的衰减的值的帧中不显示第一彩色图像CI1。

[0094] (第二实施例)

接下来将描述第二实施例。在以下描述中省略与第一实施例中的那些内容相同的内容。

[0095] 第二实施例中的超声诊断设备1具有图1所示的配置。回波数据处理部分4具有图10所示的配置。在这个实施例中,具有根据第一精度和第二精度的显示模式的第二彩色图像CI2如图11所示在显示装置6上显示。

[0096] 在这个实施例中,执行根据图12中的流程图的处理。在图12的流程图中,在步骤S11和S12的处理与在步骤S1和S2的处理相似。在步骤S13,弹性数据的创建和衰减的值的计算如同在步骤S3中一样执行。此外,在步骤S13,执行由第三计算部分44对第一精度的计算以及由第四计算部分45对第二精度的计算。

[0097] 在步骤S14,除了第一组合图像I1之外,还显示由B模式图像BI和第二彩色图像CI2所组成的第二组合图像I2。

[0098] 将描述第二彩色图像CI2的创建。在这个实施例中,彩色图像数据创建部分52创建第一彩色数据,并且还创建具有根据第一精度和第二精度的彩色信息的第二彩色数据。彩色图像数据创建部分52基于图13所示的第二2D彩色图CM2来创建第二彩色数据。

[0099] 第二2D彩色图CM2具有根据第一精度的值和第二精度的值的彩色信息。彩色信息是由色调、色度和亮度所组成的信息。图13中的第二2D彩色图CM2再次示出采用灰度的彩色信息。第二2D彩色图CM2是本发明中的第二二维图的示范实施例。彩色信息是本发明中的显示模式的示范实施例。

[0100] 在创建第二彩色数据之后,彩色图像数据创建部分52通过扫描转换器对第二彩色数据进行扫描转换,以创建第二彩色图像数据。彩色图像数据创建部分52中的创建第二彩色数据和第二彩色图像数据的功能是本发明中的数据创建功能的示范实施例。

[0101] 图像显示控制装置53基于B模式图像数据和第二彩色图像数据在显示装置6上显示由B模式图像BI和第二彩色图像CI2所组成的第二组合图像I2。第二彩色图像CI2在第二显示区域R2(其在B模式图像BI中定义)中显示。第二彩色图像CI2是本发明中的第三图像的示范实施例。图像显示控制装置53并排显示第二组合图像I2和第一组合图像I1,如图11所示。

[0102] 组成第二组合图像I2的B模式图像BI可以与组成第一组合图像I1的图像相同。此外,用于产生组成第二组合图像I2的B模式图像BI的超声传输/接收可与用于产生组成第一组合图像I1的B模式图像BI的超声传输/接收分开执行。

[0103] 图像显示控制装置53可在显示装置6上可切换地显示第一组合图像I1和第二组合图像I2。在这种情况下,当例如操作装置7已经接受了通过操作员的输入时,图像显示控制装置53可在第一组合图像I1与第二组合图像I2之间进行切换。

[0104] 第二彩色图像CI2具有根据第一精度和第二精度的彩色信息。通过这种第二彩色图像CI2被显示,有可能知道与生物组织的弹性相关的值以及超声波的衰减的值其中之一或两者在何处不正确。因此,在考虑与衰减具有相互关系的脂肪量以及弹性两者而进行诊断中,有可能知道是否可进行正确诊断。

[0105] 接下来将描述第二实施例的变化。在这个变化中,不显示第一组合图像I1,而单独显示第二组合图像I2。

[0106] 虽然已经参照实施例描述了本发明,但是将易于承认,本发明可利用范围中的若干修改来实践,而不改变其精神。虽然在上述实施例中,第二计算部分43计算超声检测脉冲的回波信号的衰减量或者超声B模式成像脉冲的回波信号的衰减量,但是对其计算衰减量的回波信号并不限于此。例如,除了用于检测剪切波的超声检测脉冲和超声B模式脉冲之外,可传送用于测量生物组织中的衰减的超声脉冲。用于测量衰减的超声脉冲是第三超声波的示范实施例。此外,用于测量衰减的超声脉冲的回波信号是第三回波信号的示范实施例。在这种情况下,第二计算部分43计算用于测量衰减的超声脉冲的回波信号的衰减的值。

[0107] 此外,回波数据处理部分4可具有判定部分46,如图14所示。判定部分46基于超声检测脉冲与超声B模式脉冲的回波信号之间的相关性程度来判定对其传送超声检测脉冲的截面与对其传送超声B模式脉冲的截面之间的位置的匹配精度。判定部分46可基于超声检测脉冲与用于测量衰减的超声脉冲的回波信号之间的相关性程度来判定对其传送超声检测脉冲的截面与对其传送用于测量衰减的超声脉冲的截面之间的位置的匹配精度。此外,判定部分46可基于超声B模式脉冲与用于测量衰减的超声脉冲的回波信号之间的相关性程度来判定对其传送超声B模式脉冲的截面与对其传送用于测量衰减的超声脉冲的截面之间的位置的匹配精度。通过判定部分46的判定功能是本发明中的判定功能的示范实施例。

[0108] 可预期,判定部分46计算对于一个帧中的多个声传输线的每个的相关性程度,并且基于其平均值来判定匹配精度。此外,判定部分46可通过计算对于一个帧中的声传输线的任一个的相关性程度来判定匹配精度。

[0109] 图像显示控制装置53可在显示装置6上显示由判定部分46进行的判定结果。例如,由判定部分46进行的判定结果在显示装置6上作为指示根据相关性程度的匹配精度的数值来显示。

[0110] 图10所示的回波数据处理部分4还可具有判定部分46,即使没有具体示出。

[0111] 计算上述第一精度和第二精度的技术是示范性的,以及第三计算部分44和第四计算部分45可根据任何其它技术来计算第一精度和第二精度。例如,第四计算部分44可计算回波信号的信号强度的方差,作为第二精度。

[0112] 此外,得到与受检者中的生物组织的弹性相关的值的技术并不限于以上所述的技术。例如,可预期,机械振动施加到生物组织的表面,检测由机械振动所生成的剪切波,并且计算生物组织的弹性值和/或剪切波的传播速度。此外,与生物组织的弹性相关的值并不限于传播速度或弹性值。例如,生物组织的失真可作为与生物组织的弹性相关的值来得到。

[0113] [附图标记的描述]

- 1 超声诊断设备
- 6 显示装置
- 8 控制装置
- 42 第一计算部分
- 43 第二计算部分
- 44 第三计算部分
- 45 第四计算部分
- 46 判定部分
- 52 弹性图像数据创建部分
- 53 图像显示控制装置

附图标记

[图1]

- 3 T/R波束形成器
- 4 回波数据处理部分
- 5 显示处理部分
- 6 显示装置
- 7 操作装置
- 8 控制装置
- 9 存储装置

[图2]

- 4 回波数据处理部分
- 41 B模式处理部分
- 42 第1计算部分
- 43 第2计算部分

[图3]

- 5 显示处理部分
- 51 B模式图像数据创建部分
- 52 彩色图像数据创建部分
- 53 图像显示控制装置

[图5]

开始

- S1 超声B模式成像脉冲的传输;B模式图像的显示
- S2 推脉冲的传输;超声检测脉冲的传输/接收
- S3 弹性数据的创建;衰减的值的计算
- S4 第1组合图像的显示

结束

[图7]

(·V) 衰减的值

(·H) 弹性值

[图9]

(·V) 衰减的值

(·H) 弹性值

[图10]

- 4 回波数据处理部分
- 41 B模式处理部分
- 42 第1计算部分
- 43 第2计算部分
- 44 第3计算部分
- 45 第4计算部分

[图12]

开始

- S11 超声B模式成像脉冲的传输;B模式图像的显示
- S12 推脉冲的传输;超声检测脉冲的传输/接收
- S13 弹性数据的创建;衰减的值的计算;第1精度的计算;第2精度的计算
- S14 第1和第2组合图像的显示

结束

[图13]

(·V) 第2精度

(·H) 第1精度

[图14]

- 4 回波数据处理部分
- 41 B模式处理部分
- 42 第1计算部分
- 43 第2计算部分
- 46 判定部分

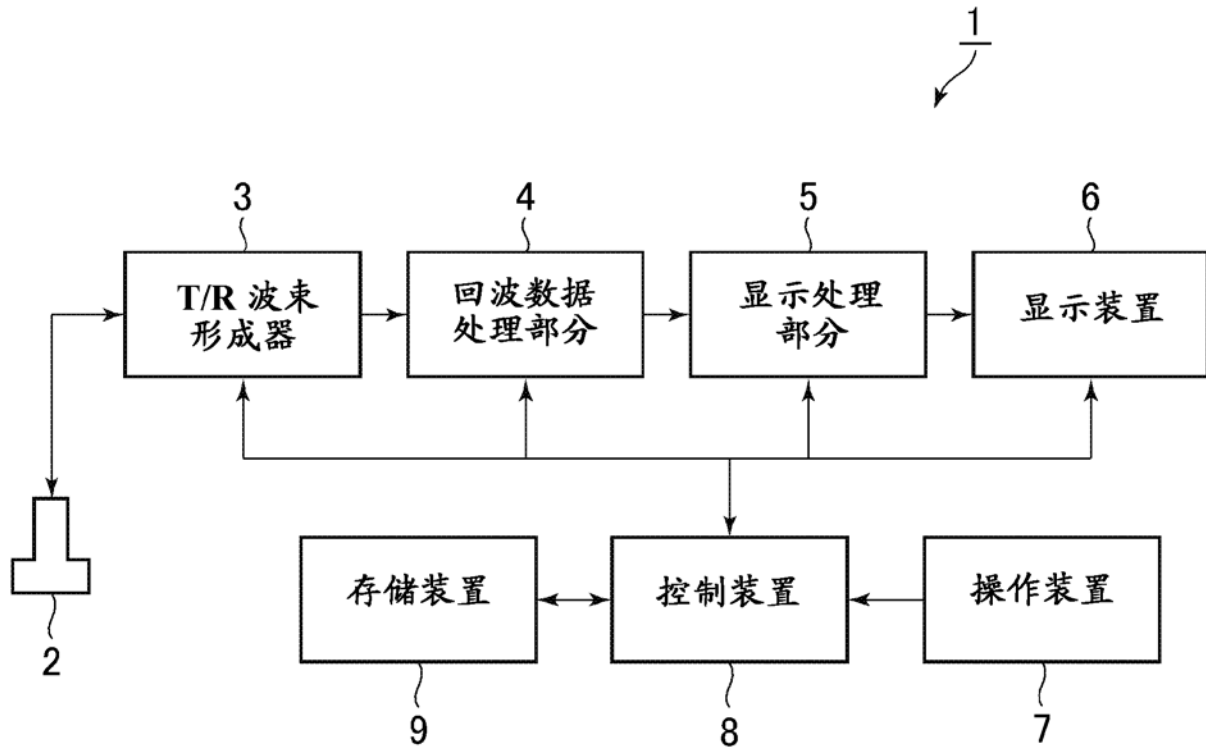


图 1

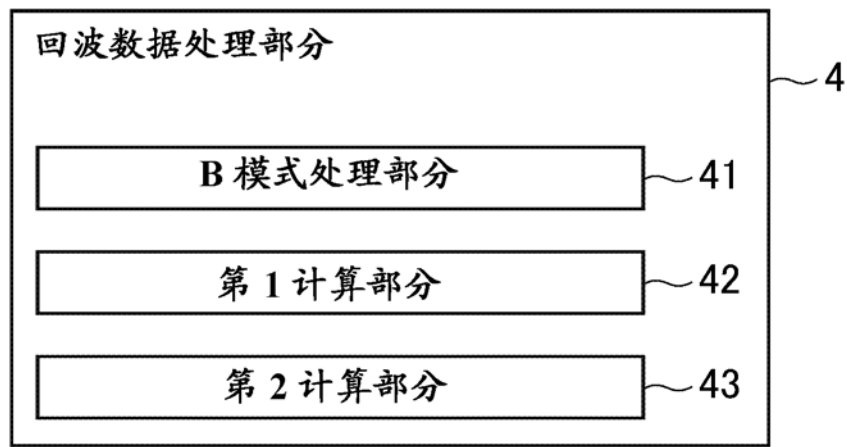


图 2

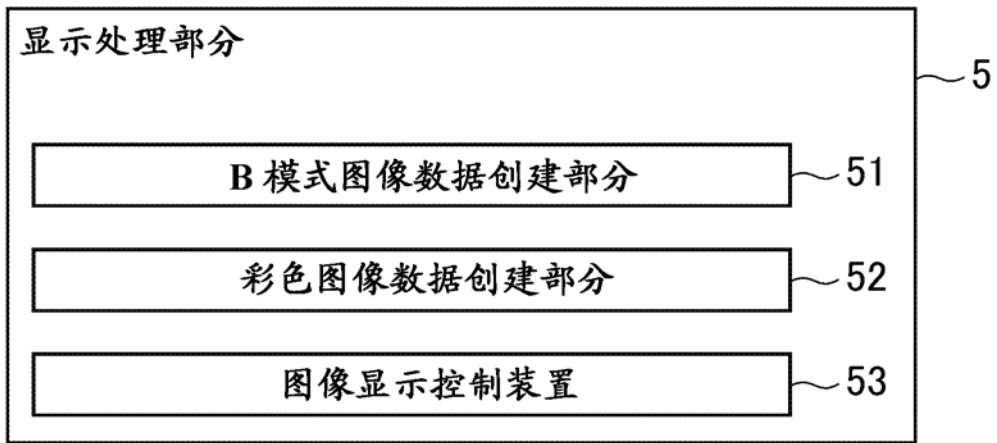


图 3

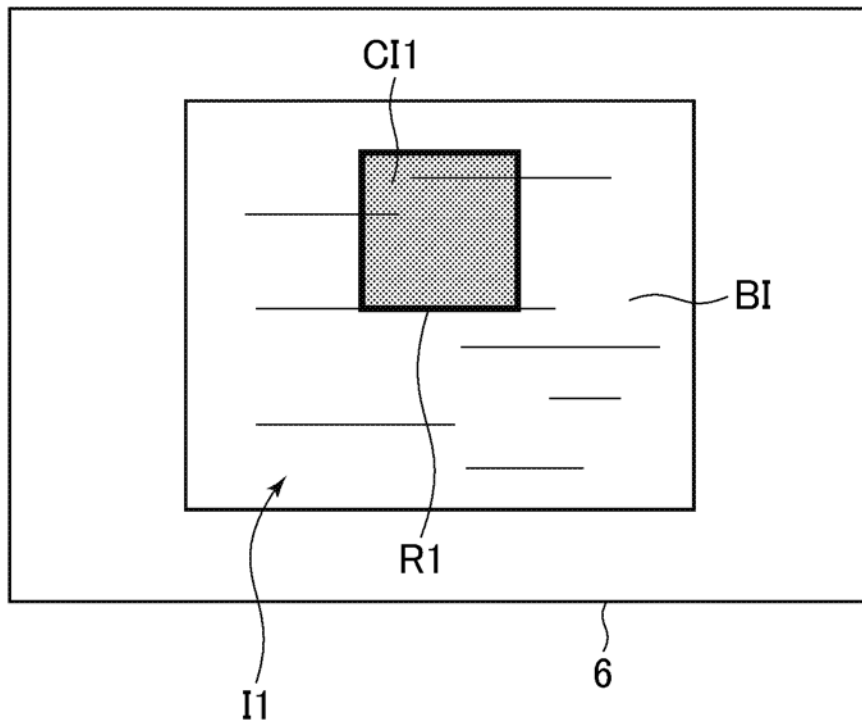


图 4

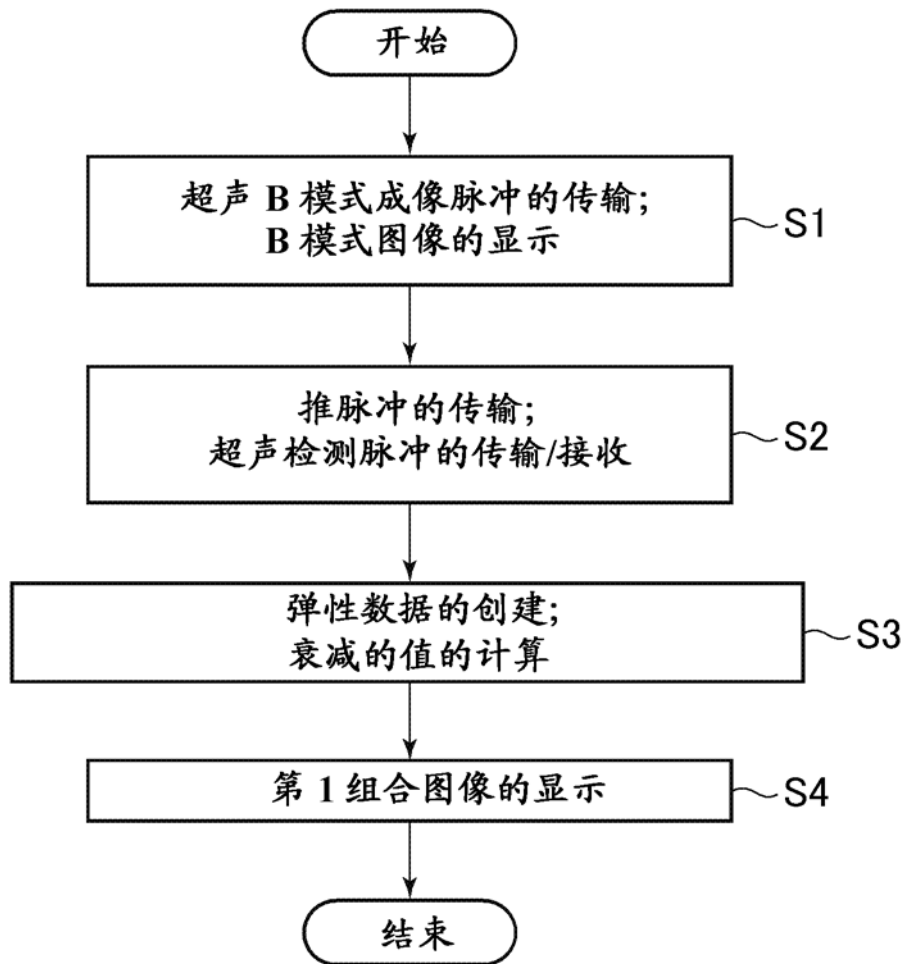


图 5

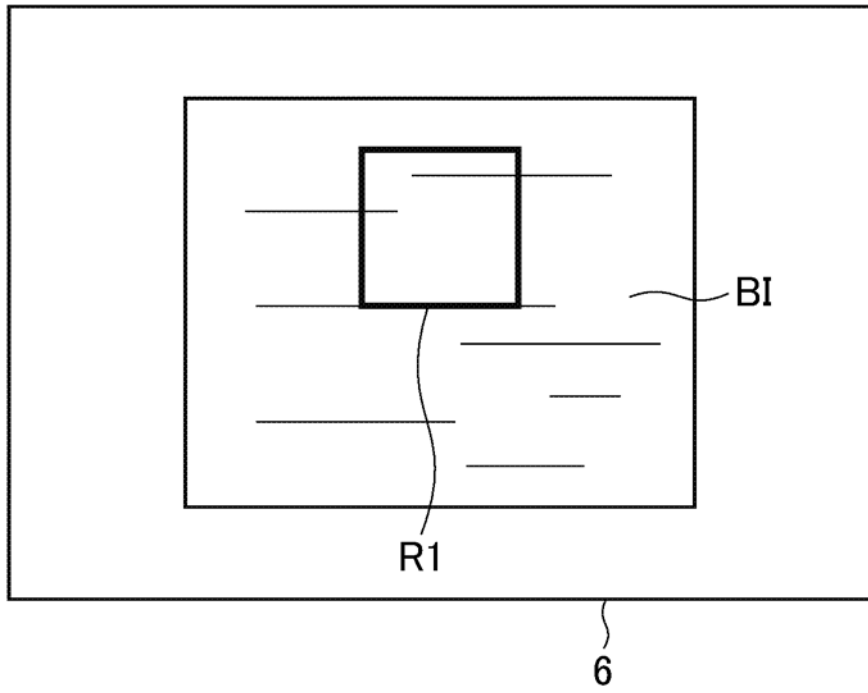


图 6

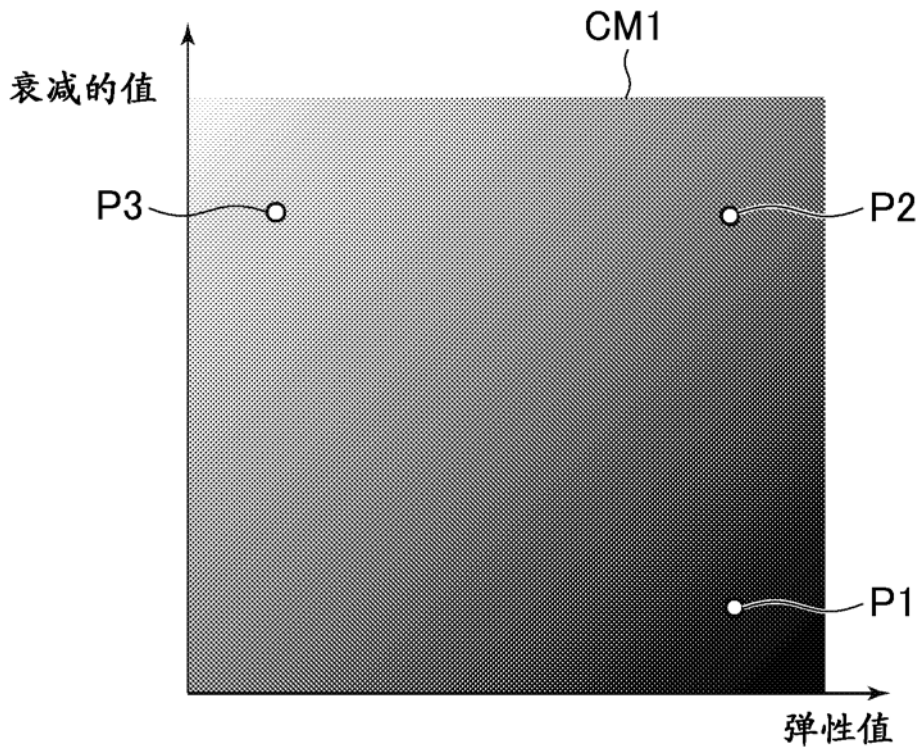


图 7

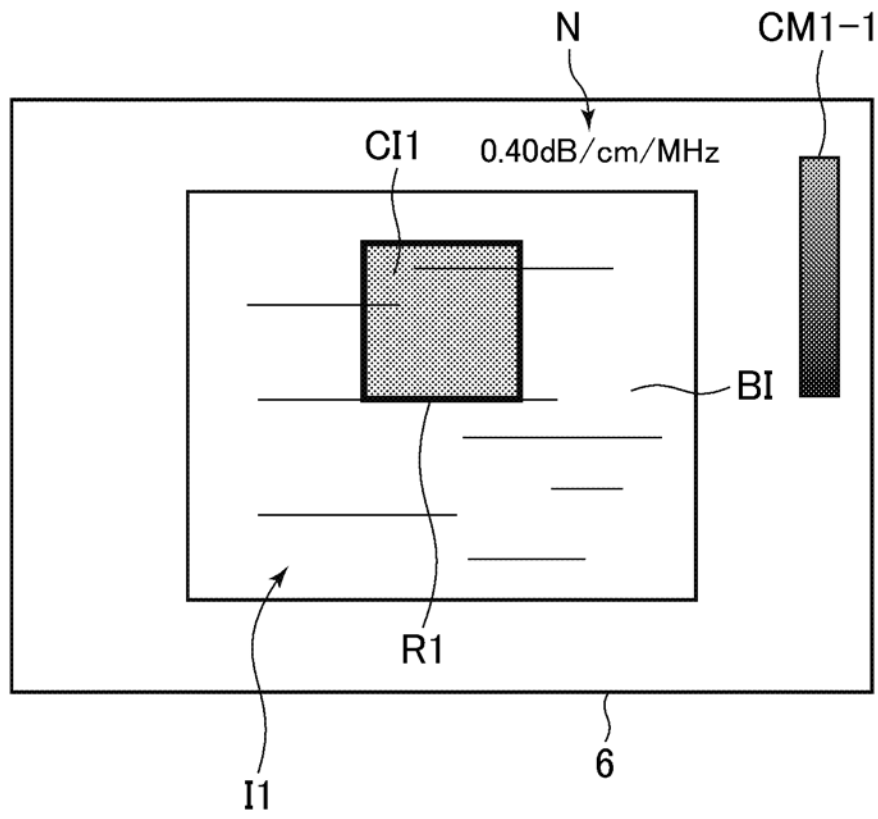


图 8

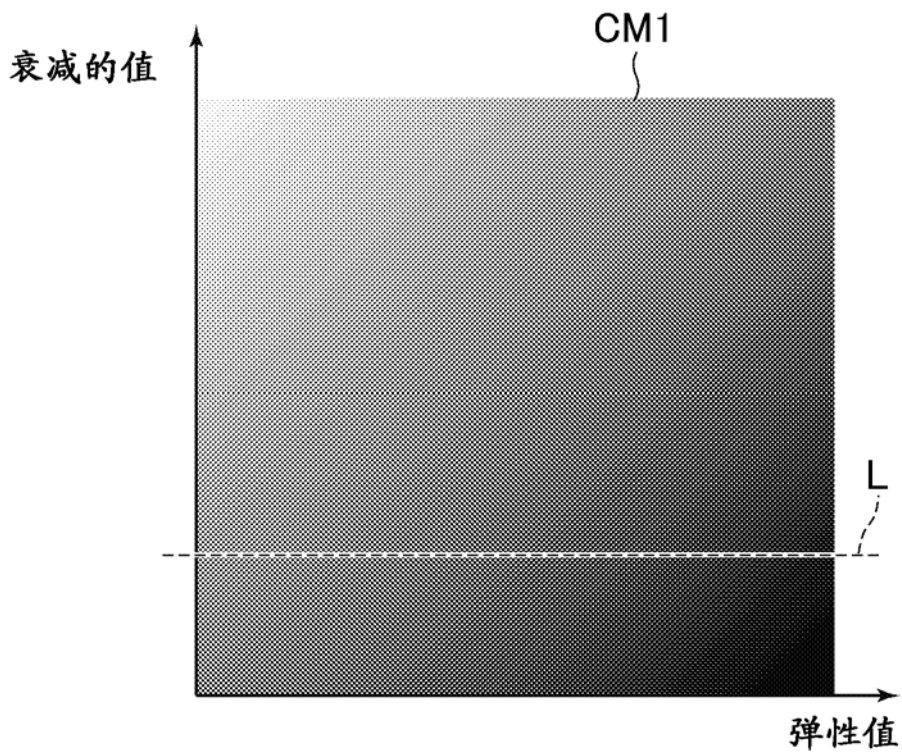


图 9

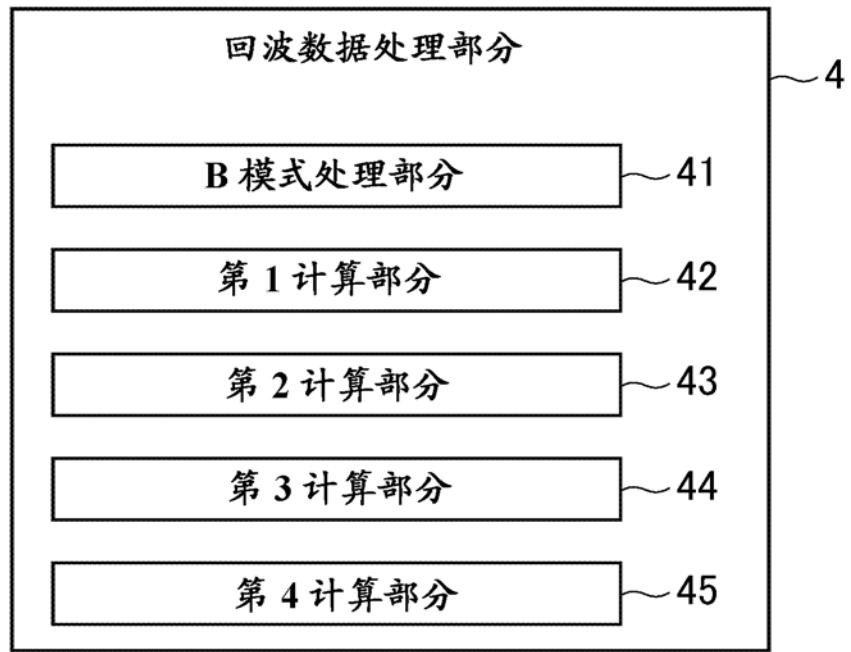


图 10

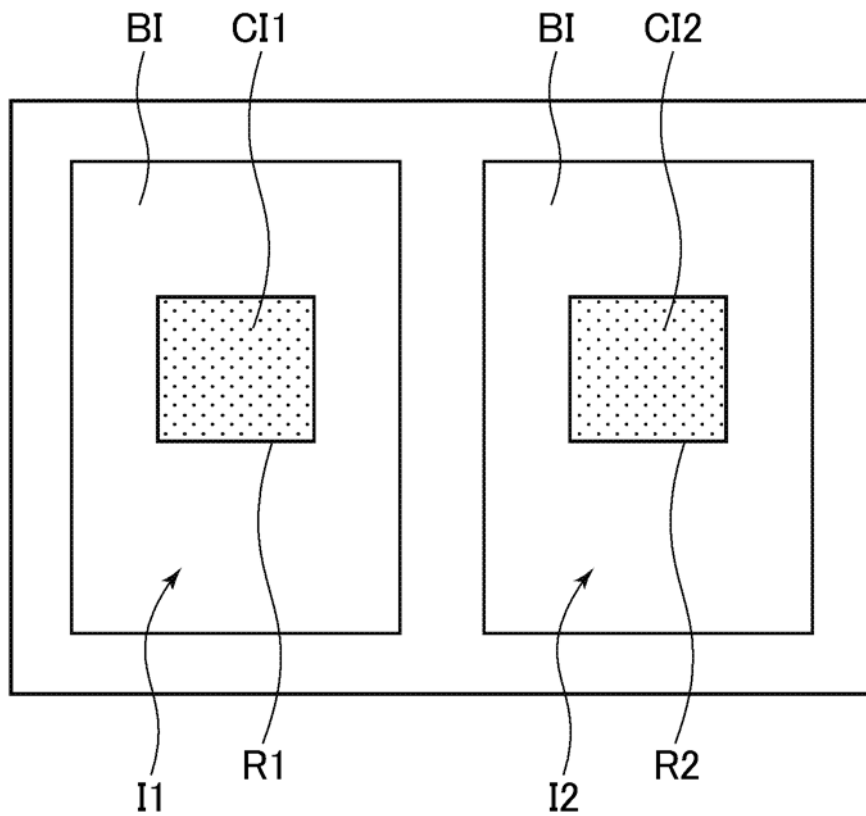


图 11

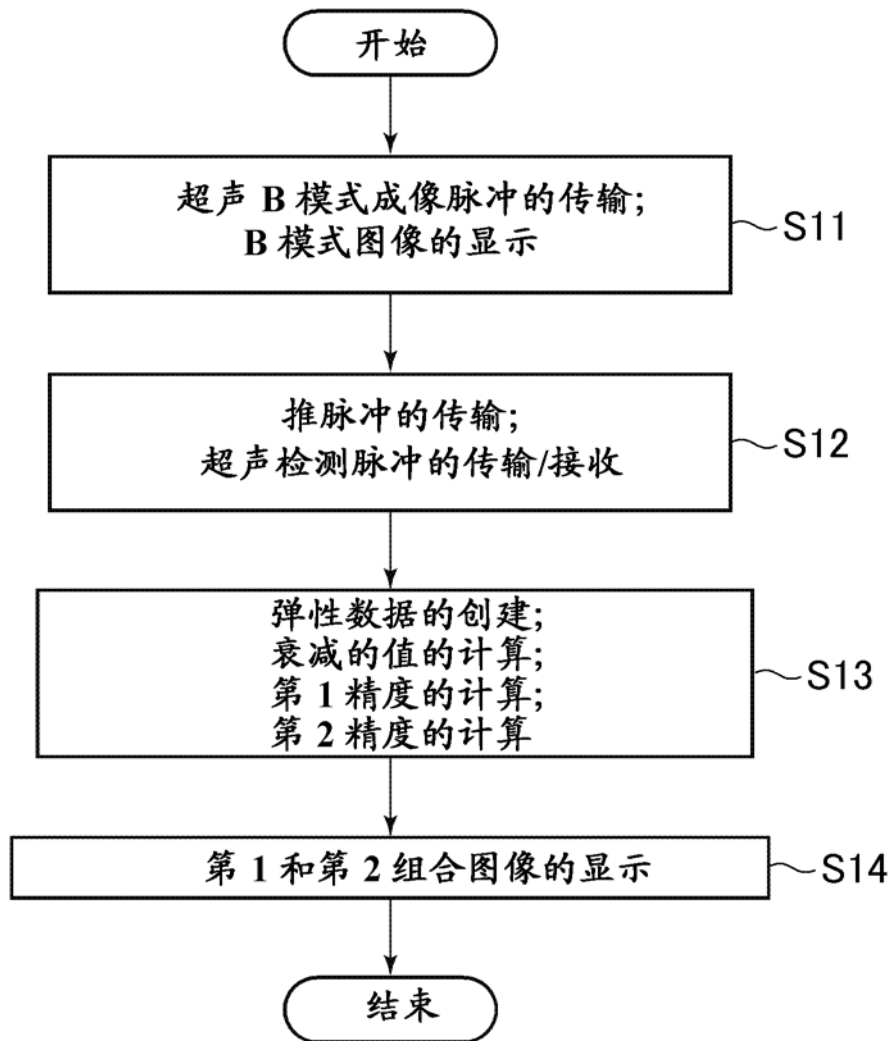


图 12

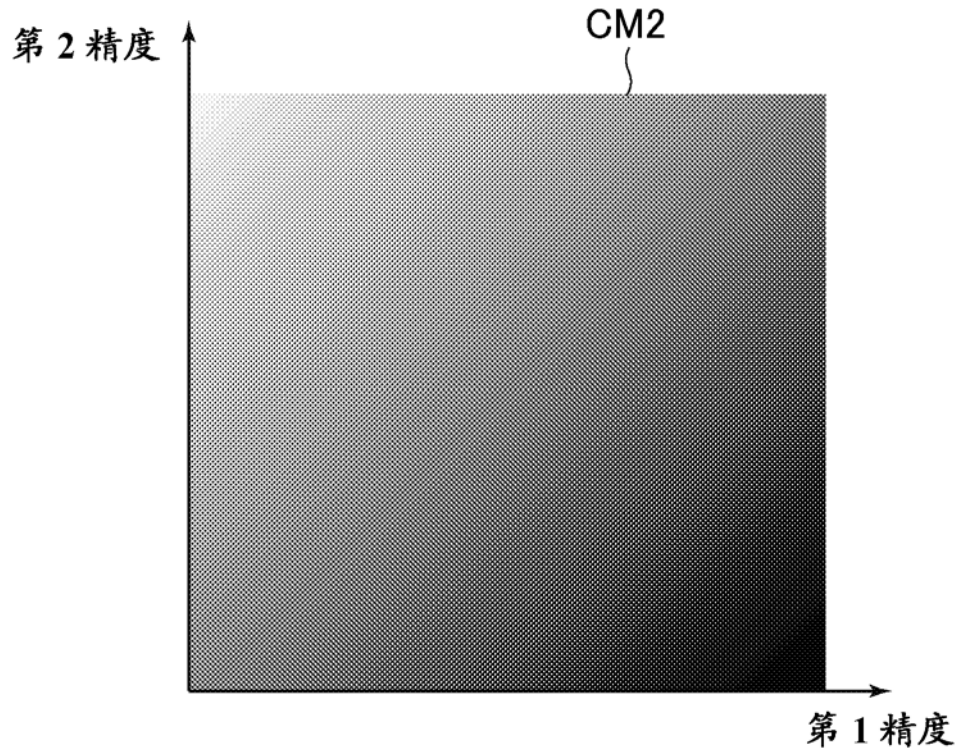


图 13

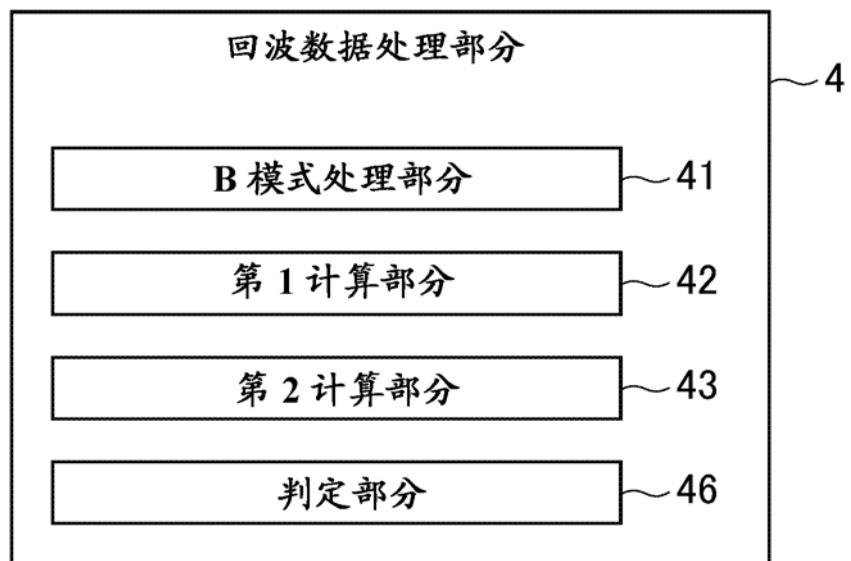


图 14

专利名称(译)	超声诊断及控制超声诊断设备的方法		
公开(公告)号	CN109303572A	公开(公告)日	2019-02-05
申请号	CN201810842551.0	申请日	2018-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
当前申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	谷川俊一郎 T 奥古里		
发明人	谷川俊一郎 T.奥古里		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/485 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 A61B8/54 A61B8/461		
代理人(译)	闫小龙		
优先权	2017145144 2017-07-27 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

[问题]提供一种超声诊断设备，采用该超声诊断设备，能够考虑脂肪量和弹性所处的条件和位置而进行诊断。[解决方案的手段]一种超声诊断设备包括：处理器，用于通过程序来执行：基于传送到要检查的受检者中的生物组织的第一超声波的第一回波信号来计算与所述生物组织的弹性相关的值的第一计算功能；以及计算所述生物组织中的超声波的衰减的值的第二计算功能；以及显示装置，其上显示基于第一二维(2D)彩色图CM1所产生的第一图像，其中所述彩色图CM1定义根据与所述生物组织的弹性相关的值和所述生物组织中的衰减的值的显示模式。

