



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103845084 B

(45)授权公告日 2017.05.31

(21)申请号 201310619259.X

(51)Int.Cl.

(22)申请日 2013.11.29

A61B 8/08(2006.01)

(65)同一申请的已公布的文献号

审查员 薛艳华

申请公布号 CN 103845084 A

(43)申请公布日 2014.06.11

(30)优先权数据

2012-261786 2012.11.30 JP

(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

(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 72001

代理人 何欣亭 汤春龙

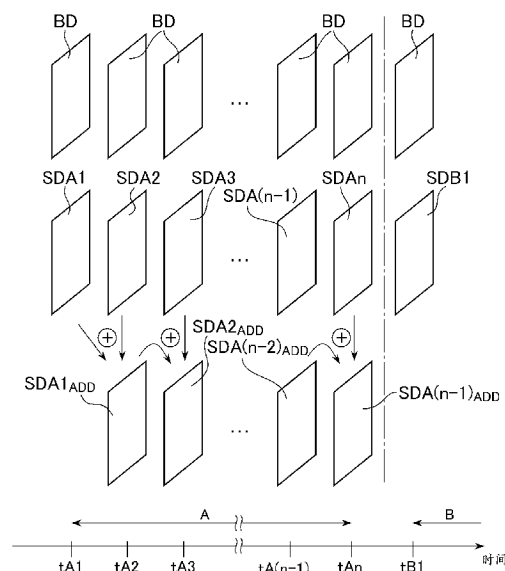
权利要求书2页 说明书10页 附图9页

(54)发明名称

超声波诊断装置及其控制程序

(57)摘要

本发明涉及超声波诊断装置及其控制程序。显示基于如下期间(A、B)内的多个帧的物理量数据而编制的弹性图像,该期间(A、B)具有包含多个心跳的长度且是设想为不产生不能够获得更正确地反映了生物组织的弹性的物理量的原因的时期。例如,所述多个帧的物理量数据是物理量数据SDA1至SDAn相加而获得的已相加物理量数据SDA(n-1)_{ADD}。从而提供一种能够稳定地显示更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像的超声波诊断装置。



1. 一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:

物理量数据编制部,基于对生物组织进行超声波收发而获得的回波信号,计算与生物组织的各部的弹性有关的物理量并编制物理量数据;

弹性图像数据编制部,编制弹性图像数据,所述弹性图像数据具有表示与通过该物理量数据编制部计算的物理量对应的显示方式的信息;以及

显示部,显示基于所述弹性图像数据编制的、具有与所述物理量对应的显示方式的弹性图像,

在所述显示部,显示基于在具有包含多个心跳的长度的既定时间内的多个帧的物理量数据而编制的弹性图像。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述弹性图像是通过所述既定时间内的多个帧的物理量数据的累积相加而获得的图像,所述累积相加是在每个所述既定时间中完结的运算。

3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其特征在于:

成为所述累积相加的对象的物理量数据是在每个所述既定时间中满足所设定的基准的数据。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述弹性图像是所述既定时间内的多个帧的物理量数据加法平均而获得的图像。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其特征在于:

成为所述加法平均的对象的物理量数据是在每个所述既定时间中满足所设定的基准的数据。

6. 根据权利要求3或5所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述所设定的基准是与物理量有关的基准或与表示弹性图像正确地反映生物组织的弹性的程度的质量值相关的基准。

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,其特征在于:

所述弹性图像是基于从所述既定时间内的所述多个帧的物理量数据中选择的物理量数据而编制的图像。

8. 根据权利要求7所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述弹性图像的像素的各个中,所述选择的物理量数据示出在所述既定时间内的变形最大。

9. 根据权利要求1~5、7~8中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述显示部,显示表示所述既定时间的图像。

10. 根据权利要求1~5、7~8中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述显示部,显示表示所述物理量的累积相加值的经时变化的图表或者表示所述弹性图像正确地反映生物组织的弹性的程度的质量值的累积相加值的经时变化的图表中的任一个。

11. 根据权利要求1~5、7~8中的任一项所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述显示部,显示表示所述物理量的经时变化的图表或者表示所述弹性图像正确地反映生物组织的弹性的程度的质量值的经时变化的图表中的任一个。

12. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述显示部,显示表示所述既定时间的图像。

13.根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述显示部,显示表示所述物理量的累积相加值的经时变化的图表或者表示所述弹性图像正确地反映生物组织的弹性的程度的质量值的累积相加值的经时变化的图表中的任一个。

14.根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其特征在于:

在所述显示部,显示表示所述物理量的经时变化的图表或者表示所述弹性图像正确地反映生物组织的弹性的程度的质量值的经时变化的图表中的任一个。

超声波诊断装置及其控制程序

技术领域

[0001] 本发明涉及显示表示被检体的生物组织的硬度或软度的弹性图像的超声波诊断装置及其控制程序。

背景技术

[0002] 将表示被检体的生物组织的硬度或软度的弹性图像、和B模式图像合成并使其显示的超声波诊断装置例如公开于专利文献1等。所述弹性图像例如如下编制。首先,基于对被检体发送超声波而获得的回波信号计算与被检体的弹性有关的物理量。然后,基于计算出的物理量,编制并显示由与弹性对应的颜色组成的弹性图像。

[0003] 与弹性有关的物理量例如为应变。在专利文献2中,公开了推测超声波的声线方向上的应变的方法。

[0004] 专利文献

[0005] 专利文献1:日本特开2007-282932号公报;

[0006] 专利文献2:日本特开2008-126079号公报。

发明内容

[0007] 另外,近年来,要求使用能够显示弹性图像的超声波诊断装置评价肝病。本发明人探讨利用因心脏、血管的跳动而产生的肝脏的应变而编制弹性图像。此时,由于利用因跳动而引起的应变,故也存在并非始终产生应变,不能够获得有效的应变信息的帧(frame)。因此,本发明人为了显示稳定的弹性图像,探讨显示如下弹性图像,该弹性图像使用了在心跳产生多次期间的多个帧的数据。

[0008] 另外,呼吸、被检体运动(身体运动)等跳动以外的要素也导致肝脏变形并产生应变。然而,当将与跳动相比应变的方向不是固定的、声线方向的应变图像化时,有时不能够获得正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。因此,为了排除呼吸、身体运动的影像,优选停止呼吸,在不动的状态下进行检查。

[0009] 然而,为了获得心跳产生多次期间的多个帧的数据,需要某种程度的时间,在该时间期间持续停止呼吸并且保持不动有时是很困难的。因而,可以考虑到如下情况,即,在获得多个帧的数据期间,产生呼吸、身体运动等不能够获得正确地反映了生物组织的弹性的物理量的原因,难以获得更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。

[0010] 为了解决上述问题而完成的本发明是一种超声波诊断装置,其特征在于,具备:物理量数据编制部,基于对生物组织进行超声波收发而获得的回波信号,计算与生物组织的各部的弹性有关的物理量并编制物理量数据;弹性图像数据编制部,编制弹性图像数据,所述弹性图像数据具有表示与通过该物理量数据编制部计算的物理量对应的显示方式的信息;以及显示部,显示基于所述弹性图像数据编制的、具有与所述物理量对应的显示方式的弹性图像,在所述显示部,显示基于在具有包含多个心跳的长度的既定时间内的多个帧的物理量数据而编制的弹性图像。

[0011] 在此,所述既定时间是包含多个心跳的程度的长度,而且是设想不产生呼吸、身体运动等不能够获得更正确地反应生物组织的弹性的物理量的原因的长度的长度。

[0012] 根据上述观点的发明,由于基于所述既定时间内的多个帧的物理量数据组而编制的弹性图像显示于所述显示部,故能够稳定地显示更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。

附图说明

- [0013] 图1是示出本发明所涉及的超声波诊断装置的实施方式的概要构成的一例的框图;
- [0014] 图2是示出图1所示的超声波诊断装置的物理量数据处理部的构成的框图;
- [0015] 图3是示出图1所示的超声波诊断装置的显示控制部的构成的框图;
- [0016] 图4是示出显示了B模式图像与弹性图像合成的合成超声波图像的显示部的图;
- [0017] 图5是说明每既定时间的累积相加的图;
- [0018] 图6是说明图5所示的既定时间内的物理量数据的相加的图;
- [0019] 图7是说明各帧的对应的像素的物理量数据的相加的图;
- [0020] 图8是说明累积相加完结的既定时间的图;
- [0021] 图9是在显示部显示的图表的放大图;
- [0022] 图10是在显示部显示的图表的其他示例的放大图;
- [0023] 图11是在显示部显示的图表的其他示例的放大图;
- [0024] 图12是在显示部显示的图表中,使竖条(bar)移动的状态的图;
- [0025] 图13是示出竖条在显示部显示的图表中的移动的一例的图;
- [0026] 图14是示出第一实施方式的变形例的物理量数据处理部的构成的框图;
- [0027] 图15是示出第二实施方式的物理量数据处理部的构成的框图;
- [0028] 图16是说明第二实施方式的加法平均的图;
- [0029] 图17是示出第二实施方式的物理量数据处理部的构成的其他示例的框图;
- [0030] 图18是说明第二实施方式的第一变形例的每个期间的应变的阈值的设定的图;
- [0031] 图19是示出应变的经时变化的图表;
- [0032] 图20是示出应变的经时变化的图表;
- [0033] 图21是说明第二实施方式的第二变形例的加法平均的图;
- [0034] 图22是示出第三实施方式的物理量数据处理部的构成的框图;
- [0035] 图23是说明第三实施方式的最大物理量数据的编制的图。

具体实施方式

[0036] 以下,基于附图说明本发明的实施方式。

[0037] (第一实施方式)

[0038] 首先,基于图1~图13说明第一实施方式。图1所示的超声波诊断装置1具备:超声波探针2、收发束形成器 (beamformer) 3、B模式数据编制部4、物理量数据处理部5、显示控制部6、显示部7、操作部8、控制部9以及存储部10。

[0039] 所述超声波探针2对被检体发送超声波并接收其回波。所述收发束形成器3将用

于以既定的扫描条件从所述超声波探针2发送超声波的电信号基于来自所述控制部8的控制信号向所述超声波探针2供给。由此,从所述超声波探针2进行每个声线的超声波的扫描。另外,所述收发束形成器3对通过所述超声波探针2接收的超声波的回波(echo)进行调相加法处理等信号处理。通过所述收发束形成器3信号处理后的回波数据输出至所述B模式数据编制部4以及所述物理量数据编制部5。

[0040] 所述B模式数据编制部4对从所述收发束形成器3输出的回波数据进行对数压缩处理、包络线检波处理等B模式处理,编制B模式数据。B模式数据还可以存储于所述存储部10。

[0041] 如图2所示,所述物理量数据处理部5具有物理量数据编制部51、物理量平均计算部52、累积相加部53。所述物理量数据编制部51基于从所述收发束形成器3输出的回波数据,计算与被检体的各部的弹性相关的物理量并编制物理量数据(物理量计算功能)。例如如日本特开2008-126079号公报所记载地,所述物理量数据编制部51对一个扫描面的同一声线上的时间不同的回波数据设定相关窗口,在该相关窗口之间进行相关运算并对各像素计算与所述弹性相关的物理量,编制一个帧的物理量数据。从而,从两个帧的回波数据获得一个帧的物理量数据,如后所述地编制弹性图像。

[0042] 所述物理量数据编制部51是本发明的物理量数据编制部的实施方式的一例,另外所述物理量计算功能是本发明的物理量数据编制功能的实施方式的一例。

[0043] 在如后所述地对B模式图像设定关心区域R的情况下,所述物理量数据编制部51还可以以关心区域R内为对象,进行所述物理量的计算。

[0044] 所述物理量数据处理部51作为与所述弹性相关的物理量,在本例中计算超声波的声线方向的应变。即,所述物理量数据为应变的数据。在本例中,如后所述地计算肝脏因心脏、血管的跳动而变形导致的应变。

[0045] 所述物理量平均计算部52对通过所述物理量数据编制部51而获得的应变进行一个帧的平均运算以计算应变的平均值。在关于所述关心区域R计算出应变的情况下,所述物理量平均计算部52计算一个帧的关心区域R内的应变的平均值。

[0046] 所述累积相加部53编制将多个帧的物理量数据累计相加后的物理量数据。详细情况之后叙述。

[0047] 所述物理量数据还可以存储于所述存储部10。

[0048] 在所述显示控制部6,输入来自所述B模式数据编制部4的B模式数据以及来自所述物理量数据编制部5的物理量数据。如图3所示,所述显示控制部6具有B模式图像数据编制部61、弹性图像数据编制部62、图表编制部63、图像显示控制部64。

[0049] 所述B模式图像数据编制部61对所述B模式数据进行基于扫描转换器(scan converter)的扫描转换,转换为具有表示与回波的信号强度对应的亮度的信息的B模式图像数据。所述B模式图像数据例如具有表示256个等级的亮度的信息。

[0050] 所述弹性图像数据编制部62将所述物理量数据转换为表示颜色的信息,并且进行基于扫描转换器的扫描转换,编制具有表示与应变对应的颜色的信息的彩色弹性图像数据(彩色弹性图像数据编制功能)。所述弹性图像数据编制部62将物理量数据等级化,编制彩色弹性图像数据,该彩色弹性图像数据由表示分配至各等级的颜色的信息组成。所述弹性图像数据编制部62是本发明的弹性图像数据编制部的实施方式的一例,所述彩色弹性图像

数据是在本发明中具有表示与物理量对应的显示方式的信息的弹性图像数据的实施方式的一例。表示显示方式的信息在本例中是表示颜色的信息。另外,所述彩色弹性图像数据编制功能是本发明的弹性图像数据编制功能的实施方式的一例。

[0051] 所述图表编制部63如后所述地编制在所述显示部7显示的图表G。

[0052] 所述图像显示控制部64将所述B模式图像数据以及所述彩色弹性图像数据合成,编制在所述显示部7显示的合成超声波图像的图像数据。另外,如图4所示,所述图像显示控制部64使所述图像数据作为B模式图像BI与弹性图像EI合成后的合成超声波图像UI显示于所述显示部7(图像显示控制功能)。所述弹性图像EI在对所述B模式图像BI设定的关心区域R内显示。所述图像显示控制功能是本发明的图像显示控制功能的实施方式的一例。

[0053] 所述B模式图像数据以及所述彩色弹性图像数据还可以存储于所述存储部10。另外,所述合成超声波图像的图像数据还可以存储于所述存储部10。

[0054] 另外,所述图像显示控制部66使由所述图表编制部63编制的图表G与所述合成超声波图像UI一同显示于所述显示部7。在图4中,所述图表G在所述合成超声波图像UI的下方显示。但是,所述图表G的显示位置不限于图4所示的位置。

[0055] 所述显示部7例如由LCD(液晶显示器:Liquid Crystal Display)、CRT(阴极射线管:Cathode Ray Tube)等构成。所述显示部7是本发明的显示部的实施方式的一例。

[0056] 所述操作部8包含用于操作者输入指示、信息的键盘以及指点器件(省略图示)等而构成。

[0057] 所述控制部9由CPU(中央处理单元:Central Processing Unit)构成。该控制部9将存储于所述存储部10的控制程序读出,执行以所述物理量计算功能、所述彩色弹性图像数据编制功能以及图像显示控制功能为首的所述超声波诊断装置1的各部的功能。

[0058] 所述存储部10例如是HDD(硬盘驱动器:Hard Disk Drive)、或者RAM(随机存取存储器:Random Access Memory)、ROM(只读存储器)等半导体存储器。

[0059] 然后,说明本例的超声波诊断装置1的作用。所述收发束形成器3从所述超声波探针2对被检体的生物组织发送超声波。在本例中,由所述超声波探针2向被检体的肝脏发送超声波。

[0060] 所述收发束形成器3还可以交替地发送用于编制B模式图像的超声波、和用于编制弹性图像的超声波。从所述超声波探针2发送的超声波的回波信号由所述超声波探针2接收。

[0061] 在此,肝脏因心脏、血管的跳动而反复变形。基于从如此反复变形的肝脏获得的回波信号,编制将变形作为应变而捕捉的合成超声波图像。具体而言,若取得回波信号,则所述B模式数据编制部4编制B模式数据,所述物理量数据编制部51计算应变并编制物理量数据。而且,所述B模式图像数据编制部61基于所述B模式数据编制B模式图像数据,所述弹性图像数据编制部62基于所述物理量数据编制彩色弹性图像数据。然后,如图4所示,所述图像显示控制部64使基于所述B模式图像数据的B模式图像BI以及基于所述彩色弹性图像数据的弹性图像EI合成后的合成超声波图像UI显示于所述显示部7。所述弹性图像EI在区域R内显示(由点(dot)表示)。

[0062] 在本例中,基于由所述累积相加部53将物理量数据累积相加而获得的物理量数据,编制所述彩色弹性图像数据。以下,将通过累积相加而获得的物理量数据称为已相加物

理量数据。

[0063] 说明所述已相加物理量数据的编制。所述累积相加部53进行在每个既定时间T中完结的累积相加,即在每个既定时间T中将累积相加值重设(reset)的累积相加。例如,如图5所示,设时刻 $tA1 \sim$ 时刻 tAn 的期间为期间A,时刻 $tB1 \sim$ 时刻 tBn 的期间为期间B。所述时刻 $tA1 \sim$ 所述时刻 tAn 以及所述时刻 $tB1 \sim$ 所述时刻 tBn 为既定时间T。在所述期间A、B的各自的多个帧的物理量数据中,累积相加完结。

[0064] 具体而言,如图6所示,所述累积相加部53对时刻 $tA1$ 的下个时刻 $tA2$ 的物理量数据SDA2,将时刻 $tA1$ 的物理量数据SDA1相加,获得已相加物理量数据SDA1_{ADD}。在时刻 $tA2$,显示基于所述已相加物理量数据SDA1_{ADD}而编制的弹性图像EI。另外,在时刻 $tA1$,显示基于该时刻 $tA1$ 的物理量数据SDA1编制的弹性图像EI。

[0065] 接着,所述累积相加部53对时刻 $tA3$ 的物理量数据SDA3,将所述已相加物理量数据SDA1_{ADD}相加,获得已相加物理量数据SDA2_{ADD}。在时刻 $tA3$,显示基于所述已相加物理量数据SDA2_{ADD}而编制的弹性图像EI。所述累积相加部53在时刻 $tA3$ 之后的时刻也同样地编制已相加物理量数据。而且,所述累积相加部53在时刻 tAn ,对该时刻 tAn 的物理量数据SDAn,将在时刻 $tA(n-1)$ 获得的已相加物理量数据SDA(n-2)_{ADD}相加,获得已相加物理量数据SDA(n-1)_{ADD}。如此,所述累积相加部53直到时刻 tAn ,对当前帧的(最新时刻的)物理量数据,将在前一帧获得的已相加物理量数据相加,获得新的已相加物理量数据。

[0066] 另外,关于B模式图像,显示基于各帧的B模式数据BD的图像,在每一个帧中更新。

[0067] 若变为时刻 $tB1$,所述期间B开始,则所述累积相加部53重新开始累积相加。即,对时刻 $tB1$ 的物理量数据SDB1,不将在时刻 tAn 获得的已相加物理量数据SDA(n-1)_{ADD}相加。在时刻 $tB1$,显示基于所述物理量数据SDB1的弹性图像EI。然后,所述累积相加部53在时刻 $tB1$ 的下一时刻 $tB2$ 的帧(在图6中省略图示)以后,对当前帧的物理量数据,将在前一帧获得的已相加物理量数据相加,获得新的已相加物理量数据。

[0068] 在此,物理量数据的相加意思是指,如图7所示,在各时刻的帧FL中,将对应的像素的物理量数据SD_p相加。但是,由于物理量数据是转换为图像数据之前的原始数据(raw data),故上述“与对应的像素对应的物理量数据”意思是指与对应的像素相当的物理量数据。

[0069] 所述既定时间T是包含多个心跳的程度的长度,而且设定为如下程度,即设想不产生呼吸、身体运动等不能够获得更正确地反映生物组织的弹性的物理量的原因(以下,称为“异常原因”)。例如,既定时间T若以心跳数说,则设定为产生两、三个心跳的时间。若是两、三个心跳,则认为能够确保不产生所述异常原因的期间。所述异常原因是呼吸、身体运动等被检体的跳动以外的动作。所述既定时间T可以默认地设定于所述存储部10,还可以是操作者使用所述操作部8设定。所述既定时间T是本发明的既定时间的实施方式的一例。

[0070] 若具体地基于图8说明,则在图8中,期间A、B、C、D、E、F、G、H具有既定时间T的长度。而且,设异常原因在箭头的位置处产生。虽然在期间B、D、G中产生异常原因,但是期间A、C、E、F、H不产生异常原因。从而,在这些期间A、C、E、F、H中,由于不产生异常原因,故能够获得更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。另外,由于将两、三个心跳的应变相加,故即使在不产生心跳的期间,也获得将此前由心跳而产生的应变相加的弹性图像,能够稳定地显示弹性图像。

[0071] 如上述图4所示,所述图像显示控制部64使图表G在所述显示部7显示。所述图表编制部63编制所述图表G。该图表G是示出应变的平均值的累积相加值的经时变化的图表,横轴是时间,纵轴是应变的平均值的累积相加值。如图9的放大图所示,在图表G上升(累积相加值增加)之后,一口气垂直地下降的部分是累积相加完结,累积相加值被重设的部分。从而,在所述图表G中,从垂直地下降的部分到接着垂直下降的部分表示既定时间T。所述图表G是在本发明中表示既定时间的图像的实施方式的一例。

[0072] 应变的平均值是指各时刻的帧的关心区域R内的应变的平均值。该应变的平均值由所述物理量平均计算部52计算。

[0073] 在图表G中,符号Ba是示出当前显示的超声波图像UI的帧(时刻)的竖条(bar)。例如,在显示实时的超声波图像UI的情况下,所述竖条Ba在图中显示于所述图表G的右端。

[0074] 如图10所示,所述图表G还可以是表示各帧的应变的平均值的经时变化的图表。此时,纵轴是各帧的应变的平均值。另外,表示既定时间T的标记In显示于图表G的时间轴。相邻的所述标记In之间为所述既定时间T。但是,不特别显示时间轴自身。标记In是在本发明中表示既定时间的图像的实施方式的一例。

[0075] 在显示每个帧的应变的平均值的图表G的情况下,如图11所示,在所述应变的平均值的图表G,还可以显示表示所述既定时间T的矩形波SW。此时,在矩形波SW的区间,不显示应变的平均值的波形。所述矩形波SW是在本发明中表示既定时间的图像的实施方式的一例。

[0076] 在所述超声波图像UI不是实时的图像,而是基于存储于所述存储部10的数据的图像的情况下,如图12所示,操作者使用所述操作部8使所述竖条Ba移动,从而所述图像显示控制部64使与所述竖条Ba的位置相当的帧的图像显示。例如,在所述竖条Ba为期间的最终帧的位置的情况下,显示基于该期间的全部帧的物理量数据相加后的已相加物理量数据的弹性图像。

[0077] 如此,由于能够显示任意帧的图像,故操作者能够观察所述图表G,将所述竖条Ba移动至不产生异常原因、而且肝脏适当地变形的期间,使该弹性图像显示,并进行诊断。例如,如图13所示,在图表G的最左的期间A中,图表G随着时间的经过而线性地上升,但在图表G的正中的期间B中,上升变慢。因此,认为与所述期间A相比,在所述期间B中不能够取得捕捉了变形的回波信号,使所述竖条Ba移动至所述期间A。

[0078] 接下来,说明第一实施方式的变形例。在该变形例中,所述图表编制部63编制示出质量(quality)值Q的累积相加值的经时变化的图表G,所述图像显示控制部64使该图表G显示于所述显示部7,所述质量值Q表示所述弹性图像正确地反映生物组织的弹性的程度。图表G是与上述图9同样的图表。

[0079] 在本例中,如图14所示,所述物理量数据处理部5作为所述物理量平均计算部52的替代,具有质量值计算部54。该质量值计算部54计算所述质量值Q。

[0080] 说明基于所述质量值计算部54的所述质量值Q的计算。所述质量值计算部54对每个帧计算基于所述物理量数据编制部51的相关运算的相关系数在关心区域R中的平均值。该相关系数的平均值为所述质量值Q。

[0081] 在该变形例中,所述图表编制部63还可以编制所述质量值Q的经时变化的图表G,而不是编制所述质量值Q的累积相加值的经时变化的图表G,将该图表G显示于所述显示部

7.该图表G是与上述图10、图11同样的图表。

[0082] (第二实施方式)

[0083] 接着,说明第二实施方式。但是,对于第一实施方式相同的事项省略说明。

[0084] 在本例中,如图15所示,所述物理量数据处理部5具有所述物理量数据编制部51、物理量平均计算部52、加法平均部55。

[0085] 在本例中,基于由所述加法平均部55将物理量数据加法平均而获得的物理量数据,编制所述彩色弹性图像数据,并显示弹性图像EI。以下,将通过加法平均而获得的物理量数据称为平均物理量数据。

[0086] 说明所述平均物理量数据的编制。所述加法平均部55将既定时间T内的全部帧的物理量数据SD加法平均以编制平均物理量数据SD_{AV}。所述既定时间T是具有与第一实施方式同样的长度的时间。

[0087] 例如,如图16所示,所述加法平均部55将具有既定时间T的长度的期间A内的全部帧的物理量数据SDA加法平均以编制平均物理量数据SDA_{AV}。在所述显示部7,显示基于彩色弹性图像数据的弹性图像EI,该彩色弹性图像数据基于该平均物理量数据SDA_{AV}而编制。显示基于该平均物理量数据SDA_{AV}的弹性图像EI,直到显示基于将期间A的下一期间B内的帧的物理量数据SDB加法平均而获得的平均物理量数据SDB_{AV}的弹性图像EI。从而,在每个所述既定时间T中更新弹性图像。

[0088] 另外,关于B模式图像,显示基于各帧的B模式数据BD的图像,在每一个帧中更新。

[0089] 所述加法平均部55也可以对各帧的物理量数据乘以加权系数并进行加法平均的运算。

[0090] 在本例中,也与第一实施方式同样,显示应变的平均值的累积相加值的经时变化的图表G(参照图9)、表示各帧的应变的平均值的经时变化的图表G(参照图10、图11)显示于所述显示部7。

[0091] 另外,显示所述质量值Q的累积相加值的经时变化的图表G、所述质量值Q的经时变化的图表G也可以显示于所述显示部7。此时,如图17所示,所述物理量数据处理部5作为所述物理量平均计算部52的替代而具有质量值计算部54。

[0092] 根据以上说明的本例,与第一实施方式同样地,也能够显示基于不产生异常原因的期间的数据(平均物理量数据)的弹性图像,故能够获得更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。另外,显示基于将两、三个心跳期间的物理量数据加法平均后的平均物理量数据的弹性图像,故即使存在不产生心跳的期间,也能够稳定地显示弹性图像。

[0093] 接下来,说明第二实施方式的变形例。首先,说明第一变形例。在第一变形例中,只有具有既定的阈值S_{TH}以上的应变的平均值的帧的物理量数据成为基于所述加法平均部55的加法平均的对象。所述阈值S_{TH}是本发明的既定的基准的实施方式的一例。

[0094] 所述加法平均部55对每个具有既定时间T的长度的期间设定所述应变的阈值S_{TH}。例如,所述应变的阈值S_{TH}以各期间内的应变的最大值S_{MAX}为基准,设定为比该最大值S_{MAX}小的值。应变的最大值S_{MAX}是既定时间T内的各帧的应变的平均值中最大的值。

[0095] 具体而言,所述加法平均部55根据下述(公式1)计算应变的阈值S_{TH}。

[0096]
$$S_{TH} = n \times S_{MAX} \quad (\text{公式1})$$

[0097] 但是, $n < 1$ 。

[0098] 例如,在图18中,示出表示各帧的应变的平均值的经时变化的图表g,在该图表g的期间A中,当时刻t1的应变为最大值 S_{MAX} 时,期间A的应变的阈值 S_{TH} 以所述最大值 S_{MAX} 为基准,设定为比其小的值。即,所述阈值 S_{TH} 根据在所述(公式1)中,将“ S_{TH} ”代入“ S_{TH} ”,将“ S_{MAX} ”代入“ S_{MAX} ”的下述(公式2)而计算。

[0099] $S_{\text{TH}} = n \times S_{\text{MAX}}$ (公式2)。

[0100] 另外,在期间B中,当时刻t2的应变为最大值 S_{BMAX} 时,期间B的应变的阈值 S_{BTH} 以所述最大值 S_{BMAX} 为基准,设定为比其小的值。即,所述阈值 S_{BTH} 根据在所述(公式1)中,将“ S_{BTH} ”代入“ S_{TH} ”,将“ S_{BMAX} ”代入“ S_{MAX} ”的下述(公式3)而计算。

[0101] $S_{\text{BTH}} = n \times S_{\text{BMAX}}$ (公式3)。

[0102] 由于 $S_{\text{MAX}} > S_{\text{BMAX}}$,故所述期间A的应变的阈值 S_{TH} 比所述期间B的应变的阈值 S_{BTH} 大。如此,与各期间的最大值 S_{MAX} 对应设定不同的应变的阈值,编制平均物理量数据,故能够与在各期间中获得的应变对应编制适当的平均物理量数据。例如,在应变的经时变化中,当如图19所示地应变的峰值偏差时,能够以最大的峰值为基准设定阈值,不使用可靠性低的峰值较小的数据编制平均物理量数据。另一方面,在应变的经时变化中,当如图20所示地应变的峰值稳定时,设定与峰值对应的阈值,即使在期间整体中应变较小的情况下,也能够编制平均物理量数据。

[0103] 在该第二实施方式的第一变形例中,在进行各期间的阈值的设定时,还可以替代所述应变的阈值 S_{TH} 使用所述质量值的阈值 Q_{TH} 。质量值的阈值 Q_{TH} 以各期间内的各帧的质量值 Q 之中的最大值为基准,设定为比该最大值小的值。所述相关系数的阈值 C_{TH} 是本发明的既定的基准的实施方式的一例。

[0104] 另外,对具有应变的阈值 S_{TH} 以上的应变的平均值的帧的物理量数据或质量值的阈值 Q_{TH} 以上的帧的物理量数据,上述图2所示的所述累积相加部53进行累积相加,编制已相加物理量数据也可。

[0105] 接着,说明第二变形例。在该第二变形例中,应变的峰的帧的物理量数据成为所述加法平均部55的加法平均的对象。应变的峰是指应变在增加之后转为减少的部分。应变的峰是本发明的既定的基准的实施方式的一例。

[0106] 例如,在图21中,示出表示一个帧的应变的平均值的经时变化的图表g,对于期间A,时刻t1、t2、t3是应变的峰。因而,所述加法平均部55对于所述期间A,将时刻t1、t2、t3的帧的物理量数据作为对象进行加法平均,编制平均物理量数据。另外,对于期间B,时刻t4、t5、t6是应变的峰。因而,所述加法平均部55对于所述期间B,将时刻t4、t5、t6的帧的物理量数据作为对象进行加法平均,编制平均物理量数据。因而,在该第二变形例中,也能够编制与各期间的应变对应的平均物理量数据。

[0107] (第三实施方式)

[0108] 接着,说明第三实施方式。但是,对于第一、第二实施方式相同的事项省略说明。

[0109] 在本例中,基于从所述既定时间T内的多个帧的物理量数据之中选择的物理量数据编制所述彩色弹性图像数据。以下,具体地进行说明。

[0110] 在本例中,如图22所示,所述物理量数据处理部5具有所述物理量数据编制部51、所述物理量平均计算部52、最大物理量数据编制部56。

[0111] 所述最大物理量数据编制部56进行应变的值的峰值保持(peak hold)处理,编制

由在所述既定时间T内最大的应变的数据构成的最大物理量数据。该最大物理量数据是从多个帧的物理量数据之中选择的物理量数据。然后,基于该最大物理量数据编制所述彩色弹性图像数据,显示弹性图像EI。

[0112] 详细说明所述最大物理量数据的编制。所述最大物理量数据编制部56在每帧中将之前的帧的物理量数据的应变与当前帧的物理量数据的应变相比较,将应变较大一方的物理量数据作为最大物理量数据采用。应变的比较对每个像素进行,即,对与同一像素对应的物理量数据进行。另外,设应变的比较在既定时间T内完结。因而,当新的期间开始时,所述最大物理量数据编制部56不进行该期间的最初的帧与属于之前的期间前帧的应变的比较,将最初的帧的物理量作为最大物理量数据。

[0113] 例如,如图23所示,在具有所述既定时间T的长度的期间A,假设存在从帧FA1~FAn的物理量数据。在该帧FA1~FAn的物理量数据之中,着眼于与某像素对应的物理量数据SD_p进行说明。设显示基于所述物理量数据SD_p的图像的像素为p(省略图示)。

[0114] 对于作为期间A的最初的帧的帧FA1,该帧FA1的物理量数据SD_p成为最大的物理量数据,在所述像素p中,显示基于该物理量数据SD_p的弹性图像EI。

[0115] 接着,对于帧FA2,所述最大物理量数据编制部56将该帧FA2的物理量数据SD_p与帧FA1的物理量数据SD_p比较。然后,所述最大物理量数据编制部56将应变较大一方的物理量数据SD_p作为最大物理量数据,在所述像素p显示基于该最大物理量数据的弹性图像。

[0116] 所述最大物理量数据编制部56直到帧FAn,进行当前帧与前帧的比较并编制最大物理量数据。由此,在既定时间T内,始终显示基于最大的应变的物理量数据的弹性图像。例如,在期间A中,当帧FA3的物理量数据SD_p的应变的值为最大时,对于帧FA3以后的帧,持续显示基于帧FA3的物理量数据的弹性图像EI。

[0117] 当既定时间T经过,期间A结束,变为新的期间B时,对于作为该期间B的最初的帧的帧FB1,所述最大物理量数据编制部56将该帧FB1的物理量数据SD_p作为最大物理量数据。然后,所述最大物理量数据编制部56在期间B中也进行当前帧与前帧的比较,编制最大物理量数据。

[0118] 此外,在本例中,也与所述第一、第二实施方式同样地,所述图表G显示于所述显示部7。

[0119] 根据以上说明的本例,与第一、第二实施方式同样地,显示既定时间T内的物理量数据编制弹性图像,故即使存在产生了异常原因的期间,在其以外的期间中,也能够获得更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像。另外,在既定时间T内,持续显示基于最大的应变的物理量数据的弹性图像EI,因而即使在不产生心跳的期间,也能够使弹性图像EI稳定地显示。

[0120] 以上,根据所述各实施方式说明了本发明,但是本发明当然可在不变更其主旨的范围内实施种种变更。例如,在第三实施方式中,作为所述最大物理量数据的替代,也可以编制由所述既定时间T内的最大的应变的数据构成的由既定时间T内的最大的应变值与最小的应变值的中间值构成的物理量数据。

[0121] 符号说明

[0122] 1 超声波诊断装置

[0123] 7 显示部

[0124] 51 物理量数据编制部。

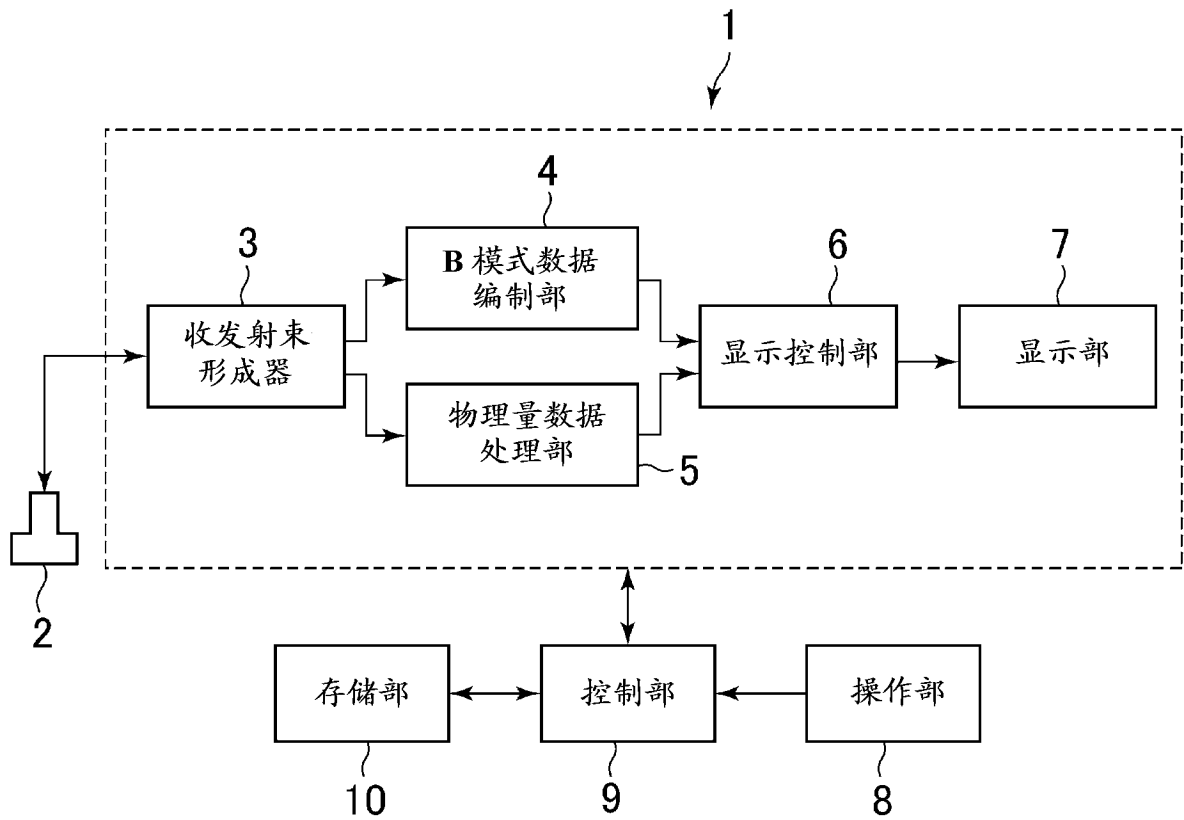


图 1

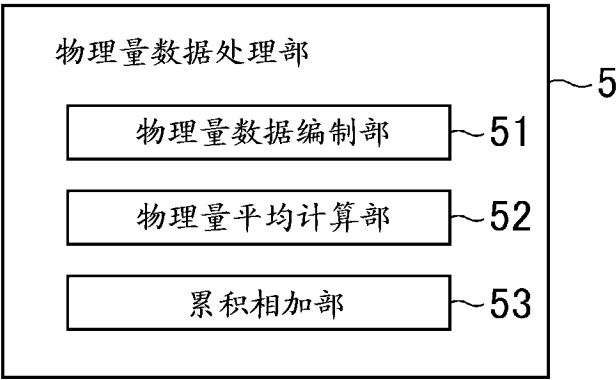


图 2

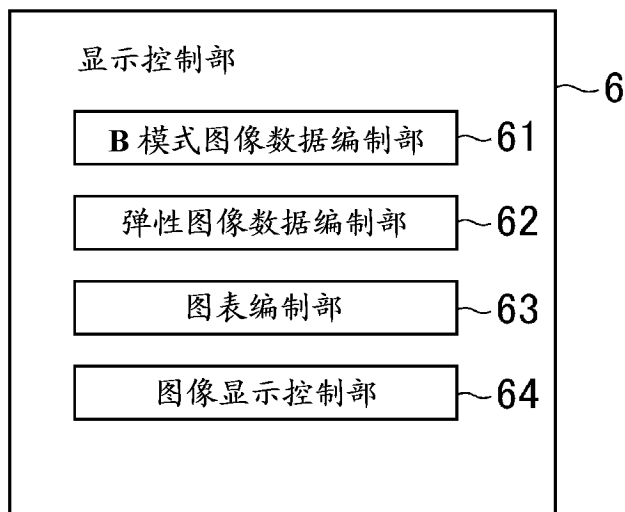


图 3

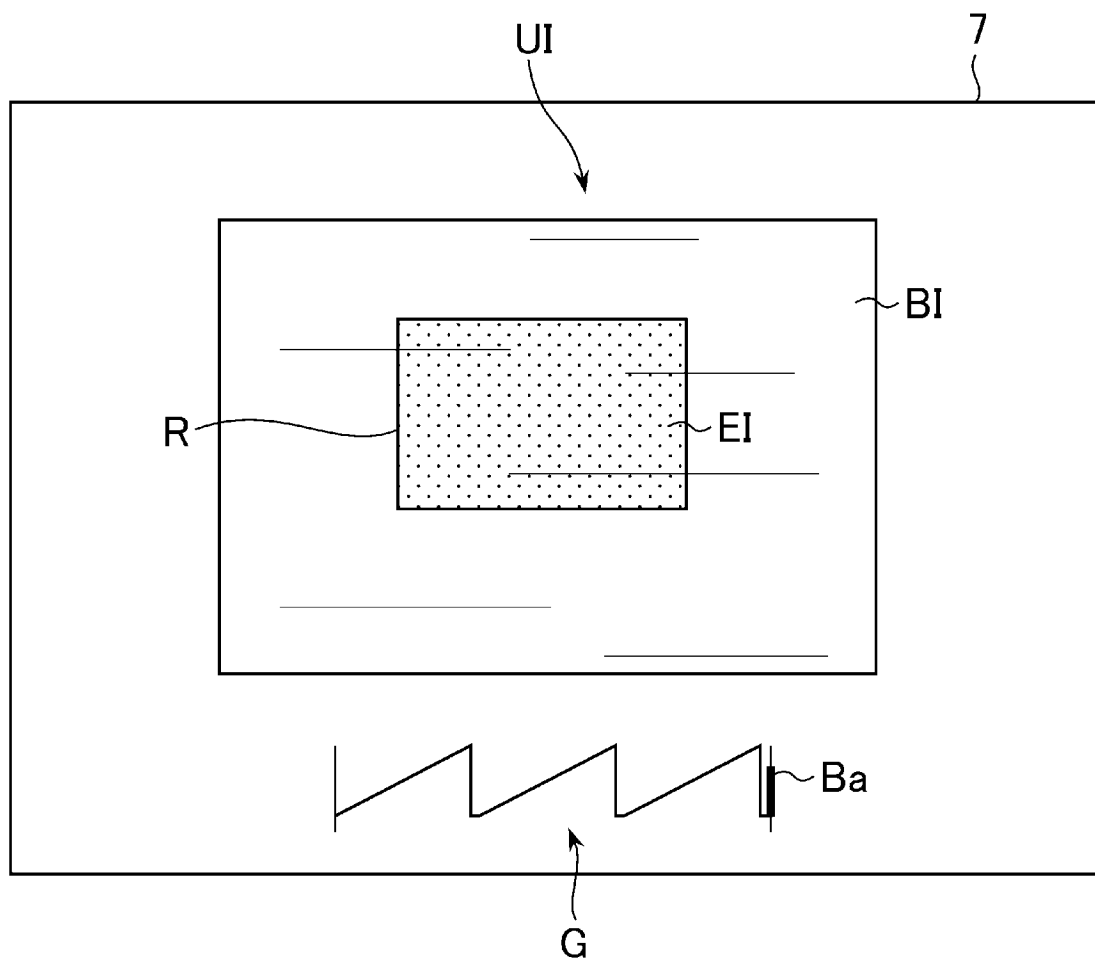


图 4

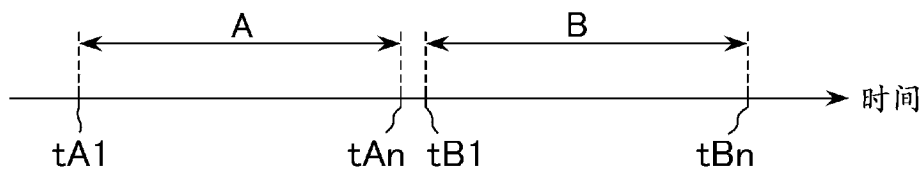


图 5

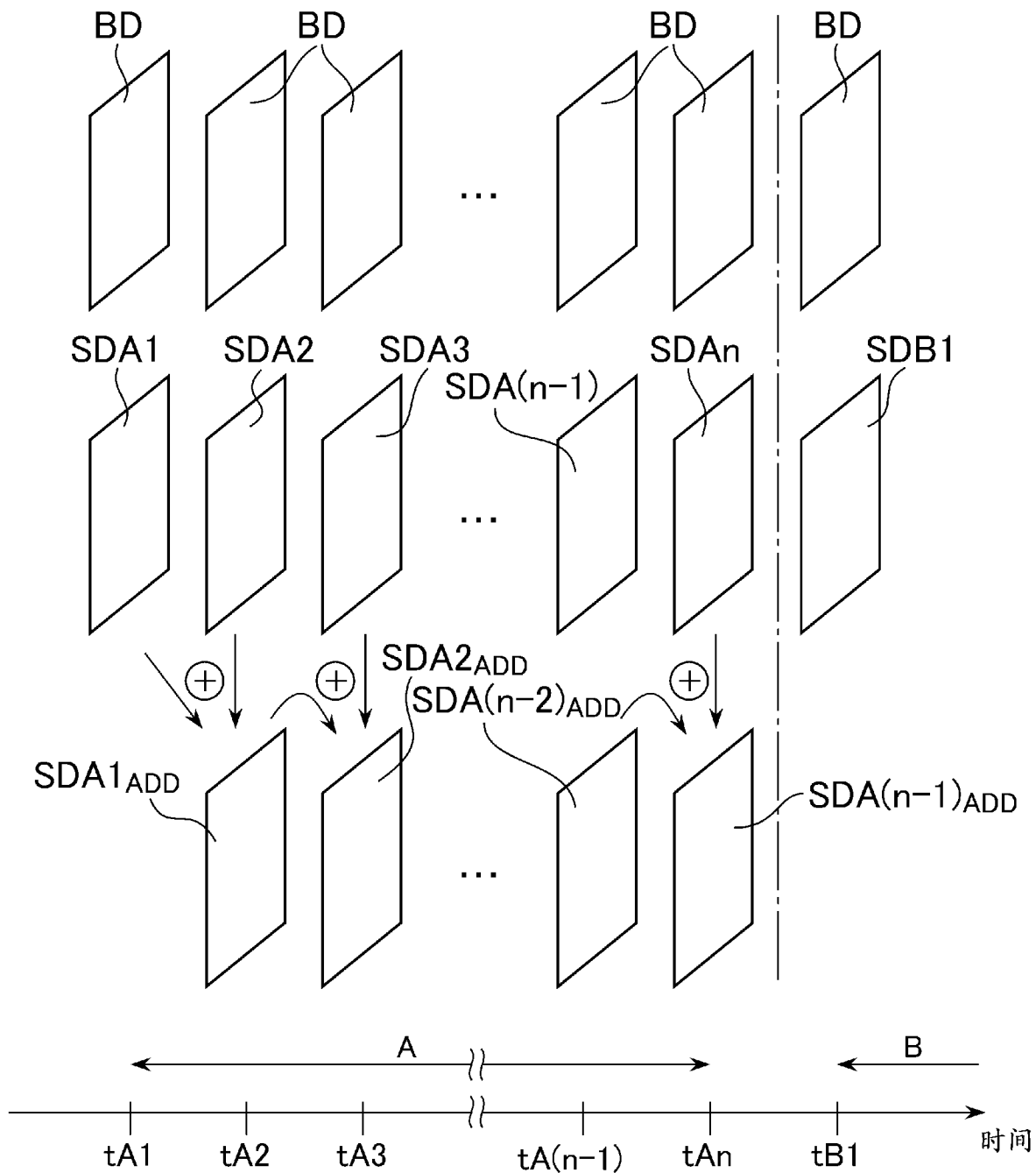


图 6

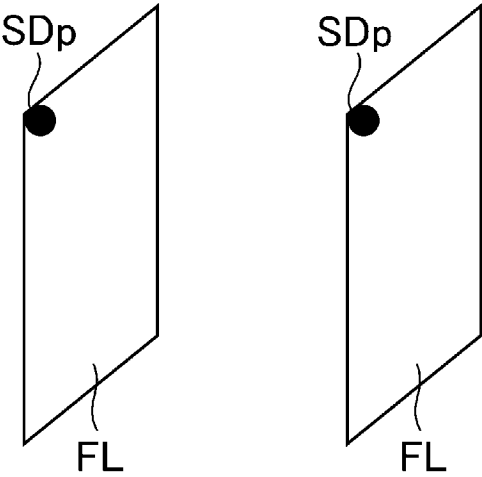


图 7

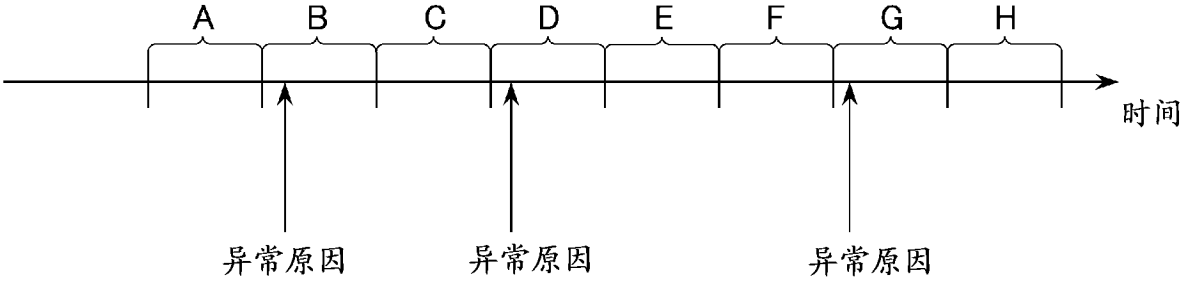


图 8

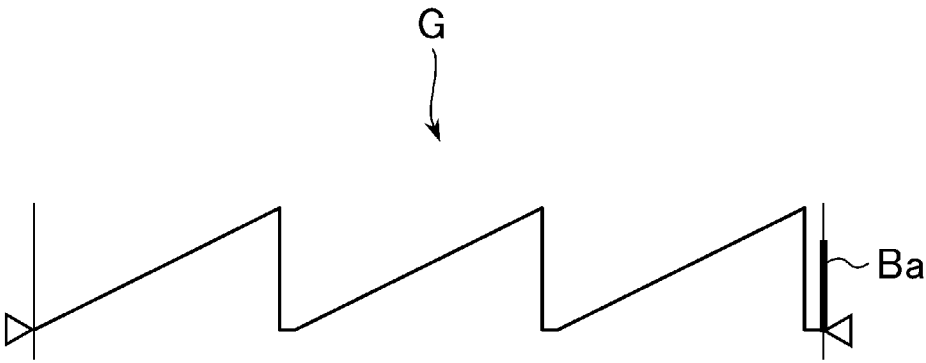


图 9

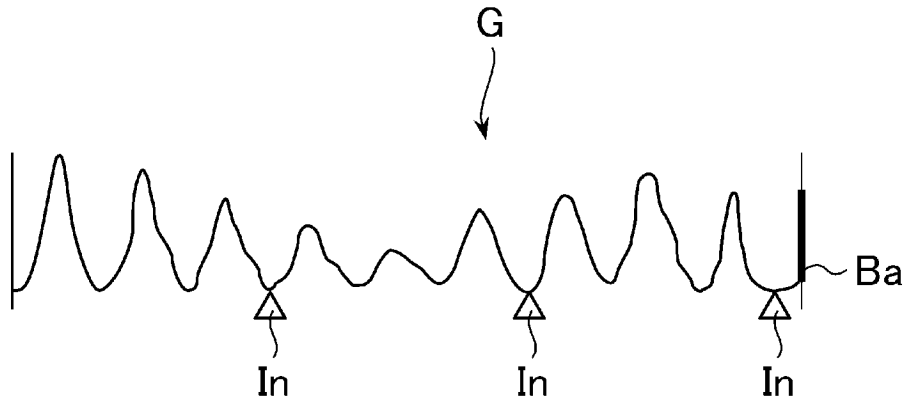


图 10

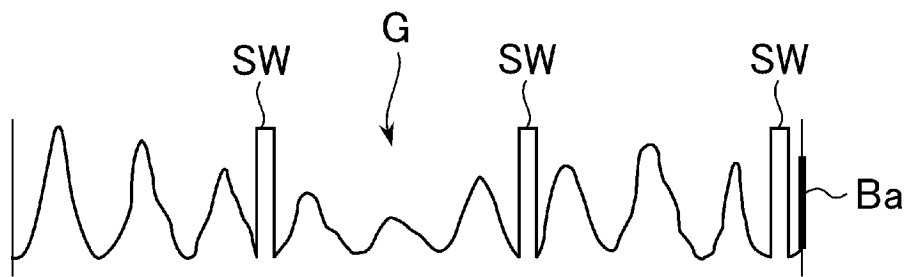


图 11

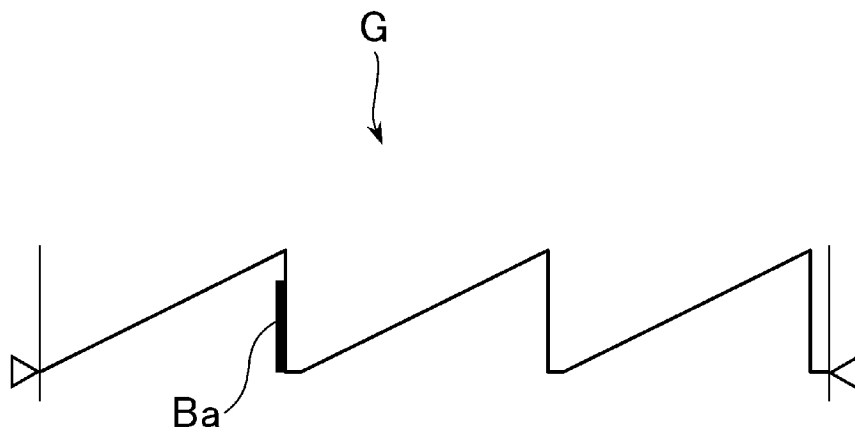


图 12

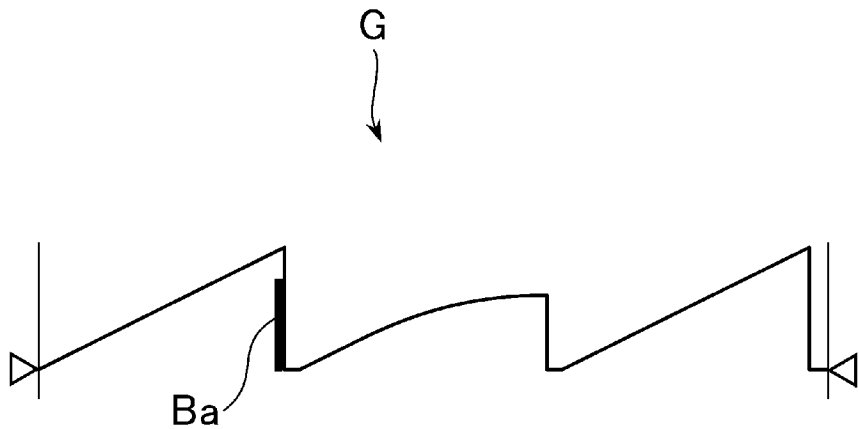


图 13

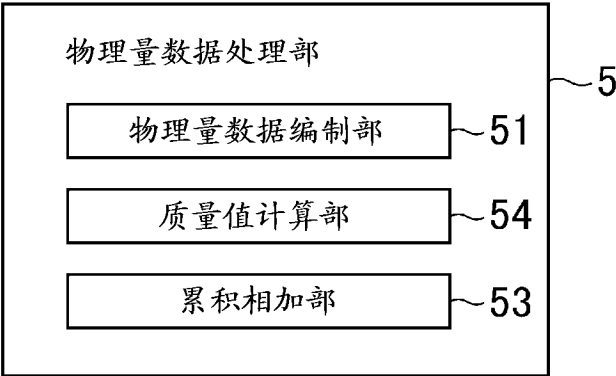


图 14

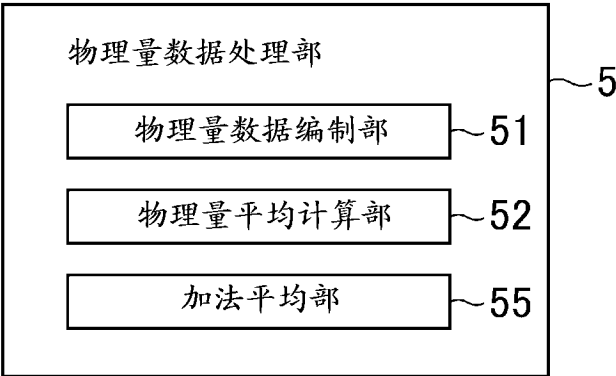


图 15

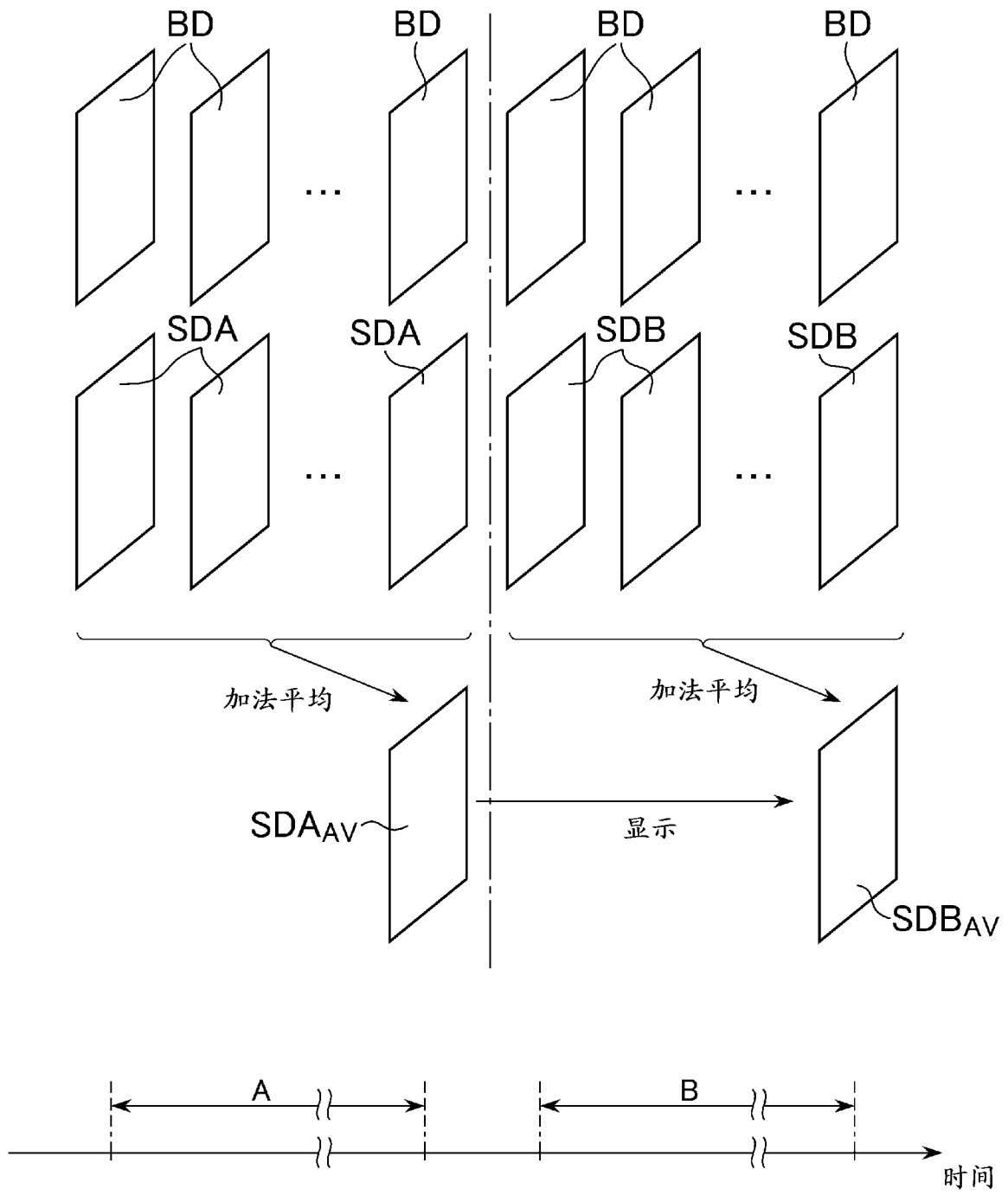


图 16

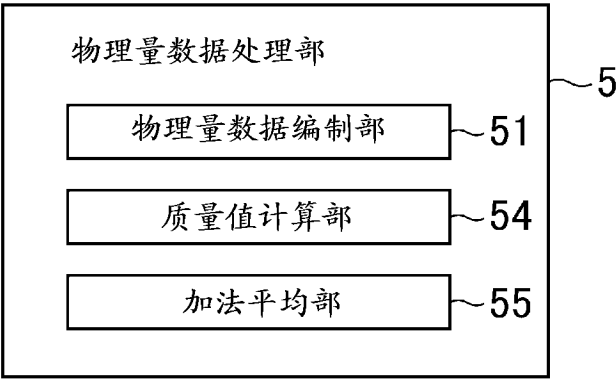


图 17

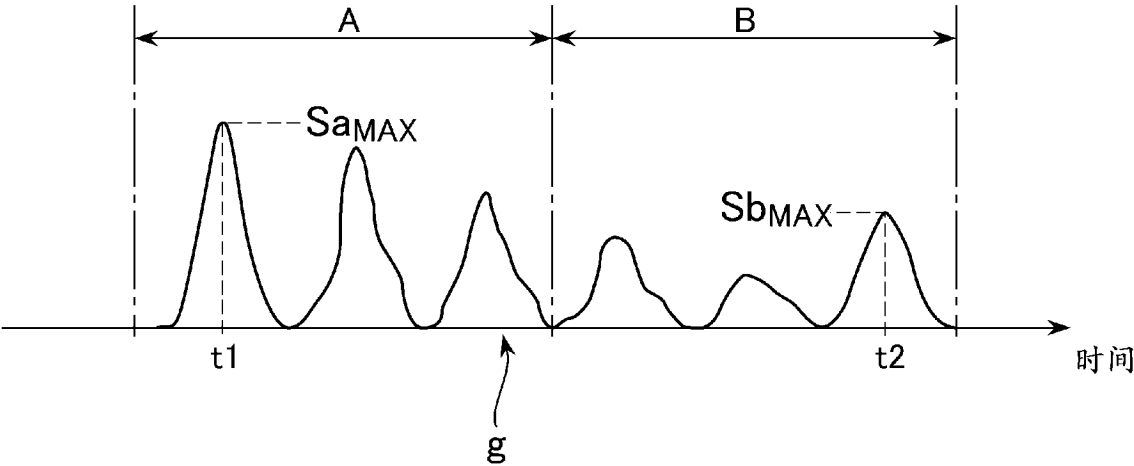


图 18

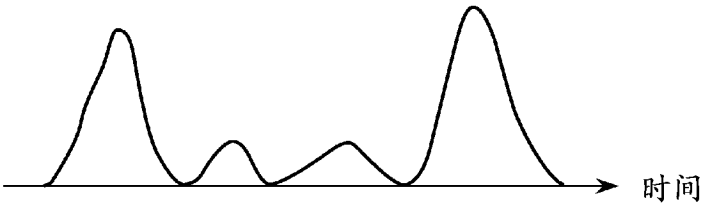


图 19

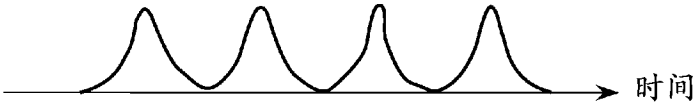


图 20

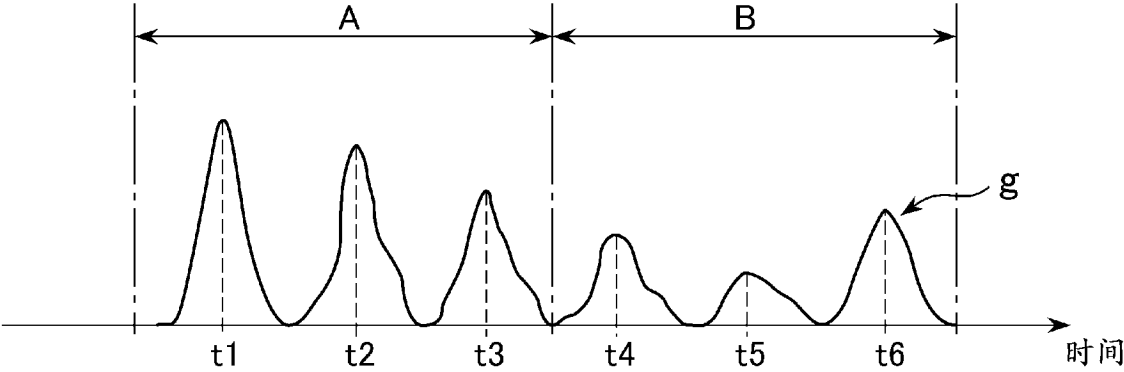


图 21

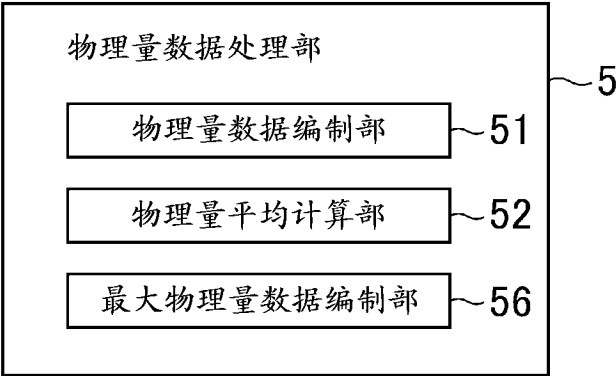


图 22

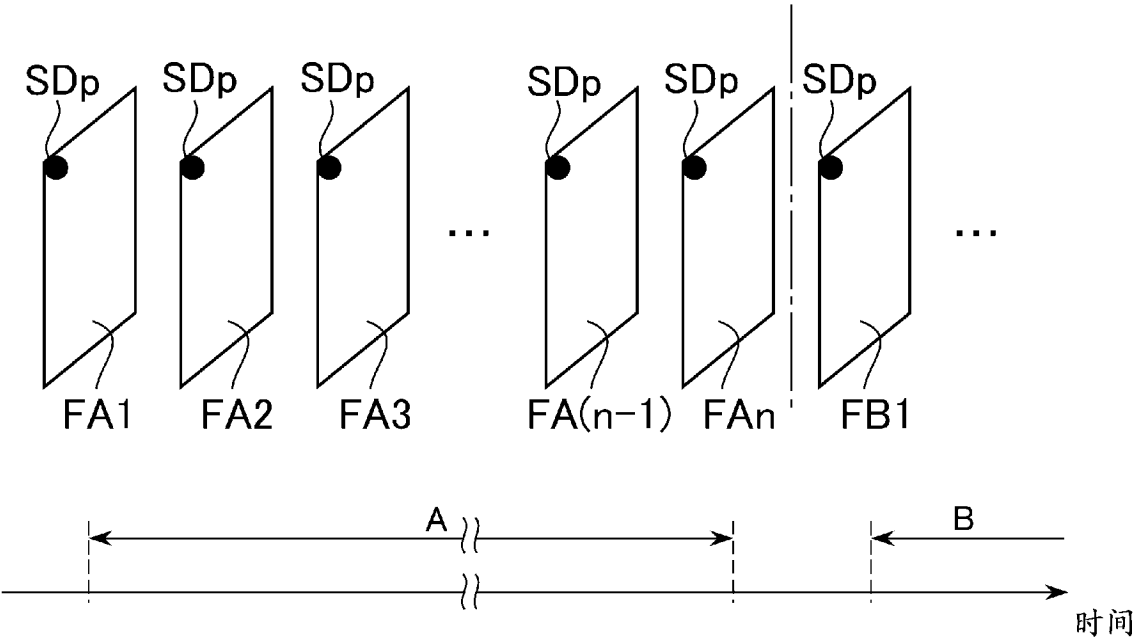


图 23

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	CN103845084B	公开(公告)日	2017-05-31
申请号	CN201310619259.X	申请日	2013-11-29
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	A61B8/485 A61B8/02 A61B8/461		
优先权	2012261786 2012-11-30 JP		
其他公开文献	CN103845084A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及超声波诊断装置及其控制程序。显示基于如下期间(A、B)内的多个帧的物理量数据而编制的弹性图像，该期间(A、B)具有包含多个心跳的长度且是设想为不产生不能够获得更正确地反映了生物组织的弹性的物理量的原因的长度的。例如，所述多个帧的物理量数据是物理量数据SDA1至SDAn相加而获得的已相加物理量数据SDA(n-1)ADD。从而提供一种能够稳定地显示更正确地反映了生物组织的弹性的弹性图像的超声波诊断装置。

