



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105073021 B

(45)授权公告日 2017.08.08

(21)申请号 201480018632.9

(22)申请日 2014.03.27

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 105073021 A

(43)申请公布日 2015.11.18

(30)优先权数据
2013-069852 2013.03.28 JP

(85)PCT国际申请进入国家阶段日
2015.09.28

(86)PCT国际申请的申请数据
PCT/JP2014/058837 2014.03.27

(87)PCT国际申请的公布数据
W02014/157510 JA 2014.10.02

(73)专利权人 佳能株式会社
地址 日本东京

(72)发明人 近藤健悟 山川诚 椎名毅

(74)专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专
利商标事务所 11038
代理人 宿小猛

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

(56)对比文件
CN 101869485 A,2010.10.27,
WO 2006/005632 A1,2006.01.19,
JP 特开2012-024438 A,2012.02.09,
US 2012/0158323 A1,2012.06.21,
CN 102641137 A,2012.08.22,

审查员 李陆美

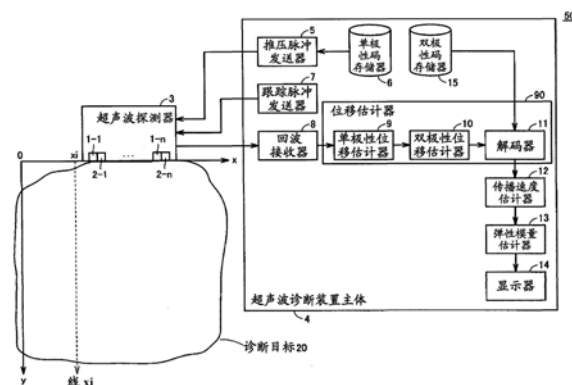
权利要求书3页 说明书11页 附图6页

(54)发明名称

超声波诊断装置和超声波诊断方法

(57)摘要

本发明提供了一种超声波诊断设备,其能够在不导致发射位置的温度升高的情况下使用声辐射压力来执行超声波诊断。本发明还提供了一种超声波诊断方法。推压脉冲发送器(5)输出编码的加压脉冲信号。跟踪脉冲发送器(7)输出用于测量的测量脉冲信号。超声波探测器3输出基于加压脉冲信号的用于在目标对象中产生横波的超声波,以及输出基于测量脉冲信号的用于测量的超声波。回波接收器(8)接收用于测量的超声波的回波并且输出电信号。弹性模量估计器对由回波接收器输出的电信号进行解码并且基于解码的信号来估计目标对象的弹性模量。



1. 一种超声波诊断装置,包含:
第一脉冲输出单元,输出编码的加压脉冲信号;
第二脉冲输出单元,输出用于测量的测量脉冲信号;
探测器,输出基于加压脉冲信号的用于在目标对象中产生横波的超声波和基于所述测量脉冲信号的用于测量的超声波;
接收器,接收用于测量的所述超声波的回波并且输出电信号;以及
弹性模量估计器,对由所述接收器输出的所述电信号进行解码并且基于解码的信号估计所述目标对象的弹性模量,
其中所述编码的加压脉冲信号是利用单极性码对编码的。
2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置,还包含估计所述目标对象的位移的位移估计器,其中所述位移估计器通过对由所述接收器输出的所述电信号进行解码来估计所述目标对象的位移,并且所述弹性模量估计器基于估计的位移来估计所述目标对象的弹性模量。
3. 根据权利要求2所述的超声波诊断装置,其中所述编码的加压脉冲信号是利用单极性码对编码的。
4. 根据权利要求3所述的超声波诊断装置,其中
所述单极性码对是基于双极性码生成的,并且
所述位移估计器通过使用所述双极性码解码所述电信号来估计位移。
5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置,其中所述第一脉冲输出单元在所述单极性码中的每一个的位为第一值的情况下输出加压脉冲,并且在所述单极性码的每一个的所述位为第二值的情况下不输出加压脉冲。
6. 根据权利要求5所述的超声波诊断装置,其中
所述单极性码对由所述双极性码生成,
所述单极性码对包含第一单极性码和第二单极性码,
所述第一单极性码的位在所述双极性码的位为“+1”的情况下为“1”并且在所述双极性码的所述位为“-1”的情况下为“0”,并且
所述第二单极性码的位在所述双极性码的所述位为“+1”的情况下为“0”并且在所述双极性码的所述位为“-1”的情况下为“1”。
7. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中所述双极性码是巴克码。
8. 根据权利要求6所述的超声波诊断装置,其中,
在所述双极性码的位数为N并且所述位移被估计的时间点的数量为M的情况下,
在第一时段中,所述第一脉冲输出单元在每个特定周期基于所述第一单极性码输出数量为0个以上到N个以下的加压脉冲信号,并且所述第二脉冲输出单元在所述每个周期在不同于所述加压脉冲信号的時刻输出所述测量脉冲信号(N+M)次,并且
在第二时段中,所述第一脉冲输出单元在所述每个周期基于所述第二单极性码输出数量为0个以上到N个以下的加压脉冲信号,并且所述第二脉冲输出单元在所述每个周期在不同于所述加压脉冲信号的時刻输出所述测量脉冲信号(N+M)次。
9. 根据权利要求8所述的超声波诊断装置,其中所述第一脉冲输出单元在相邻的测量脉冲信号之间输出所述加压脉冲信号。

10. 根据权利要求9所述的超声波诊断装置,其中所述位移估计器包含:

第一计算器,基于所述第一时段中的相邻时间点处的电信号来计算表示编码的单极性位移的第一单极性码位移信号,并且基于所述第二时段中的相邻时间点处的电信号来计算表示编码的单极性位移的第二单极性码位移信号,

第二计算器,作为所述第一单极性码位移信号与所述第二单极性码位移信号之差计算表示编码的双极性位移的双极性码位移信号,以及

第三计算器,通过使用所述双极性码位移信号与所述双极性码的相关处理来执行解码而计算表示位移的信号。

11. 一种超声波诊断装置控制方法,包括:

输出编码的加压脉冲信号的步骤;

输出基于加压脉冲的用于在目标对象中产生横波的超声波的步骤;

输出用于测量的测量脉冲信号的步骤;

输出基于所述测量脉冲信号的用于测量的超声波的步骤;

接收用于测量的所述超声波的回波信号并输出电信号的步骤;以及

对所述电信号进行解码并且基于解码的信号估计所述目标对象的弹性模量的步骤,

其中所述编码的加压脉冲信号是利用单极性码对编码的。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置控制方法,还包括估计所述目标对象的位移的步骤,其中估计位移的步骤通过对所述电信号进行解码来估计所述位移,并且估计弹性模量的步骤基于估计的位移来估计弹性模量。

13. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置控制方法,其中

所述单极性码对是基于双极性码生成的,并且

估计位移的步骤包括通过使用所述双极性码解码所述电信号来估计位移的步骤。

14. 根据权利要求13所述的超声波诊断装置控制方法,其中

所述单极性码对是由所述双极性码生成的,

所述单极性码对包含第一单极性码和第二单极性码,

在所述双极性码的位数为N并且所述位移被估计的时间点的数量为M的情况下,

输出加压脉冲信号的步骤包括在第一时段中于每个特定周期基于所述第一单极性码来输出数量为0个以上到N个以下的加压脉冲信号的步骤,并且包括在第二时段中于所述每个周期基于所述第二单极性码来输出数量为0个以上到N个以下的加压脉冲信号的步骤,并且

输出测量脉冲信号的步骤包括在所述第一时段中于所述每个周期在不同于所述加压脉冲信号的時刻输出所述测量脉冲信号(N+M)次的步骤,以及在所述第二时段中于所述每个周期在不同于所述加压脉冲的時刻输出所述测量脉冲信号(N+M)次的步骤。

15. 根据权利要求14所述的超声波诊断装置控制方法,其中输出加压脉冲信号的步骤包括在相邻的测量脉冲信号之间输出加压脉冲信号的步骤。

16. 一种超声波诊断装置,包含:

第一脉冲输出单元,输出编码的加压脉冲信号;

第二脉冲输出单元,输出用于测量的测量脉冲信号;

探测器,输出基于加压脉冲信号的用于在目标对象中产生横波的超声波和基于所述测

量脉冲信号的用于测量的超声波；

接收器,接收用于测量的所述超声波的回波并且输出电信号;以及

位移估计器,对由所述接收器输出的所述电信号进行解码并且基于解码的信号估计所述目标对象的位移,

其中所述编码的加压脉冲信号是利用单极性码对编码的。

17.一种超声波诊断装置,包含:

第一脉冲输出单元,输出编码的加压脉冲信号;

第二脉冲输出单元,输出用于测量的测量脉冲信号;

探测器,输出基于加压脉冲信号的用于在目标对象中产生横波的超声波和基于所述测量脉冲信号的用于测量的超声波;

接收器,接收用于测量的所述超声波的回波并且输出电信号;以及

速度估计器,对由所述接收器输出的所述电信号进行解码并且基于解码的信号估计在所述目标对象中产生的所述横波的速度,

其中所述编码的加压脉冲信号是利用单极性码对编码的。

超声波诊断装置和超声波诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声波诊断装置和超声波诊断方法,并且更特别地涉及使用声辐射压力的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

背景技术

[0002] 在诸如癌症的疾病中,已知疾病的状况与患部的硬度相关。已知活体内的硬度分布在其诊断中是很重要的信息。一种定量获得组织的硬度的方法是根据横波传播的速度来获得弹性分布的方法。在这种方法中,在活体内产生横波并且使用超声波来测量该横波,由此估计传播速度。

[0003] 最近已经提出使用通过发射超声波来产生的声辐射压力来挤压活体中的组织的方法作为生成横波的方法(例如,参见NPL 1)。

[0004] 在NPL 1中所述的方法中,用于生成横波的大约数百微秒的超声波突发波(推压超声波(push ultrasonic wave))被发射,并且使用声辐射压力来施加压力(在下文中还可以称为振动)。其后,为了观察目标对象内生成的横波的传播,以大约几kHz的重复频率来执行超声波图像测量(跟踪超声波(track ultrasonic wave))。使用跟踪超声波的观察一般执行大约几毫秒至数十毫秒的时长。根据获得的图像来测量位移分布并且估计横波传播的速度。

[0005] 引文列表

[0006] 非专利文献

[0007] NPL 1:J.Bercoff,M.Tanter和M.Fink,“Supersonic Shear Imaging:A New Technique for Soft Tissue Elasticity Mapping”,IEEE Trans.Ultrason., Ferroelectr.,Freq.Control,pp.396-409,Vol.51,No.14,2004/04。

发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 但是,与一般的诊断成像相比,该方法需要在短时间段内施加很强的能量。当这种超声波被发射时,会出现诸如暴露于超声波的部分的温度升高的缺陷,并因此需要改进。

[0010] 因此,本发明的目的是提供能够在不导致暴露于超声波的部分的温度升高的情况下使用声辐射压力来进行超声波诊断的超声波诊断装置和超声波诊断方法。

[0011] 问题的解决方案

[0012] 为了解决上述问题,根据本发明的超声波诊断装置包含输出编码的加压脉冲信号的第一脉冲输出单元;

[0013] 输出用于测量的测量脉冲信号的第二脉冲输出单元;

[0014] 探测器,输出基于加压脉冲的用于在目标对象中产生横波的超声波和基于测量脉冲信号的用于测量的超声波;

[0015] 接收器,接收用于测量的超声波的回波并输出电信号;以及

[0016] 弹性模量估计器,对由接收器输出的电信号进行解码并且基于解码的信号来估计目标对象的弹性模量。

[0017] 由于加压脉冲信号是用于加压的信号,即,由于加压脉冲信号只可以“推压”而无法“拉拽”,因而编码的加压脉冲信号使用单极性码。优选地,编码的加压脉冲信号基于双极性码而生成。优选地,超声波诊断装置还包含位移估计器。该位移估计器通过使用双极性码对由接收器输出的电信号进行解码来估计位移,并且弹性模量估计器基于所估计的位移来估计弹性模量。

[0018] 优选地,第一脉冲输出单元在编码的加压脉冲信号的位为第一值的情况下输出加压脉冲信号,而在编码的加压脉冲信号的该位为第二值的情况下不输出加压脉冲信号。

[0019] 编码的加压脉冲信号优选地为单极性码对,并且该单极性码对由双极性码生成。该单极性码对包含第一单极性码和第二单极性码。第一单极性码的位在双极性码的位为“+1”的情况下为“1”,而在双极性码的该位为“-1”的情况下为“0”。第二单极性码的位在双极性码的该位为“+1”的情况下为“0”,而在双极性码的该位为“-1”的情况下为“1”。

[0020] 优选地,双极性码为巴克码(Barker code)。

[0021] 优选地,在第一时段中,在双极性码的位数为N并且位移被估计的时间点的数量为M的情况下,第一脉冲输出单元在每个特定周期基于第一单极性码而输出数量为0个以上到N个以下的加压脉冲信号,并且第二脉冲输出单元每个周期在不同于加压脉冲信号的時刻输出测量脉冲信号(N+M)次。在第二时段中,第一脉冲输出单元每个周期基于第二单极性码输出数量为0个以上到N个以下的加压脉冲信号,并且第二脉冲输出单元每个周期在不同于加压脉冲信号的時刻输出测量脉冲信号(N+M)次。

[0022] 优选地,第一脉冲输出单元在相邻的测量脉冲信号之间输出加压脉冲信号。

[0023] 优选地,超声波诊断装置包含位移估计器,并且位移估计器包含:第一计算器,该第一计算器基于第一时段中的相邻的时间点的超声波回波来计算表示编码的单极性位移的第一单极性码位移信号,并且基于第二时段中的相邻的时间点的超声波回波来计算表示编码的单极性位移的第二单极性码位移信号;第二计算器,该第二计算器计算表示作为第一单极性码位移信号与第二单极性码位移信号之差的编码的双极性位移的双极性码位移信号;以及第三计算器,该第三计算器通过使用双极性码位移信号与双极性码的相关处理执行解码来计算表示位移的信号。

[0024] 根据本发明的超声波诊断装置控制方法包括:输出编码的加压脉冲信号的步骤;输出基于加压脉冲信号的用于在目标对象中产生横波的超声波的步骤;输出用于测量的测量脉冲信号的步骤;输出基于该测量脉冲信号的用于测量的超声波的步骤;接收用于测量的超声波的回波信号并输出电信号的步骤;以及对该电信号进行解码并基于解码的电信号来估计弹性模量的步骤。

[0025] 优选地,超声波诊断装置控制方法还包括:估计目标对象的位移的步骤,其中估计位移的步骤通过对该电信号进行解码来估计位移,以及估计弹性模量的步骤包括基于估计的位移来估计弹性模量。优选地,编码的加压脉冲信号包括以单极性码对被编码。该单极性码对基于双极性码而生成。估计位移的步骤包括通过使用该双极性码解码基于接收的超声波回波而输出的电信号来估计位移的步骤。

[0026] 优选地,该单极性码对由双极性码生成。该单极性码对包含第一单极性码和第二

单极性码。在双极性码的位数为 N 并且位移被估计的时间点的数量为 M 的情况下,输出加压脉冲信号的步骤包括在第一时段中于每个特定周期基于第一单极性码而输出加压脉冲信号的步骤,该加压脉冲信号的数量为 0 个以上到 N 个以下,并且包括在第二时段中于每个周期基于第二单极性码而输出加压脉冲信号的步骤,该加压脉冲信号的数量为 0 个以上到 N 个以下。输出测量脉冲信号的步骤包括:在第一时段中于每个周期在不同于加压脉冲信号的时刻输出测量脉冲信号 $(N+M)$ 次的步骤,以及在第二时段中于每个周期在不同于加压脉冲信号的时刻输出测量脉冲信号 $(N+M)$ 次的步骤。

[0027] 优选地,输出加压脉冲信号的步骤包括在相邻的测量脉冲信号之间输出加压脉冲信号的步骤。

[0028] 发明的效果

[0029] 按照根据本发明的超声波诊断装置和超声波诊断方法,可以在不导致暴露于超声波的部分的温度升高的情况下执行使用声辐射压力进行的超声波诊断。

附图说明

[0030] [图1] 图1是表示根据本发明的实施例的超声波诊断装置的配置的图。

[0031] [图2] 图2是表示根据本发明的实施例超声波诊断装置的操作过程的流程图。

[0032] [图3] 图3是表示图2中的步骤S302中的处理过程的流程图。

[0033] [图4] 图4是表示图2中的步骤S303中的处理过程的流程图。

[0034] [图5] 图5是用于描述基于现有技术的推压脉冲和跟踪脉冲的测量的图。

[0035] [图6] 图6是用于描述基于根据本发明的实施例的推压脉冲和跟踪脉冲的测量的图。

具体实施方式

[0036] 在下文中,将利用附图来描述本发明的实施例。

[0037] 图1是表示根据本发明的实施例的超声波诊断装置的配置的示图。

[0038] 参照图1,超声波诊断装置50包含超声波探测器3和超声波诊断装置主体4。

[0039] 超声波探测器3包含一维排列的换能器 $1-1$ 至 $1-n$,以及一维排列的换能器 $2-1$ 至 $2-n$ 。

[0040] 换能器 $1-1$ 至 $1-n$ 输出作为用于测量的超声波的超声波平面波,并且接收回波(用于测量的超声波的反射波)。

[0041] 换能器 $2-1$ 至 $2-n$ 输出用于在作为目标对象的诊断目标20中产生横波的超声波,由此向该诊断目标20施加声辐射压力。

[0042] 超声波诊断装置主体4包含:将作为加压脉冲信号的推压脉冲信号发送到探测器的推压脉冲发送器5、单极性码存储器6、将作为测量脉冲信号的跟踪脉冲信号发送到探测器的跟踪脉冲发送器7、回波接收器(接收器)8、位移估计器90、传播速度估计器12、弹性模量估计器13、显示器14以及双极性码存储器15。位移估计器90包含单极性位移估计器9、双极性位移估计器10和解码器11。

[0043] 双极性码存储器15存储 N 位巴克码 $a[i]$ ($i=0$ 至 $N-1$)。在此, $a[i]$ 表示巴克码的第 i 位。

[0044] 单极性码存储器6存储表示正部的单极性码 $ap[i]$ ($i=0$ 至 $N-1$) 以及表示负部的 $an[i]$ ($i=0$ 至 $N-1$) ,该单极性码构成了基于巴克码 $a[i]$ 生成的一个组。使用 N 位巴克码 $a[i]$, 以下列等式(1)和(2)表示 $ap[n]$ 和 $an[n]$ 。

[0045] 当 $a[i]=+1$ 时, $ap[i]=1$;并且

[0046] 当 $a[i]=-1$ 时, $ap[i]=0$ …(1)

[0047] 当 $a[i]=+1$ 时, $an[i]=0$;并且

[0048] 当 $a[i]=-1$ 时, $an[i]=1$ …(2)

[0049] 在 $N=5$ 的情况下, $\{a[i]\}=\{+1,+1,+1,-1,+1\}$, $\{ap[i]\}=\{1,1,1,0,1\}$,并且 $\{an[i]\}=\{0,0,0,1,0\}$ 。

[0050] 推压脉冲发送器5使用单极性码 ap 和 an 来生成推压脉冲。因为使用声辐射压力来进行的压力施加只可以“推压”而无法“拉拽”,所以使用单极性码。在第一时段中,推压脉冲发送器5依据 $ap[0]$ 至 $ap[N-1]$ 按照特定的间隔向换能器2- i 发送第一组编码的推压脉冲,由此驱动换能器2- i 。在第二时段中,推压脉冲发送器5依据 $an[0]$ 至 $an[N-1]$ 按照特定的间隔向换能器2- i 发送第二组编码的推压脉冲,由此驱动换能器2- i 。

[0051] 在第一时段和第二时段中,跟踪脉冲发送器7按照特定的间隔向换能器1- i 发送跟踪脉冲,由此驱动换能器1- i 。

[0052] 在第一时段和第二时段中,回波接收器8接收基于从换能器1- i 输出的超声波回波(反射波)的信号,执行诸如放大之类的处理,并且输出电信号(在下文中还可以被称为回波电信号)。

[0053] 位移估计器90包含单极性位移估计器9、双极性位移估计器10和解码器11。位移估计器90通过使用双极性码对电信号进行解码来估计相对一个较早时间点的位移。

[0054] 根据相邻时间点(帧)中的电信号,单极性位移估计器9通过使用在超声波测量中使用的位移测量方法来计算表示编码的单极性位移的单极性码位移信号。

[0055] 根据第一时段中的单极性码位移信号以及第二时段中的单极性码位移信号,双极性位移估计器10计算表示编码的双极性位移的双极性码位移信号。

[0056] 解码器11通过使用巴克码 a 与双极性码位移信号的相关处理来执行解码(脉冲压缩)从而计算表示位移的双极性位移的信号。在不执行诸如在NPL 1中描述的编码之类的编码的情况下,可以获得与在大振幅推压超声波于很短的时间段内被施加的情况下获得的信号等同的信号。

[0057] 基于双极性位移信号,传播速度估计器12估计在目标对象中产生的横波的传播速度。

[0058] 弹性模量估计器13基于横波传播的速度计算弹性模量(杨氏模量(Young's modulus))。

[0059] 显示器14显示具有作为像素值的弹性模量的二维图像。

[0060] (操作)

[0061] 图2是表示根据本发明的实施例的超声波诊断装置的操作过程的流程图。

[0062] 参照图2,在步骤S301中,变量 x 被设置为“ $dx/2$ ”。变量 x 表示诊断目标20的 x 坐标,如图1所示。

[0063] 在步骤S302中,推压脉冲发送器5基于单极性码 $ap[i]$ ($i=0$ 至 $N-1$) 输出推压脉冲

信号。在接收到推压脉冲信号时,位于线x上的换能器2-i发射用于在线x上产生横波的超声波(推压超声波)。跟踪脉冲发送器7输出(N+M)个跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的超声波平面波。在此,N是巴克码a以及单极性码ap和an的位数。M是待显示于显示器14上的图像的帧数,即,估计位移的时间点的数量。

[0064] 换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波(反射波)。回波接收器8基于该超声波回波而生成电信号rp[0,y,x_a]至rp[N+M-1,y,x_a]。在此,y是基于超声波回波被接收到的时间t以及超声波的速度而计算的诊断目标20的y坐标。此外,y=0至YS-1。YS是在待显示于显示器14上的二维图像的y方向(垂直方向)上的大小。在此,x_a=x-dx/2至x+dx/2-1。

[0065] 在步骤S303中,推压脉冲发送器5基于单极性码an[i](i=0至N-1)而输出推压脉冲信号。在接收到推压脉冲信号时,位于线x上的换能器2-i发射用于在线x上产生横波的超声波。跟踪脉冲发送器7输出(N+M)个跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的超声波平面波。

[0066] 换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8基于超声波回波而生成电信号rn[0,y,x_a]至rn[N+M-1,y,x_a]。

[0067] 在步骤S304中,在变量x不等于(XS-dx/2-1)的情况下,处理进行到步骤S305;并且,在变量x变为等于(XS-dx/2-1)的情况下,处理进行到步骤S306。注意,XS是在待显示于显示器14上的二维图像的x方向(水平方向)上的大小。

[0068] 在步骤S305中,变量x仅增加“dx”,并且处理返回步骤S302。

[0069] 在步骤S306中,变量k被设置为“0”。

[0070] 在步骤S307中,单极性位移估计器9根据基于超声波回波的电信号rp[k,y,x]以及基于超声波回波的电信号rp[k+1,y,x]、通过使用超声波测量中使用的位移测量方法而计算单极性码位移信号dp[k,y,x]。

[0071] 具体地,单极性位移估计器9如等式(1)所指出地在获得位移的点附近定义了尺寸为W的窗口,并且通过执行模板匹配来获得在互相关系数变为最大时的点v作为位移。在此,Δy是表示y方向上的采样间隔的距离。

[0072] [公式1]

[0073]

$$dp[k, y, x] = \Delta y \cdot \arg \max_v \left[\frac{\sum_{w=-W/2}^{W/2} (rp[k, y+w, x] rp[k+1, y+v+w, x])}{\sqrt{\sum_{w=-W/2}^{W/2} (rp[k, y+w, x]^2) \sum_{w=-W/2}^{W/2} (rp[k+1, y+v+w, x]^2)}} \right] \quad (1)$$

[0074] 在步骤S308中,单极性位移估计器9根据基于超声波回波的电信号rn[k,y,x]以及基于超声波回波的电信号rn[k+1,y,x]、通过使用超声波测量中使用的位移测量方法而计算出单极性码位移信号dn[k,y,x]。

[0075] 具体地,单极性位移估计器9如等式(2)所指出地在获得位移的点附近定义了尺寸为W的窗口,并且通过执行模板匹配来获得在互相关系数变为最大时的点v作为位移。在此,Δy是表示y方向上的采样间隔的距离。

[0076] [公式2]

[0077]

$$dn[k, y, x] = \Delta y \cdot \arg \max_v \left[\frac{\sum_{w=-W/2}^{W/2} (rn[k, y+w, x]rn[k+1, y+v+w, x])}{\sqrt{\sum_{w=-W/2}^{W/2} (rn[k, y+w, x]^2) \sum_{w=-W/2}^{W/2} (rn[k+1, y+v+w, x]^2)}} \right] \quad (2)$$

[0078] 在步骤S309中,双极性位移估计器10通过从单极性码位移信号dp[k,y,x]中减去单极性码位移信号dn[k,y,x]来计算双极性码位移信号db[k,y,x]。

[0079] 在步骤S310中,在变量k不等于(N+M-2)的情况下,处理进行到步骤S311;并且,在变量k变为等于(N+M-2)的情况下,处理进行到步骤S312。

[0080] 在步骤S311中,变量k仅增加“1”,并且处理返回步骤S307。

[0081] 在步骤S312中,变量k被设置为“0”。

[0082] 在步骤S313中,解码器11针对i=0至N-1计算巴克码a的第i位a[i]与双极性码位移信号db[k+i,y,x]的乘积,并且计算这些乘积的总和作为双极性位移信号d[k,y,x]。

[0083] 在步骤S314中,在变量k不等于(M-1)的情况下,处理进行到步骤S315;并且在变量k变为等于(M-1)的情况下,处理进行到步骤S316。

[0084] 在步骤S315中,变量k仅增加“1”,并且处理返回步骤S313。

[0085] 在步骤S316中,传播速度估计器12基于双极性位移信号d[k,y,x]通过使用互相关等来估计传播时间,并然后估计横波传播的速度cs[y,x]。注意,y=0至YS-1,且x=0至XS-1。在此,YS是在待显示于显示器14上的二维图像的y方向(垂直方向)上的大小。

[0086] 具体地,传播速度估计器12在获得弹性的点[y,x]附近按照横波传播的方向来定义两个点[y1,x1]和[y2,x2],并且如下面的等式那样通过使用互相关来估计在这两个点之间的传播时间τ[y,x]。在此,Δt是在时间点k与时间点k+1之间的间隔。

[0087] [公式3]

$$\tau[y, x] = \Delta t \cdot \arg \max_v \left[\frac{\sum_w (d[k+w, y_1, x_1]d[k+v+w, y_2, x_2])}{\sqrt{\sum_w (d[k+w, y_1, x_1]^2) \sum_w (d[k+v+w, y_2, x_2]^2)}} \right] \quad (3)$$

[0089] 传播速度估计器12通过使用下面的等式根据横波传播时间τ[y,x]来获得横波传播速度cs[y,x]。在此,l是在已经获得了传播时间的两个点之间的距离。

[0090] [公式4]

$$cs[y, x] = \frac{l}{\tau[y, x]} \quad (4)$$

[0092] 在步骤S317中,弹性模量估计器13通过使用下面的等式来获得刚性模量G[y,x]。在此,ρ是密度。由于密度分布一般是未知的,因而使用平均密度。

$$G[y, x] = \rho \times cs[y, x]^2 \cdots (4)$$

[0094] 弹性模量估计器13按照下面的等式来计算杨氏模量E[y,x]。在此,ν是泊松比,在软生物组织中ν可以被认为基本上为0.5。

$$E[y, x] = 2 \times G[y, x] \times (1+\nu) \cdots (5)$$

[0096] 在步骤S318中,显示器14显示其中像素值用作E[y,x]的二维图像。

[0097] 图3是表示图2中的步骤S302中的处理过程的流程图。

[0098] 参照图3,在步骤S101中,变量i和j被设置为0。

[0099] 在步骤S102中,跟踪脉冲发送器7发送跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的平面超声波。

[0100] 在步骤S103中,换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8通过执行波束形成来生成基于超声波回波的电信号 $rp[i, y, x\alpha]$ 。如上所述, $y=0$ 至 $YS-1$ 。在此, $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$ 。

[0101] 在步骤S104中,在单极性码 $ap[i]$ 为“1”的情况下,处理进行到步骤S105;并且,在单极性码 $ap[i]$ 为“0”的情况下,处理进行到步骤S106。

[0102] 在步骤S105中,推压脉冲发送器5输出推压脉冲信号。在接收到推压脉冲信号时,位于线x上的换能器2-i发射用于在目标对象的线x上方的部分中产生横波的超声波。

[0103] 在步骤S106中,推压脉冲发送器5不输出推压脉冲信号,并且位于线x上的换能器2-i不发射用于在目标对象的线x上方的部分中产生横波的超声波。

[0104] 在步骤S107中,跟踪脉冲发送器7发送跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的超声波平面波。

[0105] 在步骤S108中,换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8通过执行波束形成来生成基于超声波回波的电信号 $rp[i, y, x\alpha]$ 。如上所述, $y=0$ 至 $YS-1$ 。在此, $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$ 。

[0106] 在步骤S109中,变量i仅增加“1”。

[0107] 在步骤S110中,在变量i小于帧数N的情况下,处理返回步骤S104;并且在变量i变为等于帧数N的情况下,处理进行到步骤S111。

[0108] 在步骤S111中,跟踪脉冲发送器7发送跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的平面超声波。

[0109] 在步骤S112中,换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8通过执行波束形成来生成基于超声波回波的电信号 $rp[N+1+j, y, x\alpha]$ 。如上所述, $y=0$ 至 $YS-1$ 。在此, $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$ 。

[0110] 在步骤S113中,变量j仅增加“1”。

[0111] 在步骤S114中,在变量j小于(M-1)的情况下,处理返回步骤S111;并且在变量j变为等于(M-1)的情况下,处理结束。

[0112] 作为上述操作的结果,获得基于超声波回波的电信号 $rp[0, y, x\alpha]$ 至 $rp[N+M-1, y, x\alpha]$ 。由于 $y=0$ 至 $YS-1$ 且 $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$,因而 $YS \times dx \times (N+M)$ 个电信号 rp 被获得。

[0113] 图4是表示图2中的步骤S303中的处理过程的流程图。

[0114] 参照图4,在步骤S201中,变量i和j被设置为0。

[0115] 在步骤S202中,跟踪脉冲发送器7发送跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的超声波平面波。

[0116] 在步骤S203中,换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8通过执行波束形成来生成基于超声波回波的电信号 $rn[i, y, x\alpha]$ 。如上所述, $y=0$ 至 $YS-1$ 。在此, $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$ 。

[0117] 在步骤S204中,在单极性码 $an[i]$ 为“1”的情况下,处理进行到步骤S205;并且,在单极性码 $an[i]$ 为“0”的情况下,处理进行到步骤S206。

[0118] 在步骤S205中,推压脉冲发送器5输出推压脉冲信号。在接收到推压脉冲信号时,位于线x上的换能器2-i发射用于在诊断目标20的线x上方的部分中产生横波的超声波。

[0119] 在步骤S206中,推压脉冲发送器5不输出推压脉冲信号,并且位于线x上的换能器2-i不发射用于在诊断目标20的线x上方的部分中产生横波的超声波。

[0120] 在步骤S207中,跟踪脉冲发送器7发送跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的超声波平面波。

[0121] 在步骤S208中,换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8通过执行波束形成来生成基于超声波回波的电信号 $rn[i, y, x\alpha]$ 。如上所述, $y=0$ 至 $YS-1$ 。在此, $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$ 。

[0122] 在步骤S209中,变量i仅增加“1”。

[0123] 在步骤S210中,在变量i小于帧数N的情况下,处理返回步骤S204;并且在变量i变为等于帧数N的情况下,处理进行到步骤S211。

[0124] 在步骤S211中,跟踪脉冲发送器7发送跟踪脉冲信号。在接收到跟踪脉冲信号时,换能器1-1至1-n发射用于测量的超声波平面波。

[0125] 在步骤S212中,换能器1-1至1-n接收用于测量的超声波的回波。回波接收器8通过执行波束形成来生成基于超声波回波的电信号 $rn[N+1+j, y, x\alpha]$ 。如上所述, $y=0$ 至 $YS-1$ 。在此, $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$ 。

[0126] 在步骤S213中,变量j仅增加“1”。

[0127] 在步骤S214中,在变量j小于 $(M-1)$ 的情况下,处理返回到步骤S211;并且,在变量j变为等于 $(M-1)$ 的情况下,处理结束。

[0128] 作为上述操作的结果,获得基于用于测量的超声波回波的电信号 $rn[0, y, x\alpha]$ 至 $rn[N+M-1, y, x\alpha]$ 。由于 $y=0$ 至 $YS-1$ 且 $x\alpha=x-dx/2$ 至 $x+dx/2-1$,因而 $YS \times dx \times (N+M)$ 个电信号 rn 被获得。

[0129] (参见现有技术的推压脉冲信号和跟踪脉冲信号(NPL 1))。

[0130] 图5是用于描述基于现有技术的推压脉冲信号和跟踪脉冲信号的测量的图。

[0131] 在现有技术中,测量被多次重复以便获得特定的精度,并且使用作为测量结果的基于测量超声波(跟踪超声波)的回波的电信号的总体平均来执行步骤S316至S318中的处理。

[0132] 在现有技术中,在第一测量中每周期 $Tc1$ 输出推压脉冲信号 $P[1, 0]$ 、 $P[1, 1]$ 、 $\cdots$ 、 $P[1, N-1]$,由此发射用于在目标对象中产生横波的超声波。与本实施例中的 a_p 和 a_n 不同,推压脉冲信号没有被编码并且每周期 $Tc1$ 都要输出。

[0133] 在基于推压脉冲信号而发射用于在目标对象中产生横波的超声波之前,跟踪脉冲信号 $T[1, 0]$ 被输出,由此发射超声波平面波。另外,在基于推压脉冲信号而发射用于在目标对象中产生横波的超声波之后,每周期 $Tc2$ 输出跟踪脉冲信号 $T[1, 1]$ 、 $T[1, 2]$ 、 $\cdots$ 、 $T[1, M-1]$,由此发射用于测量的超声波平面波。因此,基于用于测量的超声波的回波信号的电信号 $r[1, 0]$ 、 $r[1, 1]$ 、 $\cdots$ 、 $r[1, M-1]$ 被获得。

[0134] 在现有技术中,一次测量耗费时间 $Tc1 \times N + Tc2 \times M$ 。如果完成S次测量来获得总体平均,则在现有技术中需要时间 $EN1 = S \times (Tc1 \times N + Tc2 \times M)$ 。

[0135] (根据实施例的推压脉冲信号和跟踪脉冲信号)

[0136] 图6是用于描述基于根据本发明的实施例的推压脉冲信号(加压脉冲信号)和跟踪脉冲信号(测量脉冲信号)的测量的图。

[0137] 在该实施例中,每周期 T_{c0} 输出跟踪脉冲信号 $T_p[0]$ 至 $T_p[N+M-1]$,由此发射出用于测量的超声波平面波。另外,在相邻的跟踪脉冲信号 T_p 之间的时刻,基于单极性码 $a_p[i]$ ($i=0$ 至 N) 每周期 T_c 输出或者不输出推压脉冲信号(加压脉冲信号) $P_p[i]$ 。因此,待输出的推压脉冲信号 P_p 的数量大于或等于0且小于或等于 N 。在推压脉冲信号 $P_p[i]$ 被输出的情况下,用于在目标对象中产生横波的超声波基于该推压脉冲信号 $P_p[i]$ 被发射。

[0138] 其后,每周期 T_{c0} 输出跟踪脉冲信号 $T_n[0]$ 至 $T_n[N+M-1]$,由此发射出用于测量的超声波平面波。另外,在相邻的跟踪脉冲信号 T_n 之间的时刻,基于单极性码 $a_n[i]$ ($i=0$ 至 N) 每周期 T_c 输出或者不输出推压脉冲信号(加压脉冲信号) $P_n[i]$ 。因此,待输出的推压脉冲信号 P_n 的数量大于或等于0且小于或等于 N 。在推压脉冲信号 $P_n[i]$ 被输出的情况下,用于在目标对象中产生横波的超声波基于该推压脉冲信号 $P_n[i]$ 被发射。

[0139] 因为推压脉冲信号已经被编码,所以可以使由响应于根据本实施例的推压脉冲信号而发送的超声波(推压超声波)在目标对象中产生的横波的振幅变得显著小于由现有技术的推压超声波产生的横波的振幅。另外,还可以使 T_{c0} 变得比 T_{c1} 长。因此,在该实施例中可以使每单位时间施加于诊断目标20的能量变得小于现有技术中每单位时间施加于诊断目标20的能量,由此防止温度升高。

[0140] 在该实施例中,测量耗费时间 $EN2=2 \times T_{c0} \times (N+M)$ 。与现有技术的时间 $EN1(=S \times (T_{c1} \times N + T_{c2} \times M))$ 的这个时间相比, $T_{c0} > T_{c1}$ 且 $T_{c0} > T_{c2}$ 。根据由本发明的申请人所进行的实验,指示需要使现有技术中为获得总体平均而执行的测量的次数 S 相当大以便获得与本发明的实施例的测量精度等同的测量精度。因此,可以使该实施例中的测量时间 $EN2$ 整体上小于现有技术的测量时间 $EN1$ 。

[0141] 在不使用编码的加压脉冲信号的情况下仅仅通过减小声辐射压力的振幅或者缩短超声波暴露时间来降低入射能量的情况下,对所产生的横波的观测中的SNR(信噪比)降低,由此降低了估计传播波速的精度。相比之下,可以通过多次执行测量来获得总体平均从而提高SNR。但是会存在测量时间随为获得均值而执行的测量的次数成比例增加的问题。根据本发明,与这样的技术(在不使用编码的脉冲信号的情况下仅仅通过减小声辐射压力的振幅或者缩短超声波暴露时间并且通过增加测量次数来提高SNR的技术)相比,变得可以在不导致暴露于超声波的部分的温度升高的情况下在较短的时间段中使用声辐射压力进行超声波诊断。

[0142] 尽管在该实施例中巴克码被用作双极性码的实例,但是双极性码并不限于此。还可以使用其他二进制码,诸如格雷码、M系列码(M-series code)和勒让德符号(Legendre symbol)。

[0143] 在格雷码的情况下,具体地使用两个格雷码 $a[i]$ 和 $b[i]$ ($i=0$ 至 $N-1$)。

[0144] 超声波诊断装置通过使用与该实施例所描述的方法相同的或类似的方法使用 $\{a[i]\}$ 来计算双极性位移信号 $d1[k, y, x]$ ($k=0$ 至 $M-1$ 、 $x=0$ 至 $XS-1$ 且 $y=0$ 至 $YS-1$)。类似地,超声波诊断装置通过使用与该实施例所描述的方法相同的或类似的方法使用 $\{b[i]\}$ 来计算双极性位移信号 $d2[k, y, x]$ ($k=0$ 至 $M-1$ 、 $x=0$ 至 $XS-1$ 且 $y=0$ 至 $YS-1$)。超声波诊断装置获得极性位移信号 $d1[k, y, x]$ 与双极性位移信号 $d2[k, y, x]$ 之和作为目标双极性位移信号 $d[k,$

y, x]。

[0145] 尽管在该实施例中利用使用等式 (1) 和 (2) 所示的互相关的模板匹配来计算位移, 但是位移的计算并不限于此。例如, 可以通过使用根据回波信号的正交检测而获得 IQ 信号, 可以根据相邻时间点之间的 IQ 信号来估计 RF 信号的相位差, 并且可以根据该相位差来计算位移。

[0146] 尽管在该实施例中计算了相对一个较早时间点的位移, 但是位移的计算并不限于此。使用参照初始值的位移, 可以以类似的算法来执行解码。像相邻的帧之间的位移一样, 相对初始值的累加位移通过横波传播。因此, 可以使用参照初始值的位移来执行弹性估计。尽管在该实施例中推压脉冲信号的发送周期和跟踪脉冲信号的发送周期被描述为同一周期, 但是这些发送周期并不限于此。跟踪脉冲信号的发送周期可以短于推压脉冲信号的发送周期。在这种情况下可以使用更多的跟踪脉冲来执行位移估计, 由此进一步提高测量精度。而且, 更优选的是, 为了以高精度执行解码, 跟踪脉冲信号的发送周期为推压脉冲信号的发送周期的整数分之一。

[0147] 尽管在该实施例中跟踪脉冲信号被描述为以平面波的形式来发送, 但是跟踪脉冲信号并不限于平面波。跟踪脉冲信号的发送范围可以被限定于包含用于执行弹性估计的区域的范围之内。例如, 可以通过执行所谓的波束形成而形成发送波束来提高反射信号的信噪比, 并且通过使用作为其结果而获得的具有高信噪比的信号来提高估计位移的精度。当估计位移的精度变高时, 可以提供能够以甚至更高的精度来估计弹性的装置。

[0148] 尽管在该实施例中通过执行位移估计并进一步计算传播速度来估计弹性模量, 但是如果执行数学上等价的处理, 则可以在不计算位移或传播速度本身的情况下根据所接收的信号直接估计出弹性模量。

[0149] 尽管在该实施例中已经描述了对双极性码位移信号执行解码, 但是待解码的信号并不限于此。例如, 还可以通过对用于测量的超声波的回波信号进行解码或者对通过在不执行解码的情况下估计位移而获得的信号进行解码来实现本发明的有利效果。

[0150] 本文所公开的实施例在所有方面都是示例性的, 并且应当被理解为非限制性的。本发明的范围并非由上述描述来指示, 而是由权利要求书指示, 并且意在包括具有与权利要求书的范围等价的含义的且属于权利要求书的范围的所有更改。例如, 尽管上述描述讨论了目标对象的位移被估计的情况, 但是基于估计的位移来估计横波传播的速度并然后估计弹性模量, 其中仅位移估计或传播速度估计被执行且弹性模量估计不被执行的配置同样被包含于本发明的范围中。尽管用于发送推压超声波的元件以及用于发送/接收跟踪超声波的元件被分离地设置于探测器 3 中, 但是可以用一个元件来执行这些操作。在这种情况下, 存在可以使探测器变小的优点。另外, 用于发送推压超声波的探测器以及用于发送/接收跟踪超声波的探测器可以被分离地设置。在这种情况下, 这些探测器可以具有适于推压超声波的配置 (形状) 以及适于发送/接收跟踪超声波的配置 (形状), 从而导致设计优化。

[0151] 本申请基于在 2013 年 3 月 28 日在日本专利局提交的日本专利申请 No. 2013-069852 并要求其优先权, 其全文通过引用并入本文。

[0152] 附图标记列表

[0153] 1-1 至 1-n、2-1 至 2-n 换能器

[0154] 3 超声波探测器

[0155]	4	超声波诊断装置主体
[0156]	5	推压脉冲发射器
[0157]	7	跟踪脉冲发射器
[0158]	8	回波接收器
[0159]	9	单极性位移估计器
[0160]	10	双极性位移估计器
[0161]	11	解码器
[0162]	12	传播速度估计器
[0163]	13	弹性模量估计器
[0164]	14	显示器
[0165]	50	超声波诊断装置
[0166]	90	位移估计器

50

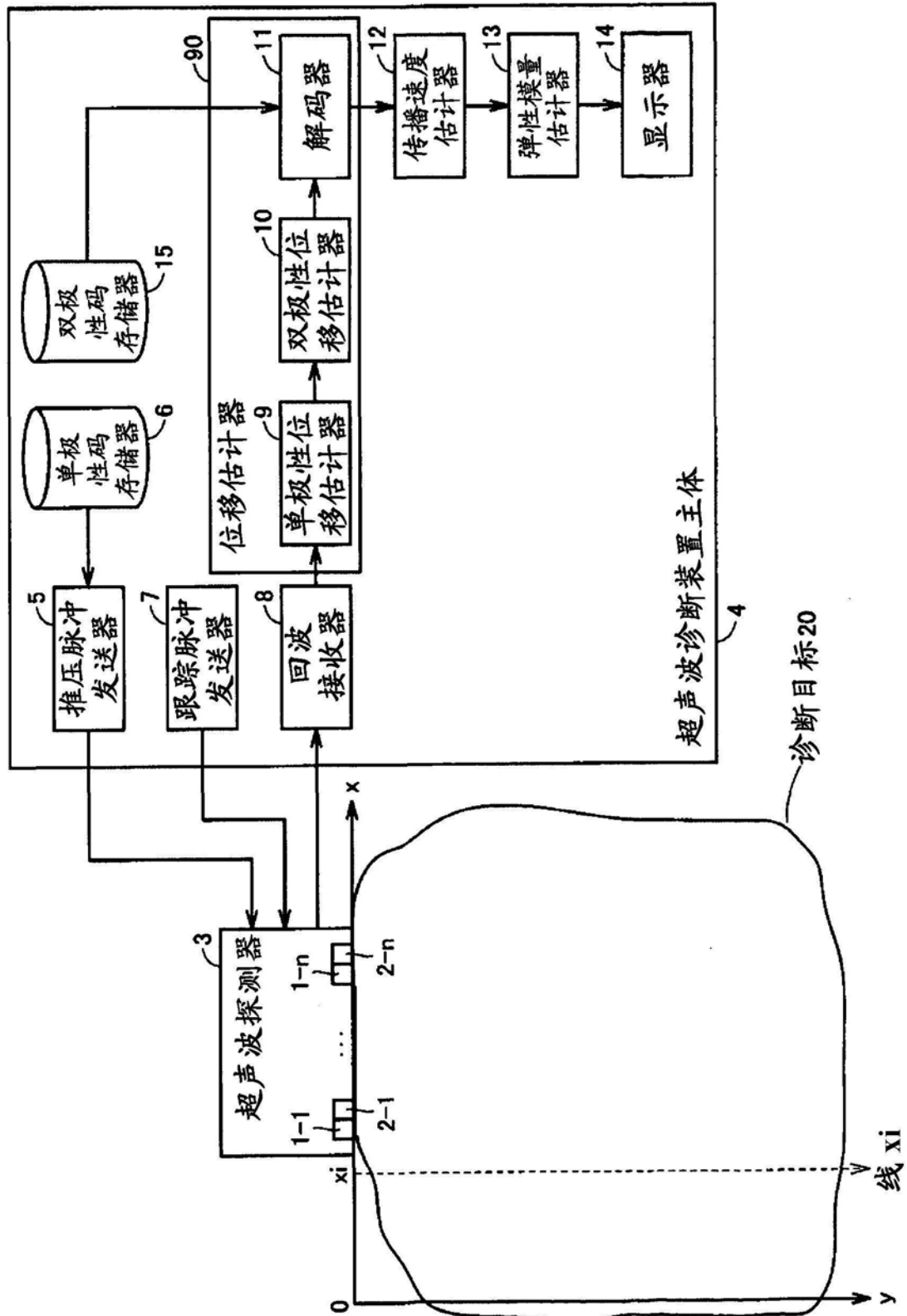


图1

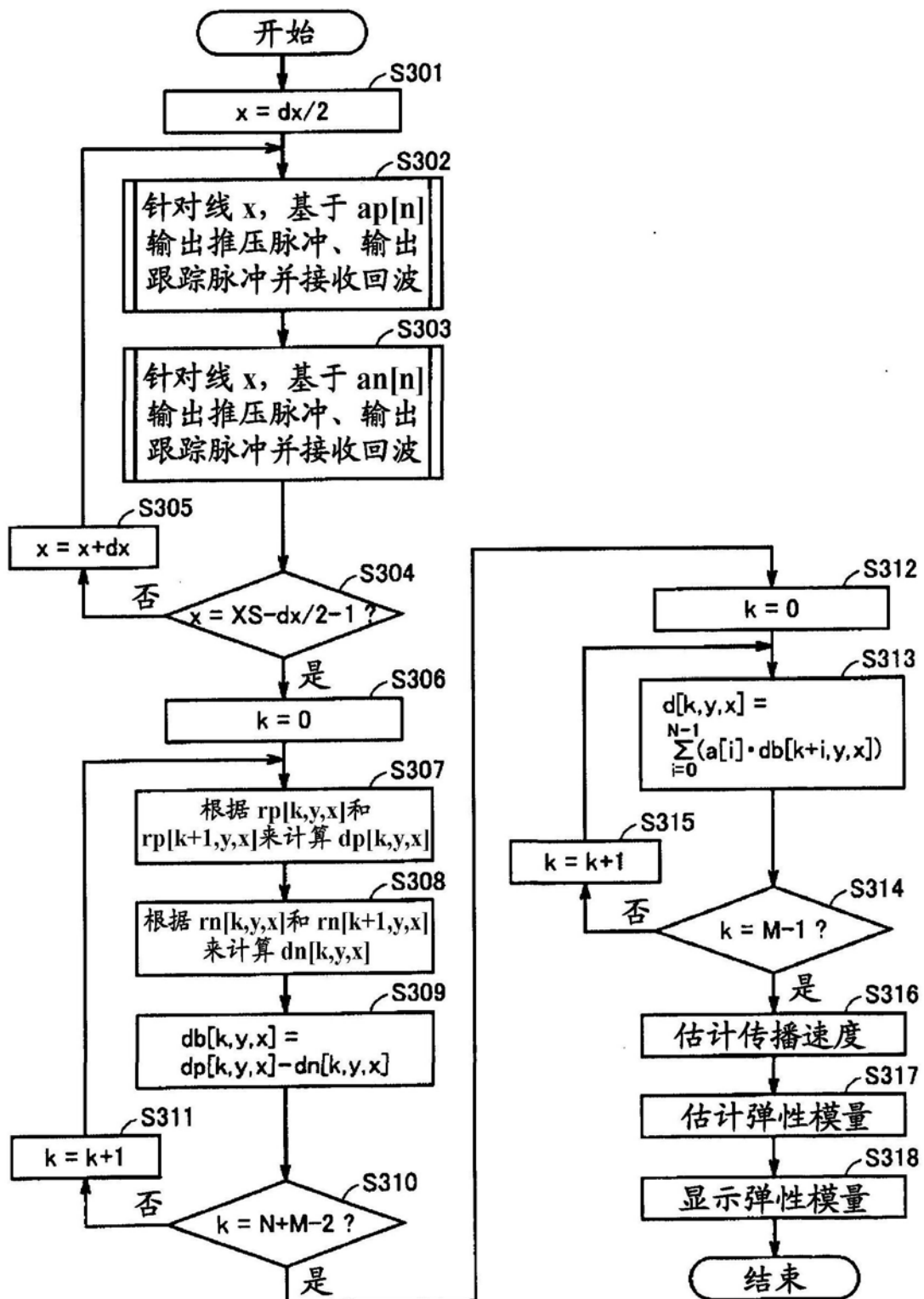


图2

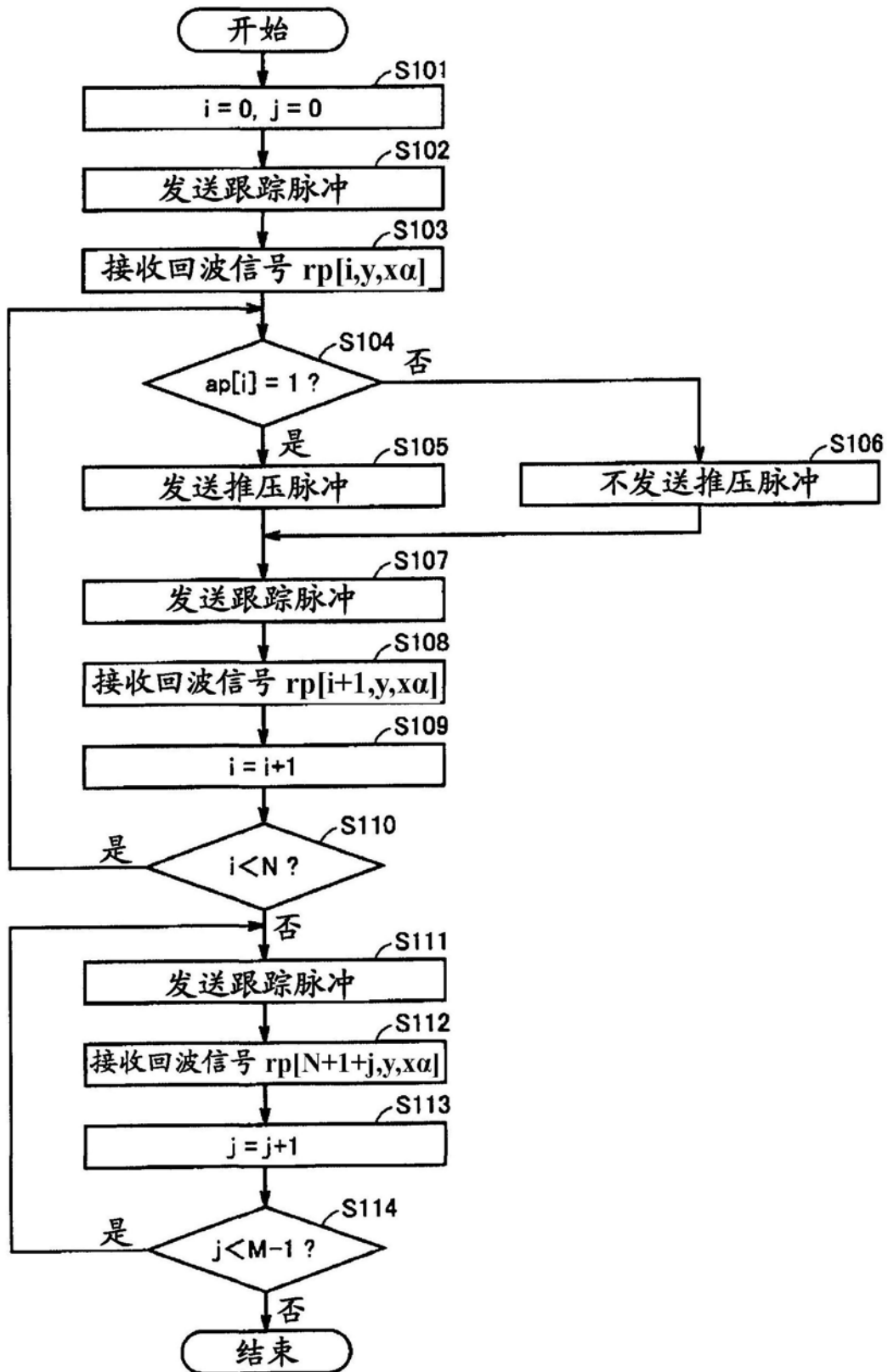


图3

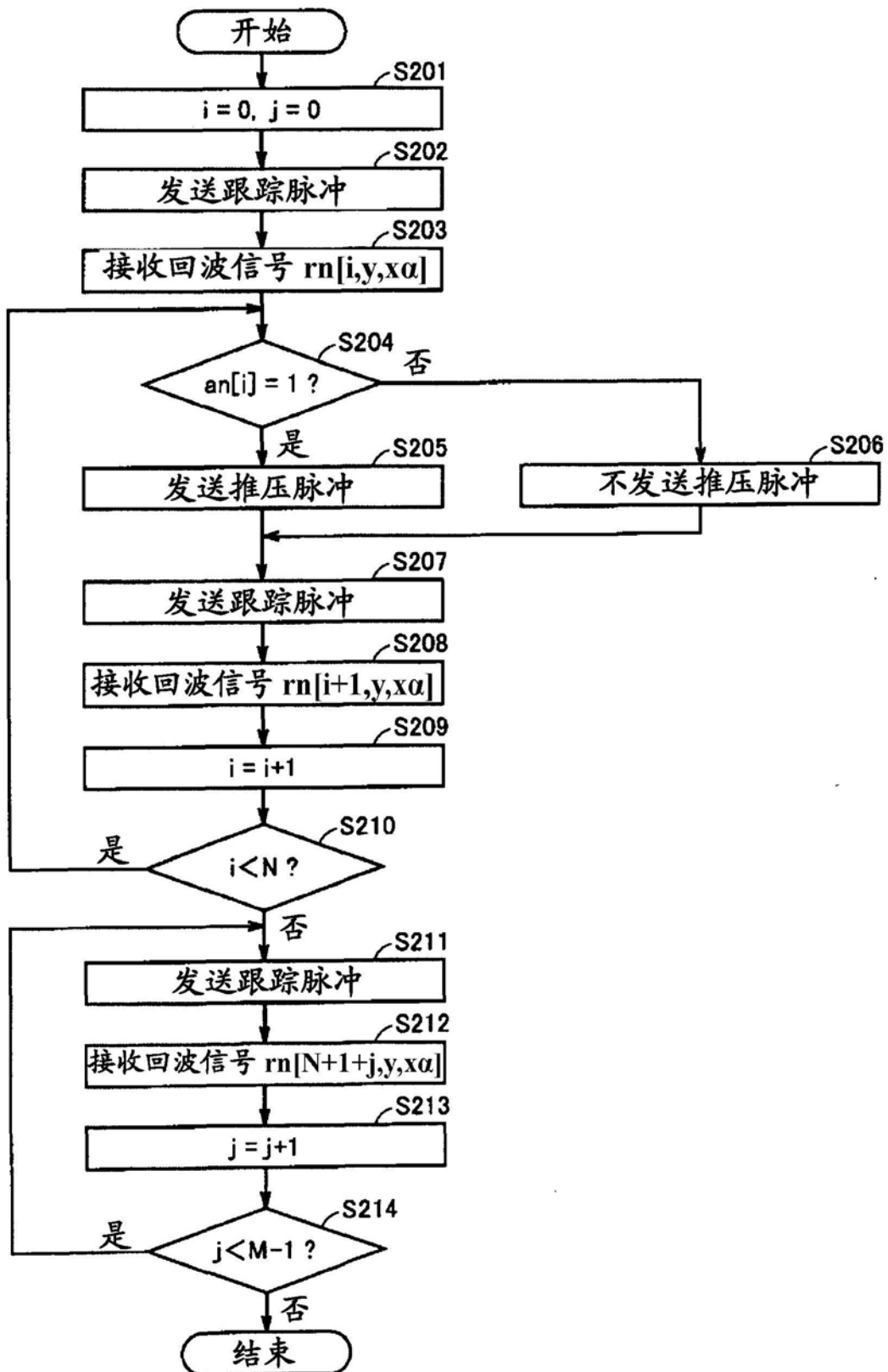


图4

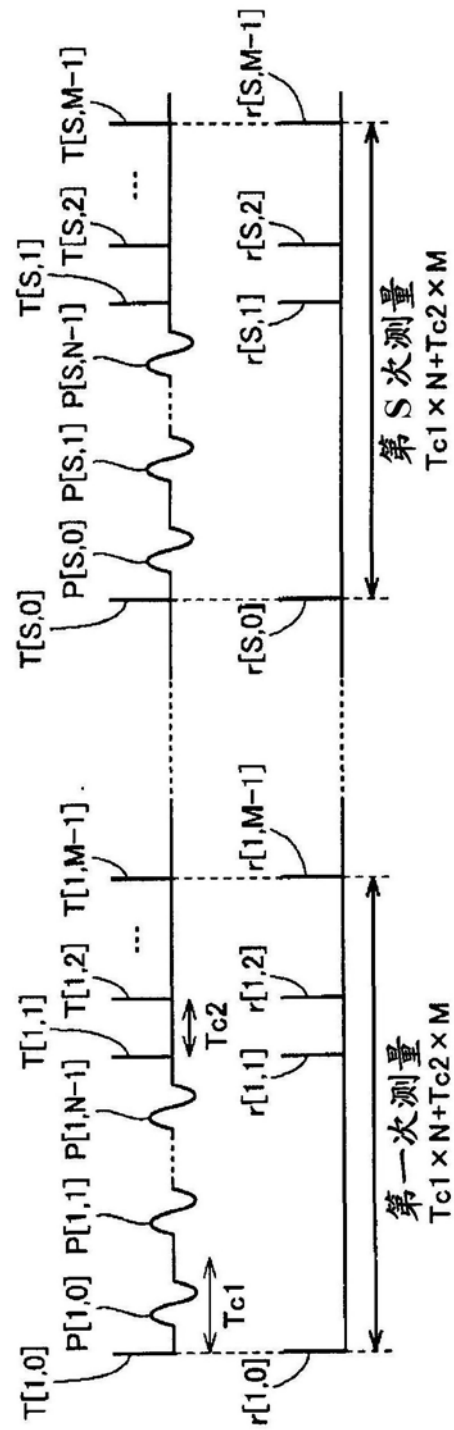


图5

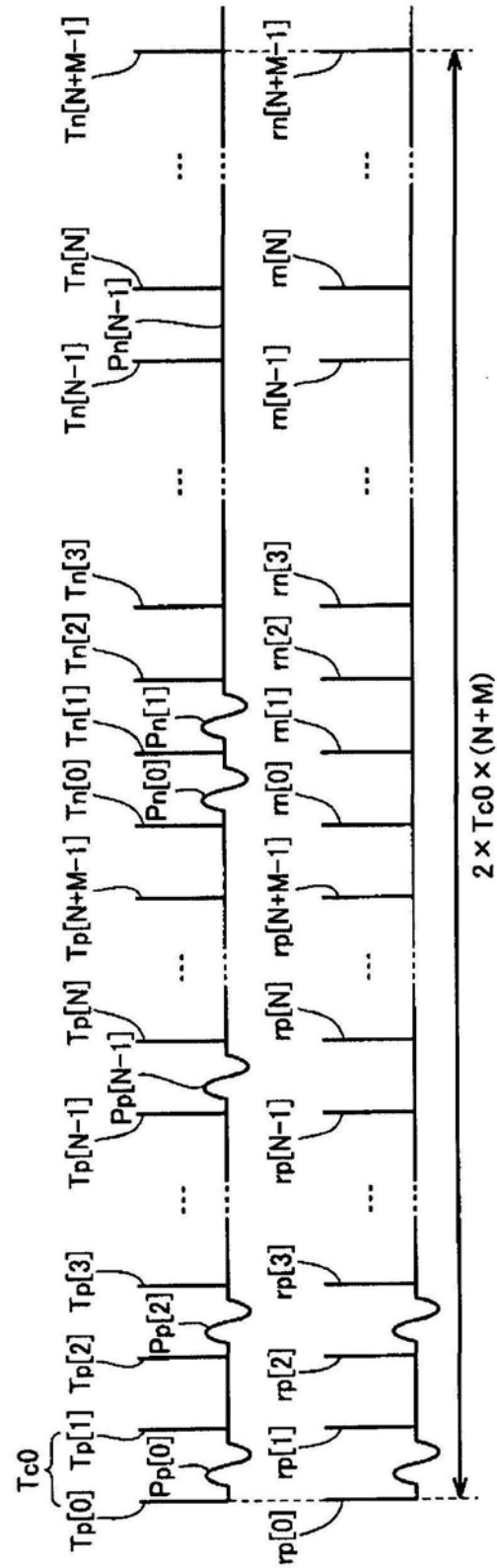


图6

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断方法		
公开(公告)号	CN105073021B	公开(公告)日	2017-08-08
申请号	CN201480018632.9	申请日	2014-03-27
[标]申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	佳能株式会社		
[标]发明人	近藤健悟 山川诚 椎名毅		
发明人	近藤健悟 山川诚 椎名毅		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0833 A61B8/4483 A61B8/485 A61B8/52 A61B8/5207 G01S7/52022 G01S7/52042 G01S15/8915 G01S15/8959 A61B8/08 A61B8/54		
优先权	2013069852 2013-03-28 JP		
其他公开文献	CN105073021A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供了一种超声波诊断设备，其能够在不导致发射位置的温度升高的情况下使用声辐射压力来执行超声波诊断。本发明还提供了一种超声波诊断方法。推压脉冲发送器(5)输出编码的加压脉冲信号。跟踪脉冲发送器(7)输出用于测量的测量脉冲信号。超声波探测器3输出基于加压脉冲信号的用于在目标对象中产生横波的超声波，以及输出基于测量脉冲信号的用于测量的超声波。回波接收器(8)接收用于测量的超声波的回波并且输出电信号。弹性模量估计器对由回波接收器输出的电信号进行解码并且基于解码的信号来估计目标对象的弹性模量。

