



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 101865931 A

(43) 申请公布日 2010. 10. 20

(21) 申请号 201010163281. 4

(22) 申请日 2010. 04. 14

(30) 优先权数据

2009-098414 2009. 04. 14 JP

(71) 申请人 古野电气株式会社

地址 日本兵库县

(72) 发明人 末利良一 克里特·杜里奥
鱼留笃

(74) 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任
公司 11021

代理人 张远

(51) Int. Cl.

G01P 3/64 (2006. 01)

A61B 8/00 (2006. 01)

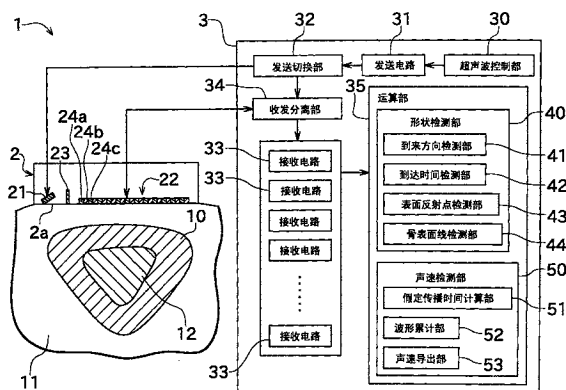
权利要求书 2 页 说明书 19 页 附图 14 页

(54) 发明名称

声速测定装置以及声速测定方法

(57) 摘要

本发明提供一种可以正确且稳定地求出声速的声速测定装置以及声速测定方法。骨强度诊断装置具备波发送专用振子、多个振子、假定传播时间计算部、波形累计部、声速导出部。波发送专用振子向皮质骨的表面发送超声波。振子接收来自皮质骨的超声波，并输出与接收的超声波对应的波形信号。假定传播时间计算部根据该皮质骨内的声速的假定值和该皮质骨的表面形状计算波发送专用振子发送的超声波在皮质骨的表面附近传播之后到达各振子的传播时间。波形累计部求出将多个振子输出的各波形信号移动传播时间之后累计所得的波形的包络线的振幅。声速导出部根据包络线的振幅求出皮质骨内的声速。



1. 一种声速测定装置,其特征在于,具备:

波发送部,其向被测体的表面发送超声波;

多个波接收部,接收来自所述被测体的超声波,并输出与该接收到的超声波对应的波形信号;

假定传播时间计算部,其根据该被测体内的声速的假定值和该被测体的表面形状,计算所述波发送部发送出的超声波在所述被测体的表面或该被测体的内部传播之后到达各所述波接收部为止的传播时间;

妥当性指标值计算部,其根据所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号,求出成为所述传播时间的妥当性的指标的妥当性指标值;和

声速导出部,其根据所述妥当性指标值,求出所述被测体内的声速。

2. 根据权利要求1所述的声速测定装置,其特征在于,

所述妥当性指标值计算部使所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,求出对该移动后的波形信号彼此进行累计所得的累计波形,并根据该累计波形来求出所述妥当性指标值。

3. 根据权利要求1所述的声速测定装置,其特征在于,

所述妥当性指标值计算部使所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此相乘所得的乘法波形,并根据该乘法波形来求出所述妥当性指标值。

4. 根据权利要求1~3中任意一项所述的声速测定装置,其特征在于,

所述假定传播时间计算部采用多个值来计算所述传播时间作为所述声速的假定值,

所述妥当性指标值计算部根据所述多个声速的假定值,求出各种情况下的妥当性指标值,

所述声速导出部根据所述多个声速的假定值各自情况的妥当性指标值,求出所述被测体内的声速。

5. 根据权利要求1~4中任意一项所述的声速测定装置,其特征在于,

所述假定传播时间计算部根据预先测定的被测体表面的形状,计算所述传播时间。

6. 根据权利要求1~5中任意一项所述的声速测定装置,其特征在于,

具备形状检测部,

所述多个波接收部中的至少一部分构成为能够向被测体的表面发送超声波,

所述形状检测部根据从超声波被发送之后开始到在所述被测体的表面反射之后到达各所述波接收部为止的时间,检测所述被测体表面的形状,

所述假定传播时间计算部根据所述形状检测部检测出的所述被测体表面的形状,计算所述传播时间。

7. 根据权利要求1~6中任意一项所述的声速测定装置,其特征在于,

所述多个波接收部构成为以大致等间隔排列为一系列的线性阵列,并且所述多个波接收部中的至少任意一个波接收部作为所述波发送部而发挥功能。

8. 一种声速测定方法,利用具备了根据接收到的超声波来输出波形信号的多个波接收部的声速测定装置,其特征在于,包括:

波发送工序,向被测体的表面发送超声波;

波接收工序,由各所述波接收部接收来自该被测体的超声波;

假定传播时间计算工序,根据该被测体内的声速的假定值和该被测体的表面形状,计算在所述波发送工序发送出的超声波在所述被测体的表面或该被测体的内部传播之后到达各所述波接收部为止的传播时间;和

妥当性指标值计算工序,根据所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号,求出成为所述传播时间的妥当性的指标的妥当性指标值,

使所述声速的假定值变化,并反复进行所述假定传播时间计算工序和所述妥当性指标值计算工序,由此求出多个声速的假定值各自情况的妥当性指标值,根据所述各自情况的妥当性指标值,求出所述被测体内的声速。

9. 根据权利要求8所述声速测定方法,其特征在于,

在所述妥当性指标值计算工序中,将所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此进行累计所得的累计波形,根据该累计波形求出所述妥当性指标值。

10. 根据权利要求8所述声速测定方法,其特征在于,

在所述妥当性指标值计算工序中,将所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此相乘所得的乘法波形,根据该乘法波形求出所述妥当性指标值。

11. 根据权利要求8~10中任意一项所述声速测定方法,其特征在于,

包括形状检测工序,检测所述被测体的表面形状,

在所述假定传播时间计算工序中,根据所述表面形状计算所述传播时间。

声速测定装置以及声速测定方法

技术领域

[0001] 本发明涉及声速测定装置以及声速测定方法。详细而言,涉及在采用超声波从外部测定被测体内部的声速的声速测定装置以及声速测定方法中,用于可以进行正确且稳定的声速测定的技术。

背景技术

[0002] 专利文献 1 公开了一种采用超声波来进行骨评价的超声波诊断装置。该超声波诊断装置放射超声波脉冲,并接收在皮质骨内传播之后从该皮质骨放出的超声波。然后,超声波诊断装置测定从波发送到波接收的时间,并根据已知的传播路径求出皮质骨内的声速。

[0003] 物体中的声速根据该物体的弹性的性质而发生变化,所以通过测定骨中的声速能够作为骨强度(骨的健全性)的指标。专利文献 1 的超声波诊断装置将如上述那样所求出的声速作为骨评价价值。

[0004] 专利文献 1:特表 2003-517328 号公报

[0005] 如专利文献 1 那样,在对超声波脉冲的从波发送到波接收的间隔进行定时器测量的结构的情况下,不得不适当地从振子输出的波形信号中检测出接收脉冲的峰值。这里,若在理想的条件(例如,置于水中的对象物的测定等)下,则检测接收脉冲是比较容易的。但是,在以生物体为对象的实际的测定中,因为在超声波的传播路径中混在有脂肪成分和水分所以产生多余回波、或来自皮质骨背面的反射等不需要的波形重叠等,产生各种噪声。

[0006] 这点,对于专利文献 1 的结构,一旦在波形信号中包含噪声,则难以从波形信号中检测必要的波接收脉冲,不能稳定地测量超声波脉冲的从波发送到波接收的时间。因此,即使在实际现场要检查骨强度,也难以获得正确的结果,留下了改良的余地。

发明内容

[0007] 本发明鉴于以上的情况而做,其主要的目的在于提供一种能够正确且稳定地求出声速的声速测定装置以及声速测定方法。

[0008] 本发明要解决的课题如以上所述,下面说明用于解决该课题的手段及其效果。

[0009] 根据本发明的第 1 观点,提供一种以下结构的声速测定装置。即,该声速测定装置具备波发送部、多个波接收部、假定传播时间计算部、妥当性指标值计算部和声速导出部。所述波发送部向被测体的表面发送超声波。所述波接收部接收来自所述被测体的超声波,并输出与该接收到的超声波相应的波形信号。所述假定传播时间计算部根据该被测体内的声速的假定值和该被测体的表面形状,计算所述波发送部发送的超声波在所述被测体的表面或该被测体的内部传播之后到达各所述波接收部的传播时间。所述妥当性指标值计算部根据所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号,求出成为所述传播时间的妥当性的指标的妥当性指标值。所述声速导出部根据所述妥当性指标值求出所述被测体内的声速。

[0010] 即,通过判断传播时间的妥当性,能够判断在计算该传播时间时所假定的声速的

值是否正确,所以由此能够求出被测体内的声速。这里,在判断传播时间的妥当性时,不需要严密地检测接收波形的峰值,所以即使在接收波形含有噪声也可以适当地求出声速。此外,根据来自多个波接收部的波形信号来判断传播时间的妥当性,所以可以减弱噪声的影响。

[0011] 在所述声速测定装置中,优选所述妥当性指标值计算部将所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此累计所得的累计波形,根据该累计波形求出所述妥当性指标值。

[0012] 即,累计多个波接收部输出的波形信号彼此时,在波形的峰值位置一致的情况下,最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值,并减少其他噪声的影响。在上述结构中,在假定传播时间计算部所假定的声速正确时,累计后的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在波接收部输出的波形信号中含有噪声的情况下,通过调查累计波形,也能够判断声速的假定值是否正确。

[0013] 在所述声速测定装置中,优选所述妥当性指标值计算部将所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此相乘所得的乘法波形,根据该乘法波形求出所述妥当性指标值。

[0014] 即,在将多个波接收部输出的波形信号彼此相乘时,在波形的峰值位置一致时,最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值,并减少其他噪声的影响。在上述结构中,在假定传播时间计算部所假定的声速正确的情况下,相乘所得的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在波接收部输出的波形信号中含有噪声的情况下,通过调查乘法波形,也能判断声速的假定值是否正确。

[0015] 所述声速测定装置优选以下那样的结构。即,所述假定传播时间计算部采用多个值计算所述传播时间作为所述声速的假定值。所述妥当性指标值计算部根据所述多个声速的假定值,求出各个情况的妥当性指标值。所述声速导出部根据所述多个声速的假定值各个情况的妥当性指标值,求出所述被测体内的声速。

[0016] 由此,试行多个声速的假定值,在传播时间最妥当时,可以采用计算该传播时间时声速的假定值作为被测体内的声速的测定值。

[0017] 在所述声速测定装置中,优选所述假定传播时间计算部根据预先测定的被测体表面的形状,计算所述传播时间。

[0018] 由此,能够考虑被测体表面的实际形状从而计算假定传播时间,所以即使在例如被测体表面是曲面状的情况下,也能够精度良好的求出声速。

[0019] 所述声速测定装置优选以下那样的结构。即,该声速测定装置具备形状检测部。所述多个波接收部中至少一部分构成为能够向被测体的表面发送超声波。所述形状检测部根据从超声波被发送开始到在所述被测体的表面反射之后到达各所述波接收部为止的时间,检测所述被测体表面的形状。所述假定传播时间计算部根据所述形状检测部检测的所述被测体表面的形状,计算所述传播时间。

[0020] 由此,利用用于测定声速的结构的一部分,能够检测被测体表面的形状,所以可以简化装置从而削减费用。

[0021] 所述声速测定装置可以以下那样地构成。即,所述多个波接收部构成为以大致等间隔排列为1列的线性阵列,并且所述多个波接收部中的至少任意一个波接收部作为所述

波发送部发挥功能。

[0022] 由此,能够省略波发送专用的结构,所以可以简化装置。此外,从接近的多个波接收部错开定时,通过调整使该定时错开的时间,能够以任意的角度形成超声波束。由此,能够对被测体表面以最合适的角度照射超声波。此外,从波接收部向被测体发送超声波,根据反射波到达各波接收部的时间,检测该被测体的表面形状的结构的情况下,能够检测该表面形状的仅是波接收部的正下方的位置。因此,在分别构成波发送部和波接收部的情况下,波发送部正下方的表面形状不能检测。对于这点,通过波接收部兼具波发送部,从而能够检测作为波发送部的波接收部的正下方的表面形状。由此,可以正确地计算传播时间。

[0023] 根据本发明的第2观点,是一种利用具备了根据所接收到的超声波来输出波形信号的多个波接收部的声速测定装置的声速测定方法,提供一种以下那样的声速测定方法。即,该声速测定方法包括波发送工序、波接收工序、假定传播时间计算工序、妥当性指标值计算工序。在所述波发送工序中,向被测体的表面发送超声波。在所述波接收工序中,由各所述波接收部接收来自该被测体的超声波。在所述假定传播时间计算工序中,根据该被测体内的声速的假定值和该被测体的表面形状,计算在所述波发送工序发送出的超声波在所述被测体的表面或该被测体的内部传播之后到达各所述波接收部为止的传播时间。在所述妥当性指标值计算工序中,根据所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号,求出成为所述传播时间的妥当性的指标的妥当性指标值。而且,使所述声速的假定值变化,并且反复进行所述假定传播时间计算工序和所述妥当性指标值计算工序,由此求出多个声速的假定值各自情况的妥当性指标值,根据所述各自情况的妥当性指标值,求出所述被测体内的声速。

[0024] 即,通过判断传播时间的妥当性,能够判断在计算该传播时间时所假定的声速的值是否正确,所以由此能够求出被测体内的声速。这里,在判断传播时间的妥当性时,不需要严密地检测接收波形的峰值,所以即使在接收波形中含有噪声也可以适当地求出声速。此外,因为根据来自多个波接收部的波形信号判断传播时间的妥当性,所以可以减弱噪声的影响。而且,试行多个声速的假定值,在传播时间最妥当时,可以采用计算该传播时间时的声速的假定值作为被测体内的声速的测定值。

[0025] 在所述声速测定方法中,优选采用以下的方法。即,在所述妥当性指标值计算工序中,将所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此进行累计所得累计波形,根据该累计波形来求出所述妥当性指标值。

[0026] 即,在累计多个波接收部输出的波形信号彼此时,波形的峰值位置一致时最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值并减少其他噪声的影响。在上述结构中,在假定传播时间计算工序所假定的声速正确时,被累计的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在波接收部输出的波形信号中含有噪声的情况下,通过观察累计波形的振幅,也能够判断声速的假定值是否正确。

[0027] 在所述声速测定方法中可以采用以下的方法。即,在所述妥当性指标值计算工序中,将所述多个波接收部中的至少两个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,求出将该移动后的波形信号彼此相乘所得的乘法波形,根据该乘法波形来求出所述妥当性指标值。

[0028] 即,在将多个波接收部输出的波形信号彼此相乘时,在波形的峰值位置一致时,最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值并减少其他噪声的影响。在上述结构中,在假定传播时间计算工序所假定的声速正确的情况下,被相乘的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在波接收部输出的波形信号中含有噪声的情况下,通过观察乘法波形的振幅,也可以判断声速的假定值是否正确。

[0029] 在所述声速测定方法中优选采用以下的方法。即,该声速测定方法包括检测所述被测体的表面形状的形状检测工序。而且,在所述假定传播时间计算工序中,根据所述表面形状来计算所述传播时间。

[0030] 由此,可以考考被测体表面的实际形状来计算假定传播时间,所以即使在例如被测体表面是曲面状的情况下,也可以精度良好地求出声速。

附图说明

[0031] 图 1 是本发明的一实施方式涉及的骨强度诊断装置的示意性剖面图和功能模块图。

[0032] 图 2 是说明超声波的多个传播路径的概念图。

[0033] 图 3 是例示各振子输出的波形信号的曲线图。

[0034] 图 4 是本实施方式的声速测定方法的流程图。

[0035] 图 5(a) 是表示由阵列振子发送平面波的样子图。(b) 是表示阵列振子发送的平面波在皮质骨的表面或背面反射的样子图。

[0036] 图 6(a) 是放大了接收表面反射波的振子组的附近的示意图。(b) 是说明到达构成振子组的两个振子的表面反射波的传播路径的差的示意图。

[0037] 图 7 是说明表面折射波的传播路径的计算方法的示意图。

[0038] 图 8 是表示假定传播时间计算部求出的 t - x 曲线的图。

[0039] 图 9 是表示对各振子的波形信号实施了窗口函数的样子的图。

[0040] 图 10 是表示移动了各振子的波形信号的样子的图。

[0041] 图 11 是表示波形累计部求出的累计波形的样子的图。

[0042] 图 12 是表示使声速假定值变化从而描画 t - x 曲线的样子的图。

[0043] 图 13 是表示边使声速假定值变化边求出包络线的振幅从而描画的结果的例的图。

[0044] 图 14 是表示由本实施方式的骨强度诊断装置测定的牛胫骨皮质骨的声速的结果的图。

[0045] 图 15 是变形例涉及的超声波收发器的示意性剖面图。

[0046] 图 16 是表示对表面传播波来自表面的反射波和来自背面的反射波重合的样子的图。

[0047] 图 17 是在图 13 的曲线图中追加描画了累计波形成为最大振幅的时间的曲线图。

[0048] 符号说明

[0049] 1 骨强度诊断装置(声速测定装置)

[0050] 2 超声波收发器

[0051] 3 装置主体

- [0052] 10 皮质骨
- [0053] 21 波发送专用振子（波发送部）
- [0054] 22 阵列振子
- [0055] 24 振子（波接收部）
- [0056] 35 运算部
- [0057] 40 形状检测部
- [0058] 50 声速检测部
- [0059] 51 假定传播时间计算部
- [0060] 52 波形累计部（妥当性指标值计算部）
- [0061] 53 声速导出部

具体实施方式

[0062] 下面,参照附图说明发明的实施方式。图1是作为本发明的一实施方式涉及的声速测定装置的骨强度诊断装置1的示意性剖面图和功能模块图。

[0063] 作为声速测定装置的骨强度诊断装置1例如是对胫骨等长管状骨的皮质骨诊断骨强度的装置（其中,诊断对象不限于此）。若具体说明,则骨一般由皮质骨10和存在于皮质骨10的内侧的网状松质骨12构成。此外,皮质骨10的周围被肌肉和脂肪等软组织11覆盖。本实施方式的骨强度诊断装置1构成为从软组织11的外侧对皮质骨10放射超声波,测定该皮质骨10中的声速（骨声速）。

[0064] 在图1的左侧示出用与骨的长边方向正交的平面切断人体的胫部分的剖面。如图1所示,皮质骨10表面的轮廓形状成为向径方向（与骨的长边方向正交的方向）鼓起的平稳的曲线状。因此,在以下的说明中,有将长管状的骨比作圆柱、将在该剖面内超声波沿皮质骨10表面那样传播的方向称为圆周方向的情况。另一方面,虽然图示省略,但是在用与骨的长边方向平行的平面切断的剖面中,皮质骨10的表面轮廓成为大致直线状。

[0065] 可是,人的骨具有各向异性,所以长轴方向的声速与圆周方向的声速不同。因此,分别测定圆周方向和长轴方向的声速并调查各向异性构造在诊断骨强度上是重要的。因此,本实施方式的骨强度诊断装置1构成为,如测定骨的圆周方向的声速的情况那样,即使在测定对象的剖面轮廓是曲线状的情况下,也能够正确地测定声速。

[0066] 以下,具体地说明骨强度诊断装置1的结构。如图1所示,骨强度诊断装置1由超声波收发器2和装置主体3构成。

[0067] 超声波收发器2进行超声波的波发送和波接收。该超声波收发器2具备:与测定部位的软组织11的表面抵接的抵接面2a、波发送专用振子21、阵列振子22、隔音件23。阵列振子22由排成1列而排列的多个振子24构成。此外,波发送专用振子21和隔音件23配置为沿阵列振子22的排列方向而排列。另外,作为在本实施方式使用的振子,采用若给予电信号则其表面振动从而发射超声波并且若在其表面接收超声波则生成并输出电信号的部件。

[0068] 波发送专用振子（波发送部）21构成为设置为其表面相对于抵接面2a倾斜,能够从抵接面2a沿倾斜方向发送超声波。作为波发送专用振子21,采用放射的超声波的指向性弱（超声波的角度范围广）的部件。

[0069] 阵列振子 22 具有多个振子（波接收部）24。另外，在以下的说明中，在需要区别多个振子 24 的情况下，从靠近波发送专用振子 21 的一侧顺次在符号的末尾附加小写的字母，标记为振子 24a、振子 24b、振子 24c、……。该振子 24 配置为按照与抵接面 2a 平行的方式以等间隔排列为 1 列。此外，各振子 24 构成为可以发送和接收超声波。

[0070] 隔音件 23 形成为板状，配置在波发送专用振子 21 和阵列振子 22 之间。该隔音件 23 用于防止以下的情况，即：从波发送专用振子 21 发送的超声波在超声波收发器 2 内传播之后直接到达阵列振子 22。另外，作为隔音件 23 的材料，例如，可以采用软木、合成橡胶、多孔材料（例如发泡树脂）等具有吸音作用的材料。

[0071] 在采用该超声波收发器 2 实际进行超声波的收发时，在测定部位的皮肤表面（即，软组织 11 的外侧表面）涂敷超声波胶（jelly），使该皮肤表面抵接抵接面 2a。然后，通过波发送专用振子 21 或阵列振子 22，发送超声波。由此，超声波经由软组织 11 到达测定对象即皮质骨 10。然后，从皮质骨 10 返回来的超声波被阵列振子 22 接收。另外，所述超声波胶防止在软组织 11 和抵接面 2a 之间产生间隙，并且调整抵接面 2a 和软组织 11 之间的声阻抗，抑制从波发送专用振子 21 或阵列振子 22 发送的超声波在软组织 11 的表面反射。

[0072] 下面，说明装置主体 3。装置主体 3 构成为通过电缆与超声波收发器 2 连接，能够在与该超声波收发器 2 之间收发信号。具体而言，该装置主体 3 具备超声波控制部 30、发送电路 31、发送切换部 32、多个接收电路 33、收发分离部 34 和运算部 35。

[0073] 发送电路 31 构成为生成用于使波发送专用振子 21 或阵列振子 22 振动从而产生超声波的电脉冲信号，并且将该电脉冲信号发送到发送切换部 32。电脉冲振动的中心频率是例如 1 ~ 10MHz 左右。另外，也可以代替电脉冲信号而采用例如线性调频（chirp）信号。

[0074] 另外，在由阵列振子 22 产生超声波时，发送电路 31 构成为能够分别对多个振子 24 生成任意定时的电脉冲信号。此外，超声波控制部 30 构成为连接于发送电路 31，并将用于从多个振子 24 发送超声波的控制信号发送给发送电路 31。由此，成为能够按照从多个振子 24 一齐或在个别的定时发送超声波的方式进行控制。

[0075] 发送切换部 32 构成为进行切换将从发送电路 31 发送的电脉冲信号发送到波发送专用振子 21 或阵列振子 22 的任一个。即，通过发送切换部 32，选择进行超声波的发送的振子。

[0076] 多个接收电路 33 分别与构成阵列振子 22 的多个振子 24 对应地连接。各接收电路 33 构成为接收一个振子 24 通过接收超声波而输出的电信号，并生成对该电信号实施了放大处理、滤波器处理、数字变换处理等的数字信号，之后发送给运算部 35。另外，从阵列振子 22 直接输出的信号是模拟的波形信号，向运算部 35 发送的信号是信号处理后的数字的波形信号，但在以下的说明中有不区别这些而仅称为「波形信号」的情况。

[0077] 收发分离部 34 连接于阵列振子 22 和所述发送电路 31 以及所述接收电路 33 之间。该收发分离部 34 用于防止从发送电路 31 向阵列振子 22 发送的电信号（电脉冲信号）直接流入接收电路 33，并且防止从阵列振子 22 向接收电路 33 发送的电信号流入发送电路 31 侧。

[0078] 下面，说明由波发送专用振子 21 发送超声波时的样子。在由波发送专用振子 21 发送超声波时，通过发送切换部 32，决定波发送专用振子 21 作为进行超声波的波发送的振子。然后，若来自发送电路 31 的脉冲信号发送到波发送专用振子 21，则该波发送专用振子

21 对皮质骨 10 沿倾斜方向发送被调制为脉冲状的超声波。

[0079] 从波发送专用振子 21 发送的超声波经由多个传播路径被阵列振子 22 接收。若被阵列振子 22 接收了超声波,则来自各振子 24 的波形信号发送到运算部 35。

[0080] 对于传播从波发送专用振子 21 发送的超声波的多个路径,参照图 2 来进行说明。图 2 是示意性表示到达某振子 24 的超声波的多个传播路径的图。另外,虽然在图 2 中仅示出到达一个振子 24 的超声波的例,但是实际上,对全部振子 24 的每一个,超声波可以由多个路径到达。

[0081] 如图 2 所示,直接波是从波发送专用振子 21 发送的超声波沿软组织 11 的表面传播,从而直接到达振子 24 的波。来自表面的反射波是从波发送专用振子 21 发送的超声波在软组织 11 内传播并在皮质骨 10 的表面(软组织 11 和皮质骨 10 的边界面)反射从而到达振子 24 的波。此外,来自背面的反射波是在软组织 11 中传播的超声波射入到皮质骨 10 内后在该皮质骨 10 内传播并在皮质骨 10 的背面(皮质骨 10 和松质骨 12 的边界面)反射之后再次放射到软组织 11 中从而到达振子 24 的波。

[0082] 此外还有如下的情况,即:从波发送专用振子 21 发送的超声波在软组织 11 中传播,到达皮质骨 10,在该皮质骨 10 表面附近传播,并再次放射到软组织 11 中从而到达振子 24。在本说明书中,将经过这样的传播路径而接收的超声波称为表面传播波。在表面传播波中有两个传播路径,即泄露表面波和表面折射波。

[0083] 若超声波以临界角到达皮质骨 10 的表面,则在皮质骨 10 表面产生表面波。该表面波向软组织 11 侧沿规定方向(射出角成为临界角的方向)放射泄露波,并且沿皮质骨 10 的表面传播。将此时通过振子 24 接收的泄露波称为泄露表面波。另一方面,若超声波以比临界角小的角度到达皮质骨 10 的表面,则在皮质骨 10 表面折射。此时,在在超声波以接近临界角的射入角射入时,在皮质骨 10 内在该皮质骨 10 的表面附近传播之后,在皮质骨 10 表面向阵列振子 22 侧折射从而放射到软组织 11 中。在本说明书中将此时接收的超声波称为表面折射波。表面折射波仅在皮质骨 10 的剖面轮廓形状是曲线状的情况下产生。

[0084] 另外,根据骨的形状、波接收的振子 24 的位置以及从波发送专用振子 21 发送的超声波的角度等条件,会有上述多种超声波中一部分未产生的情况、以及即使产生也未被振子 24 接收的情况。但是,在本实施方式中,如前所述,因为采用了指向性广的波发送专用振子 21,所以能够使超声波以临界角或接近临界角的角度到达皮质骨 10。由此,能够确实地产生泄露表面波或表面折射波,并且能够使泄露表面波或表面折射波到达多个振子 24 中的至少任意一个。

[0085] 下面,参照图 3 说明各个振子 24 生成的信号波形。图 3 是表示波发送专用振子 21 发送了超声波之后各振子 24 接收超声波并输出的波形信号的波形的曲线图。对于各振子 24 的波形,横轴 t 表示时间,各波形信号的纵轴表示该波形信号的振幅。此外,曲线图的 x 轴表示从距离波发送专用振子 21 最近的振子即振子 24a 到各振子 24b、24c、……的距离。

[0086] 另外,伴随波接收的振子 24 远离波发送专用振子 21,波形信号的振幅变小。图 3 所示的波形的曲线是对各波形信号实施适当的增益从而调整为各波形信号的振幅大致相同后的曲线。

[0087] 如图 3 所示,在各振子 24 的波形信号中含有多个峰值。在图 3 中,用虚线连接各振子 24 的波形信号中所含的峰值的位置,该峰值表示基于直接波、来自表面的反射波、来

自背面的反射波、以及表面传播波的任一个的峰值。另外,在该曲线图中,因为难以区别泄露表面波和表面折射波,所以将二者统一表示为表面传播波。

[0088] 由图 3 的曲线图可知,若有直接波比表面传播波先到达振子 24 的情况,则也有后到达的情况。此外,有来自背面的反射波和来自表面的反射波几乎与表面传播波同时到达振子 24 的情况,在该情况下,峰值重合,难以区别。这样,即使波形信号中含有峰值,也难以判别其是从哪个路径传播来的超声波的峰值。

[0089] 此外,因为软组织 11 是脂肪和水分的混合体,所以在实际的测定中,检测出多余回波。在该情况下,在图 3 的波形中进一步加入噪声,所以稳定地检测出峰值变得越发困难。

[0090] 这里,在以往的声速测定装置中,通过测定从发送超声波到接收表面传播波为止的时间间隔,从而求出骨声速。因此,即使在以往的声速测定装置中也需要检测表面传播波的峰值,但是如上所述,稳定地检测出表面传播波的峰值是困难的。因此,在以往的方法中,未能稳定地测定骨声速。

[0091] 因此,在本实施方式中,通过对多个振子 24 输出的波形信号的波形进行累计,从而实现了抗噪声强的声速测定方法。

[0092] 即,在多个波形的峰值位置一致的情况下,累计这些波形后,该峰值位置的振幅变大。通过利用该性质,能够仅强调希望的峰值,使噪声变得不显著。但是,因为波到达各个振子 24 的定时各异,所以要加强基于特定波的峰值,需要在按照使该峰值一致的方式使各波形的相位移动的基础上累计波形彼此。

[0093] 以下,对本实施方式的声速测定方法进行具体地说明。图 4 表示本实施方式涉及的声速测定方法的流程图。本实施方式的声速测定方法含有形状检测工序、波发送工序、波接收工序、假定传播时间计算工序、波形累计工序和声速导出工序。

[0094] 在形状检测工序中,测定皮质骨 10 的表面形状 (S101)。表面形状也可以用例如 X 射线等来测定,但在本实施方式中,通过骨强度诊断装置 1 来测定皮质骨 10 的表面形状。另外,后面叙述该表面形状测定的详细情况。

[0095] 在波发送工序中,通过波发送专用振子 21 对皮质骨 10 发送超声波 (S102)。

[0096] 在波接收工序中,由各振子 24 接收从波发送专用振子 21 发送的超声波 (S103),获得图 3 所示的波形信号。如图 3 所示,各振子 24 接收的表面传播波的峰值伴随该振子 24 的位置远离波发送专用振子 21 而较晚地被检测。该延迟量相当于从波发送专用振子 21 发送超声波开始到各振子 24 接收表面传播波为止的时间 (传播时间)。

[0097] 因此,通过使各波形信号提前表面传播波的传播时间 (使各波形信号向图 3 的左侧偏移),能够使表面传播波的峰值的相位在各振子 24 之间一致。但是,因为骨声速是未知的,所以不能预知传播时间。

[0098] 因此在本实施方式中,在假定传播时间计算工序中,假定骨声速,并根据该假定的骨声速 (声速假定值)、和在形状检测工序检测出的皮质骨 10 的表面形状,求出对各振子 24 的传播时间的假定值 (假定传播时间) (S104)。

[0099] 接着,在波形累计工序 (妥当性指标值计算工序) 中,在使各波形信号偏移与所述假定传播时间对应的的时间的基础上,求出对波形信号进行了累计的累计波形 (S105)。此时,作为表示假定传播时间的妥当性的妥当性指标值,求出所述累计波形的包络线 (envelope)

的振幅（详细情况后述）。

[0100] 然后,在规定的范围内,使声速假定值接连变化,从而求出对各个声速假定值的累计波形(S104~S106的循环)。于是,在声速假定值与实际的骨声速一致时,各波形的表面传播波的峰值的相位一致,可获得峰值彼此最加强的累计波形。

[0101] 因此,在声速导出工序中,比较针对多个声速假定值而求出的累计波形的包络线的振幅彼此,检测出累计波形的振幅变得最大的时刻,将该时刻的声速假定值作为骨声速的测定值(S107)。

[0102] 根据以上的方法,峰值的相位不一致的波(即,表面传播波的峰值以外的噪声)不会给予累计波形的振幅大的影响,所以仅强调表面传播波(若是表面传播波则使焦点匹配),就能够精度良好地求出骨声速。

[0103] 下面,说明用于通过本实施方式的骨强度诊断装置1来实现上述声速测定方法的结构。

[0104] 图1所示的骨强度诊断装置1的装置主体3具备的运算部35由CPU、RAM、ROM等硬件、和所述ROM中所存储的程序等软件构成。而且,该运算部35构成为通过所述硬件和软件协作,作为形状检测部40、声速检测部50等发挥功能。

[0105] 首先,说明形状检测部40。形状检测部40进行声速的导出所需要的骨表面形状的检测。

[0106] 即,在根据假定的骨声速(声速假定值)求出假定传播时间时,需要与表面传播波的传播路径相关的信息。这里,为了求出传播路径,不得不利用某些方法取得皮质骨10表面的形状(皮质骨10的剖面轮廓形状)。因此在本实施方式中,在由声速检测部50求出骨声速之前,进行形状检测部40进行的皮质骨10的表面形状的检测。

[0107] 在由形状检测部40进行骨表面形状的检测时,首先,从阵列振子22进行超声波的发送。参照图5说明由阵列振子22发送超声波的样子。图5(a)是表示由阵列振子22发送超声波的样子的图,图5(b)是表示阵列振子22发送的超声波在皮质骨10的表面或背面反射的样子的图。

[0108] 在由阵列振子22发送超声波时,通过发送切换部32,决定阵列振子22作为进行超声波的波发送的振子。而且,来自发送电路31的脉冲信号送给阵列振子22,构成该阵列振子22的多个振子24同时对骨发送同相位的超声波。

[0109] 通过多个振子24同时进行波发送,能够产生图5(a)所示的平面波。该平面波是与抵接面2a平行的波,沿与抵接面2a正交的方向在软组织11中前进。平面波在皮质骨10的表面和背面如图5(b)那样反射,被振子24接收。

[0110] 各振子24接收超声波后,向运算部35发送与各振子24接收的超声波对应的波形信号。运算部35构成为通过作为形状检测部40发挥功能,从而检测振子24接收反射波时的角度和时间,并基于此来求出皮质骨10的表面形状。

[0111] 具体而言,形状检测部40由到来方向检测部41、到达时间检测部42、表面反射点检测部43、骨表面线检测部44构成。

[0112] 首先,说明到来方向检测部41。到来方向检测部41将多个振子24中相邻的2个振子作为1组来决定振子组25,并检测到达各振子组25的超声波的到来方向。另外,在关于以下的形状检测部40的说明中,有将从阵列振子22发送的平面波在皮质骨10的表面反射

之后被接收的超声波称为表面反射波,相同地将在皮质骨 10 的背面反射之后被接收的超声波称为背面反射波的情况。此外,在需要区别各振子组 25 的情况下,从距波发送专用振子 21 近的一侧开始依次在符号的末尾附加大写字母,标记为振子组 25A、振子组 25B、……。[0113]

以下,参照图 6 具体地进行说明。图 6(a) 是扩大了接收表面反射波的振子组 25A 的附近的示意图,图 6(b) 是说明到达构成振子组的 2 个振子 24a、24b 的表面反射波的传播路径的差的示意图。在某振子组 25 中,表面反射波对相邻的 2 个振子 24 的到来方向近似。例如在图 6 中,可以看做表面反射波分别以到来角度 θ_a 到达构成振子组 25A 的振子 24a 和振子 24b。这里,为了求出到来角度 θ_a ,进行以下那样的运算。

[0114] 首先,到来方向检测部 41 测定构成振子组 25A 的 2 个振子 24a、24b 检测表面反射波的峰值的时间差 Δt 。另外,如前所述,从阵列振子 22 发送平面波时产生表面反射波和背面反射波,但是因为必定比背面反射波先接收表面反射波,所以能够适当地检测表面反射波的峰值。

[0115] 接着,基于该时间差 Δt ,求出表面反射波对该振子组 25A 的到来角度 θ_a 。如图 6(b) 所示,设振子 24a 和振子 24b 间的间隔为 W 时,表面反射波传播比振子 24b 长 $W \sin \theta_a$ 的距离到达振子 24a。这里,设软组织中的声速为 SOS_{soft} 时,

$$[0116] \quad SOS_{soft} \Delta t = W \sin \theta_a$$

[0117] 因此,到来角度 θ_a 能够由下式求出。

$$[0118] \quad \theta_a = \arcsin(SOS_{soft} \Delta t / W)$$

[0119] 到来方向检测部 41 对其他振子组 25 也同样地求出到来角度。另外,在本实施方式中作为软组织 11 中的声速 SOS_{soft} 采用了由经验获得的值,但也可以利用实测值。

[0120] 下面,说明到达时间检测部 42。到达时间检测部 42 求出从由阵列振子 22 发送了超声波之后开始到表面反射波到达振子组 25 为止的到达时间 T_a 。在本实施方式中,将从由阵列振子 22 发送了超声波之后开始到表面反射波分别到达构成振子组 25 的 2 个振子 24 为止的时间的平均值作为到达时间 T_a 。另外,不限于平均值,也可以将例如表面反射波到达任一方的振子 24 为止的时间原样作为到达时间 T_a 来采用。

[0121] 下面,说明表面反射点检测部 43。表面反射点检测部 43 根据到来角度 θ_a 和到达时间 T_a ,检测到达各振子组 25 的表面反射波的反射点 R_a 。

[0122] 这里,在图 6 所示的平面内,将阵列振子 22 排列的方向设为 x 轴,将与 x 轴正交的方向设为 y 轴。而且,设从振子组 25A 到反射点 R_a 的 x 轴方向的距离为 X ,设 y 轴方向的距离为 Y 。由图 6 可知,表面反射波的传播距离 L_a 成为

$$[0123] \quad L_a = Y + Y / \cos \theta_a$$

[0124] 另一方面,利用到达时间 T_a 和软组织 11 中的声速 SOS_{soft} 时,

$$[0125] \quad L_a = SOS_{soft} \times T_a$$

[0126] 所以表示反射点 R_a 的位置的距离 X, Y 能够由下式求出。

$$[0127] \quad Y = SOS_{soft} \times T_a \times \cos \theta / (1 + \cos \theta)$$

$$[0128] \quad X = Y \times \tan \theta = SOS_{soft} \times T_a \times \sin \theta / (1 + \cos \theta)$$

[0129] 这样,根据平面波的到来角度 θ_a 和到达时间 T_a ,能够计算反射点 R_a 的位置。而且,表面反射点检测部 43 针对其他振子组 25 也可以同样地求出反射点。

[0130] 骨表面线检测部 44 通过用直线或曲线连接表面反射点检测部 43 求出的多个反射

点,从而检测骨表面线。反射点是皮质骨 10 表面上的点,所以骨表面线表示皮质骨 10 的表面形状。

[0131] 如以上那样,通过形状检测部 40 能够获得皮质骨 10 的表面形状(骨表面线)。

[0132] 下面,说明声速检测部 50。声速检测部 50 构成为检测皮质骨 10 中的声速(骨声速)。

[0133] 在由声速检测部 50 检测骨声速之前,首先,进行基于形状检测部 40 的骨表面线的检测(形状检测工序)。然后,由波发送专用振子 21 进行超声波的波发送(波发送工序),由阵列振子 22 接收返回的超声波,对运算部 35 发送波形信号(波接收工序)。而且,根据各振子 24 的波形信号,进行基于声速检测部 50 的骨声速的导出。

[0134] 具体而言,声速检测部 50 由假定传播时间计算部 51、波形累计部 52、声速导出部 53 构成。

[0135] 假定传播时间计算部 51 进行与所述假定传播时间计算工序对应的运算处理。即,假定传播时间计算部 51 假定骨声速,并根据该假定的骨声速来求出假定传播时间。

[0136] 假定传播时间计算部 51 为了求出假定传播时间,首先,求出表面传播波的传播路径。即,若已知皮质骨 10 的表面形状、骨声速、软组织 11 中的声速,则通过公知的斯涅耳(Snell)法则,能够唯一地求出表面传播波从波发送专用振子 21 到各振子 24 传播的路径。

[0137] 这里,骨形状利用形状检测部 40 检测的骨表面线。作为骨声速,从基于骨声速的经验值而设定的规定范围内假定适当的值(声速假定值)来用于计算。作为软组织 11 中的声速,在本实施方式中利用经验值,但也可以利用预先测定的值。此外,软组织 11 中的声速可以通过波发送专用振子 21 或阵列振子 22 发送超声波并由阵列振子 22 来进行波接收从而进行测定。

[0138] 另外,如上述说明的那样,在各振子 24 接收的表面传播波中,由传播路径的不同而存在泄露表面波和表面折射波的 2 种。在本实施方式中,作为计算表面折射波的传播路径来说明。

[0139] 以下,参照图 7 进行说明。图 7 是说明表面折射波的传播路径的计算方法的示意图。

[0140] 假定传播时间计算部 51 为了决定表面折射波的传播路径,首先,决定来自波发送专用振子 21 的超声波射入皮质骨 10 的内部的射入点 P_{in} 。

[0141] 另外,射入点 P_{in} 处于从阵列振子 22 的正下方偏离的位置,所以在从阵列振子 22 发送平面波从而检测表面反射波的方法(形状检测部 40 执行的皮质骨表面形状的检测)中,不能取得该射入点 P_{in} 附近的表面形状。因此在本实施方式中,根据形状检测部 40 求出的骨表面线来预测射入点 P_{in} 附近的形状。在图 7 中,用虚线示出所预测的骨表面线。

[0142] 下面,假定传播时间计算部 51 求出超声波对该预测的线射入的位置(射入点 P_{in})。超声波可以在比临界角 θ_c 小的任意的角度射入皮质骨 10 的内部。但是,表面折射波被振子 24 接收,限于超声波以与临界角 θ_c 接近的射入角射入到皮质骨 10 内的情况。因此在本实施方式中,与超声波以临界角 θ_c 射入皮质骨 10 内的情况近似地求出射入位置。临界角 θ_c 由骨声速和软组织中的声速和来决定,所以通过假定骨声速,能够唯一地求出射入点 P_{in} 。

[0143] 接着,假定传播时间计算部 51 在骨表面线上设定任意的点 P_{out} 。从射入点 P_{in} 到点

P_{out} 的直线距离是超声波在皮质骨 10 内传播的距离。

[0144] 而且,假定传播时间计算部 51 求出超声波从 P_{out} 向软组织 11 侧放射时的角度。超声波放射时的角度可以由斯涅耳法则唯一地求出。具体而言,设声速假定值为 SOS_{bone} 、设软组织中的声速为 SOS_{soft} 时,超声波从皮质骨 10 向软组织 11 侧射出时的折射角 β_1 和射入角 β_2 的关系是

$$[0145] \quad \sin \beta_1 / SOS_{soft} = \sin \beta_2 / SOS_{bone}。$$

[0146] 射入角 β_2 可以由直线 $P_{in}P_{out}$ 的斜率、和骨表面线的形状求出。因此,通过上述式可以求出折射角 β_1 。

[0147] 这里,如图 7 所示,将距波发送专用振子 21 最近的振子 24a 的位置作为原点,取阵列振子 22 排列的方向为 x 轴。因此已知折射角 β_1 和骨表面线的形状,所以确定从点 P_{out} 放射的超声波与 x 轴相交的点 P_x 。通过以上说明的运算处理,能够求出从波发送专用振子 21 到点 P_x 的表面折射波的传播路径。

[0148] 另外,在求出射入点 P_{in} 时,上述那样地与超声波以临界角 θ_c 射入皮质骨 10 内近似,是为了容易计算,所计算的传播路径是近似的值。另一方面,也可以不用临界角 θ_c 近似向皮质骨 10 的射入角,而严密地计算传播路径。即,若已知皮质骨 10 的表面形状,则通过使向皮质骨 10 的射入角变化并两次采用斯涅耳法则,能够严密地计算从波发送专用振子 21 到点 P_x 的传播路径。在该情况下,射入点 P_{in} 通过点 P_x 变化。但是,这样的传播路径的严密的计算与用临界角 θ_c 近似射入角的计算方法相比,花费处理时间。在本实施方式中,构成为可以选择近似的计算方法和严密的计算方法的任一个来计算传播路径。

[0149] 而且,假定传播时间计算部 51 根据所求出的传播路径,求出从由波发送专用振子 21 发送超声波之后开始到表面折射波到达点 P_x 为止的传播时间。即,成为:

$$[0150] \quad (\text{到点 } P_x \text{ 的传播时间}) = (\text{在软组织中传播的距离}) \times SOS_{soft} + (\text{在皮质骨中传播的距离}) \times SOS_{bone}。$$

[0151] 假定传播时间计算部 51 边改变 P_{out} 的位置边反复上述传播时间的计算。由此,成为边改变点 P_x 的位置,边求出到各个点 P_x 的表面折射波的传播时间,所以能够求出图 8 所示的 t-x 曲线。另外,图 8 的纵轴 x 是距振子 24a 的距离,横轴 t 是从波发送专用振子 21 发送超声波之后开始到表面折射波到达所述 x 轴为止的传播时间。

[0152] 最后,假定传播时间计算部 51 对各振子 24 求出表面折射波到达为止的时间(假定传播时间)。即,已知各振子 24 的 x 坐标(距振子 24a 的距离),所以通过参照 t-x 曲线,能够求出各振子 24 的假定传播时间。

[0153] 下面,说明波形累计部 52。波形累计部(妥当性指标值计算部)52 进行与所述波形累计工序对应的运算处理。即,波形累计部 52 构成为分别将各振子 24 输出的波形信号的波形移动(偏移)所述假定传播时间之后进行累计,求出累计波形。

[0154] 以下,具体地进行说明。首先,波形累计部 52 在累计波形信号之前,为了消除表面折射波以外的波而对各波形信号实施适当的窗口函数(图 9)。另外,为了决定窗口函数的范围,必须某种程度地预先知道骨声速或传播时间。但是,即使通过窗口函数不能全部消除表面折射波以外的波,通过波形信号彼此的累计能够减弱所残留的波的影响,所以不需要按照完全消除表面折射波以外的波的方式严密地决定窗口函数。因此,只要根据骨声速和软组织 11 中的声速的经验值等并考虑适当的余量来决定窗口函数就足够。

[0155] 此外,波形信号的振幅伴随振子 24 远离波发送专用振子 21 而变弱。因此,波形累计部 52 对各振子 24 的波形信号施加适当的增益,按照各波形信号的振幅成为相同程度的方式进行调整。这里,所述增益的施加方法可以根据由窗口函数获得的波形信号的最大振幅来确定,也可以假定适当的指数函数的衰减来决定。

[0156] 接着,波形累计部 52 使乘以所述窗口函数和增益而调整后的各波形信号移动,以使时间提前与各振子 24 的假定传播时间对应的的时间(即,向图 9 的左侧偏移)。使各波形信号移动后,例如成为图 10 所示那样。另外,在图 10 中,各波形信号所含的表面折射波的峰值的相位一致。这样移动波形信号的结果峰值一致,是声速假定值与实际的骨声速一致的情况。

[0157] 而且,波形累计部 52 对移动后的波形信号彼此进行累计,求出图 11 那样的累计波形。

[0158] 最后,波形累计部 52 生成所述累计波形的包络线,并求出该包络线的振幅(参照图 11)。如后述那样,该包络线的振幅成为偏移后的表面传播波的峰值是否相互一致(进一步说,假定传播时间是否与实际的骨声速一致)的指标。即,包络线的振幅是表示假定传播时间的妥当性的妥当性指标值。

[0159] 下面,说明声速导出部 53。声速导出部 53 构成为调用假定传播时间计算部 51 和波形累计部 52 的功能,反复求出所述包络线的振幅的处理(循环处理)。

[0160] 在声速导出部 53 中进行的上述循环处理,假定传播时间计算部 51 每当被调用时从而与上次不同的声速假定值来计算假定传播时间。即,假定传播时间计算部 51 在每次所述循环中,采用新的声速假定值来求出新的 $t-x$ 曲线。例如图 12 中示出使声速假定值变化而求出的多个 $t-x$ 曲线。如图 12 的曲线图所示,声速假定值不同时, $t-x$ 曲线的倾斜、以及该 $t-x$ 曲线与 t 坐标轴的交点等发生变化。因此,若声速假定值不同,则累计波形信号时,使各波形信号移动的量也不同。

[0161] 使各波形信号移动的量变化时,累计波形也变化。因此,通过使声速假定值变化,所述包络线的振幅变化。声速导出部 53 通过边在规定范围内使声速假定值变化边反复所述循环,从而针对该规定范围内全部情况求出包络线的振幅值。在图 13 中示出这样边使声速假定值变化边求出包络线的振幅而描画的结果的例。

[0162] 在图 13 的例中,假定声速为 SOS_{true} 时包络线的振幅成为最大。即,在该 SOS_{true} 时,认为各波形信号所含的表面折射波的峰值最加强(如图 10 那样,表面折射波的峰值的相位一致)。因此,声速导出部 53 将该 SOS_{true} 采用为声速的测定值。如以上那样,声速导出部 53 进行与声速导出工序对应的运算处理而导出声速。

[0163] 下面,说明通过采用了上述骨强度诊断装置 1 的声速测定方法实际测定骨声速的实施例。本申请发明者为了确认上述声速测定方法的有效性,通过上述骨强度诊断装置 1 测定了牛胫骨皮质骨的声速。此外,为了评价其结果是否正确,将该牛胫骨切出并使其为块(ブロック)状,用透过法测定长轴方向和圆周方向的声速,并进行了与骨强度诊断装置 1 的测定值的比较。图 14 中示出该结果。

[0164] 首先,说明通过透过法测定声速的结果。已知牛的骨由骨单位(osteon)构成的 Haversian 构造、和层状的 Plexiform 构造构成。另外,由显微镜的观察结果,确认了在皮质骨的外侧多存在 Plexiform 构造,而在内侧多存在 Haversian 构造。因此,在透过法中,分

别针对 Plexiform 构造和 Haversian 构造测定了圆周方向和长轴方向的声速。

[0165] 另外,长管状的骨受到长边方向的负荷较多,所以一般在长轴方向被强化。因此,一般地,与圆周方向相比,长轴方向的一方声速大。如图 14 所示,在基于透过法的测定中也获得了长轴方向的声速大的结果。

[0166] 下面,说明由本实施方式的骨强度诊断装置 1 测定声速的结果。如图 14 所示,由本实施方式的骨强度诊断装置 1 获得的长轴方向的声速与用透过法测定的结果几乎一致。此外,关于圆周方向的声速,基于本实施方式的骨强度诊断装置 1 的测定结果是 Plexiform 构造和 Haversian 构造的平均值。因此,可以确认通过本实施方式的骨强度诊断装置 1 可以适当地进行骨声速的测定。另外,一般认为人的骨大部分由 Haversian 构造构成。因此认为,对于人的骨,通过骨强度诊断装置 1 也可以进行适当的骨声速的测定。

[0167] 如以上说明的那样,本实施方式的骨强度诊断装置 1 具备波发送专用振子 21、多个振子 24、假定传播时间计算部 51、波形累计部 52、声速导出部 53。波发送专用振子 21 向皮质骨 10 的表面发送超声波。振子 24 接收来自皮质骨 10 的超声波,并输出与该接收的超声波相应的波形信号。假定传播时间计算部 51 根据该皮质骨 10 内的声速的假定值、该皮质骨 10 的表面形状计算波发送专用振子 21 发送的超声波在皮质骨 10 的表面附近传播之后到达各振子 24 为止的传播时间。波形累计部 52 根据多个振子 24 中至少 2 个振子输出的波形信号,求出成为所述传播时间的妥当性的指标的累计波形的包络线的振幅。声速导出部 53 根据累计波形的包络线的振幅,求出皮质骨 10 内的声速。

[0168] 即,通过判断假定传播时间的妥当性,能够判断在计算该假定传播时间时所假定的声速的值是否正确,所以由此能够求出皮质骨 10 内的声速。这里,在判断假定传播时间的妥当性时,没有必要严密地检测接收波形的峰值的位置,所以即使在接收波形中含有噪声也能够适当地求出声速。此外,因为根据来自多个振子 24 的波形信号判断假定传播时间的妥当性,所以能够减弱噪声的影响。

[0169] 此外,在本实施方式的骨强度诊断装置 1 中,波形累计部 52 使多个振子 24 中至少 2 个振子输出的波形信号分别移动与所述假定传播时间对应的时间,并求出累计该移动后的波形信号彼此的累计波形,求出该累计波形的包络线的振幅。

[0170] 即,累计多个振子 24 波接收部输出的波形信号彼此时,波形的峰值位置一致时,最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值,并减少其他噪声的影响。在上述结构中,在假定传播时间计算部 51 假定的声速正确的情况下,被累计的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在振子 24 输出的波形信号中含有噪声的情况下,通过观察累计波形,也能够判断声速的假定值是否正确。

[0171] 此外,本实施方式的骨强度诊断装置 1 如下的构成。即,假定传播时间计算部 51 采用多个声速假定值来计算传播时间。波形累计部 52 根据多个声速假定值,针对各个情况的累计波形求出包络线的振幅。而且,声速导出部 53 通过比较多个声速假定值各个情况的包络线的振幅,从而求出皮质骨 10 内的声速。

[0172] 由此,试行多个声速假定值,能够采用峰值彼此最加强的(峰值位置最一致)情况的声速假定值作为骨声速的测定值。

[0173] 此外,在本实施方式的骨强度诊断装置 1 中,假定传播时间计算部 51 根据预先测定的皮质骨 10 表面的形状计算传播时间。

[0174] 由此,可以考虑皮质骨 10 表面的实际形状来计算传播时间,所以即使例如皮质骨 10 表面是曲面状时,也可以精度良好地求出声速。

[0175] 此外,本实施方式的骨强度诊断装置 1 具备形状检测部 40。此外,多个振子 24 成为能够通过向皮质骨 10 的表面同时发送超声波来产生平面波。形状检测部 40 根据平面波在皮质骨 10 的表面反射之后到达各振子 24 时的到达角度,检测皮质骨 10 表面的形状。而且,假定传播时间计算部 51 根据形状检测部 40 检测的皮质骨 10 表面的形状,计算所述传播时间。

[0176] 由此,利用用于测定声速的结构的一部分,能够检测皮质骨 10 表面的形状,所以能够简化装置从而削减费用。

[0177] 此外,本实施方式的声速测定方法包括波发送工序 (S102)、波接收工序 (S103)、假定传播时间计算工序 (S104)、波形累计工序 (S105)。在波发送工序中,向皮质骨 10 的表面发送超声波。在波接收工序中,由各振子 24 接收来自该皮质骨 10 的超声波。在假定传播时间计算工序中,根据该皮质骨 10 内的声速的假定值、该皮质骨 10 的表面形状计算在波发送工序发送的超声波在皮质骨 10 的表面附近传播之后到达各振子 24 为止的传播时间。在波形累计工序中,根据多个振子 24 中至少 2 个振子输出的波形信号,求出成为所述传播时间的妥当性的指标的累计波形的包络线的振幅。而且,通过使声速假定值变化并反复假定传播时间计算工序和所述波形累计工序 (S104 ~ S106 的循环),求出多个声速假定值各自情况的累计波形,通过比较所述各个情况的累计波形的包络线的振幅,求出皮质骨 10 内的声速 (S107)。

[0178] 即,通过判断传播时间的妥当性,能够判断计算该传播时间时所假定的声速的值是否正确,所以由此能够求出皮质骨 10 内的声速。这里,在判断传播时间的妥当性时,因为不需要严密地检测接收波形的峰值,所以即使接收波形中含有噪声也能够适当地求出声速。此外,因为根据来自多个振子 24 的波形信号判断传播时间的妥当性,所以能够减弱噪声的影响。而且,实行多个声速的假定值,在传播时间最妥当时,能够采用计算该传播时间时的声速的假定值作为被测体内的声速的测定值。

[0179] 此外,本实施方式的声速测定方法采用以下的方法。即,在波形累计工序中,使所述多个波接收部中至少 2 个波接收部输出的波形信号移动与所述传播时间对应的时间,求出对该移动后的波形信号彼此进行累计后的累计波形,求出该累计波形的包络线的振幅。

[0180] 即,累计多个振子 24 输出的波形信号彼此时,在波形的峰值位置一致时最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值,并减少其他噪声的影响。在上述结构中,在假定到达时间计算工序所假定的声速正确时,所累计的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在振子 24 输出的波形信号中含有噪声时,通过调查累计波形,能够判断声速的假定值是否正确。

[0181] 此外,本实施方式的声速测定工序包括检测皮质骨 10 的表面形状的形状检测工序 (S101)。而且,在假定传播时间计算工序中,根据所述表面形状计算传播时间。

[0182] 由此,可以考虑皮质骨 10 表面的实际形状来计算假定传播时间,所以即使在例如皮质骨 10 表面是曲面状的情况下,也可以精度良好地求出声速。

[0183] 下面,说明上述实施方式的骨强度诊断装置 1 的变形例。

[0184] 该变形例涉及的骨强度诊断装置具备波形乘法部作为妥当性指标值计算部。即,

在上述实施方式中,作为妥当性指标值计算部的波形累计部 52 使各振子 24 的波形信号根据假定传播时间移动,并累计移动后的波形信号彼此从而求出累计波形。对于该点,本变形例的波形乘法部构成为根据假定传播时间使各振子 24 的波形信号移动,将移动后的波形信号彼此相乘从而求出乘法波形,并根据该乘法波形求出妥当性指标值。

[0185] 如以上说明的那样,在该变形例涉及的声速测定装置中,波形乘法部使多个振子 24 中至少 2 个振子输出的波形信号分别移动与假定传播时间对应的时间,并求出将该移动后的波形信号彼此相乘所得的乘法波形,根据该乘法波形来求出妥当性指标值。

[0186] 此外,在采用了该变形例涉及的声速测定装置的声速测定方法中,作为妥当性指标值计算工序,代替上述实施方式的波形累计工序而进行波形乘法工序。即,在波形乘法工序中,将多个波接收部中至少 2 个波接收部输出的波形信号分别移动与所述传播时间对应的时间,并求出将该移动后的波形信号彼此相乘所得的乘法波形,根据该乘法波形来求出妥当性指标值。

[0187] 即,多个振子 24 波接收部输出的波形信号彼此相乘时,波形的峰值位置一致时最加强振幅。通过利用该性质,可以仅强调希望的峰值,并减少其他噪声的影响。在上述结构中,假定传播时间计算部 51 所假定的声速正确时,相乘所得的波形信号的峰值位置一致,所以加强振幅。因此,即使在振子 24 输出的波形信号中含有噪声时,通过观察乘法波形,也能够判断声速的假定值是否正确。

[0188] 下面,说明上述实施方式的骨强度诊断装置 1 的其他变形例。

[0189] 该变形例涉及的骨强度诊断装置 1 具备的超声波收发器 90 的构造如图 15 所示。该超声波收发器 90 省略波发送专用振子,仅具备多个振子 24 以大致等间隔排列为 1 列的阵列振子 22。这里,阵列振子 22 设置为延长到上述实施方式中配置波发送专用振子 21 的位置。

[0190] 这里,在上述实施方式的骨强度诊断装置 1 中,具有以下这样的课题。即,在上述实施方式中,在检测骨表面线时,超声波对皮质骨 10 的射入点 P_{in} 附近的形状未能检测。这时因为在由形状检测部 40 检测皮质骨表面的形状时,仅能检测阵列振子 22 的正下方的形状。因此,在计算表面传播波的传播路径时,根据由骨表面线预测的线求出了射入点 P_{in} 的位置,但是在该方法中,不能求出正确的射入点 P_{in} 的位置,所以也涉及导出的声速的误差。

[0191] 因此,本变形例省略波发送专用振子,进行声速测定时的超声波的发送也由阵列振子(线性阵列(linear array))22 来进行。例如,采用振子 24a 和振子 24b 作为上述实施方式中的波发送专用振子 21 的代替。

[0192] 即,通过相邻的振子 24 错开定时而发送超声波,从而能够向倾斜方向发送超声波束。据此,阵列振子 22 不仅能兼具波发送专用振子 21 的功能,还能够以任意的角度发送超声波,所以能够对皮质骨 10 以适当的角度(临界角或临界角附近的角)照射超声波。由此,效率良好,还能降低由指向性引起的声速误差。

[0193] 而且,根据上述那样地构成,对皮质骨 10 射入超声波的射入点的位置总是阵列振子 22 的正下方的位置,所以根据基于形状检测部 40 的骨表面线的检测结果,能够精度良好地计算该射入点的位置。此外,本变形例的超声波收发器 90 如图 15 所示跨整个宽度配置阵列振子 22,所以测定时能够把握骨形状的整体,测定变得容易进行。

[0194] 如以上说明的那样,在该变形例涉及的声速测定装置具备的超声波收发器中,多

个振子 24 构成以等间隔排列为 1 列的阵列振子 22, 并且多个振子中至少任一个兼具上述实施方式中的波发送专用振子 21 的功能。

[0195] 由此, 能够省略波发送专用的结构, 所以能够简化装置。此外, 通过使从相邻振子 24 发送超声波的定时错开, 并调整错开该定时的间隔, 从而能够以任意的角度形成超声波束。由此, 能够对皮质骨 10 的表面以最合适的角度照射超声波。此外, 在由阵列振子 22 产生平面波从而检测皮质骨 10 的表面形状的结构的情况下, 能检测该表面形状的位置仅是阵列振子 22 的正下方的位置。因此, 在分别构成波发送专用振子 21 和阵列振子 22 的情况下, 不能检测向皮质骨表面的射入点附近的形状。对于这点, 通过振子 24 兼具作为波发送专用振子 21 的功能, 从而能够检测向皮质骨表面的射入点附近的形状。由此, 能够正确地计算传播时间。

[0196] 以上, 说明了本发明优选的实施方式及其变形例, 但是上述结构可以例如以下那样变更。

[0197] 在上述实施方式中, 说明了全部累计多个振子 24 输出的波形信号, 但是不需要一定累计全部波形信号。例如, 在预先判断出表面传播波不会到达某振子 24 的情况下, 也可以不累计来自该振子 24 的波形信号。

[0198] 此外, 例如, 直接波、来自表面的反射波、来自背面的反射波和表面传播波的峰值有成为图 16 所示的关系的情况。如图 16 所示, 表面传播波和来自表面的反射波从某位置起连续地分离, 表面传播波先到达。与此相对, 来自背面的反射波从某位置起逐渐接近表面传播波从而重叠。因此, 在图 16 的曲线图中在用虚线包围的部分最良好地含有表面传播波的信息 (在该部分, 表面传播波的峰值与其他波的峰值不重叠)。因此, 在累计波形信号时, 若仅选择包括用该虚线包围的部分的波形信号来累计, 则可以进行精度良好的声速测定。

[0199] 另外, 表面传播波和来自表面的反射波分离的位置能够根据皮质骨的表面形状进行预测, 所以可以利用在选择进行累计的波形信号时。另一方面, 表面传播波和来自背面的反射波重叠的位置难以预测。但是, 对来自表面传播波与来自表面的反射波分离的位置的全部波形信号进行累计 (对来自背面的反射波重叠的波形信号进行累计), 根据本发明的声速测定方法, 也可以抑制噪声波形的影响, 所以能够适当地导出声速。

[0200] 也可以变更为在超声波收发器侧具备上述运算部。此外, 不限于超声波收发器和装置主体分别的结构, 也可以使超声波收发器和装置主体一体化。

[0201] 在上述实施方式中, 假定传播时间计算部 51 是求出折射表面波的传播路径以及假定传播时间的结构, 但是也可以构成为求出泄露表面波的传播路径和假定传播时间。即使在该情况下, 通过累计波形信号彼此, 也能够使焦点与该泄露表面波的峰值一致, 所以能够适当地测定声速。

[0202] 形状检测部 40 根据表面反射波检测皮质骨 10 的表面形状时, 也可以根据背面反射波检测皮质骨 10 的背面形状。在该情况下, 根据表面形状和背面形状, 能够求出皮质骨厚度。所求出的皮质骨厚度可以用作骨的健全性的指标的一种。

[0203] 此外, 基于形状检测部 40 的被测体的表面形状的检测方法, 也可以代替从多个振子 24 同时进行波发送从而产生平面波的方法, 而采用例如以下的方法。即, 从阵列振子 22 的一端开始, 由一个或多个振子 24 依次进行超声波的发送。然后, 根据从进行了各个波发送之后开始到接收表面反射波为止的时间, 求出皮质骨 10 的表面形状。

[0204] 根据上述形状检测方法,因为从多个振子 24 依次发送超声波,所以在测定中多少花费时间,但是即使在被测体的表面是凹状的情况下,也可以正确地检测表面形状。另一方面,如实施方式中说明的那样,在从多个振子 24 同时进行波发送从而产生平面波的方法中,能够缩短测定时间,但是在被测体的表面是凹状的情况下,不能测定表面形状。胫骨剖面的形状各种各样,在一部分中包括凹形状的情况也有,所以在上述实施方式的骨强度诊断装置 1 中,有不能正确地求出皮质骨 10 的表面形状的情况。

[0205] 因此,特别优选构成为用产生平面波的上述实施方式的方法测定皮质骨 10 的表面形状,在产生错误时(在皮质骨 10 的剖面形状中包括凹部时),采用从阵列振子 22 的一端的振子 24 开始依次发送超声波的上述方法。

[0206] 在上述实施方式中,波形累计部 52 构成为求出累计波形的包络线的振幅作为妥当性指标值,但不限于此。例如,即使是将累计波形的振幅本身作为妥当性指标值的结构,也能够检测波形信号的峰值是否加强(即,声速假定值是否正确)。此外例如,也可以构成为将累计波形的累计值(面积)作为妥当性指标值。

[0207] 此外,在上述实施方式和变形例中,构成为使波形信号移动之后求出累计波形或乘法波形,之后判断假定传播时间的妥当性,但是不限于该结构。即,也可以不使各振子 24 输出的波形信号移动,而与假定传播时间曲线(t - x 曲线)直接比较从而决定声速。在该情况下,可以原样利用波形信号,也可以进行取出振幅的处理。

[0208] 例如,将图 3 所示的波形信号的数据看做二维图像,与图 8 所示的 t - x 曲线比较,求出表示一致度的指标(妥当性指标值)。作为上述那样将波形信号和 t - x 曲线直接比较的方法,可以利用以往的数字图像处理中所用的特征提取法(一般化半变换等)、以及图案识别技术(利用了神经网络的技术等)。而且,使声速假定值变化,并且求出对图 12 所示那样的各种 t - x 曲线的一致度,采用一致度最高的 t - x 曲线的声速假定值作为声速的测定值。

[0209] 即使是以上的方法,也可以与使波形信号移动之后进行累计或乘法的方法同样地抑制噪声的影响从而进行稳定的声速测定。即,即使是在各个波形信号中含有噪声,也可以利用来自多个振子 24 的波形信号,进行上述特征提取或图案识别等,所以可以降低噪声的影响,良好地求出妥当性指标值。此外,因为是观察与 t - x 曲线的一致度的结构,所以即使不由波形信号严密地求出峰值位置,也可以判断假定传播时间是否妥当。

[0210] 对于软组织中的声速,也可以构成为根据软组织的厚度而变更。另外,一般而言,厚的软组织含有脂肪多,所以软组织越厚,该软组织中的声速越延迟。

[0211] 在上述实施方式中,在各振子 24 输出的波形信号中乘以了窗口函数,但是也可以省略使用窗口函数的运算。

[0212] 此外,也可以省略所述形状检测工序,例如假定皮质骨 10 的剖面轮廓形状是直线状,进行假定传播时间的计算。但是,在骨的圆周方向测定声速时,皮质骨 10 表面的剖面轮廓是曲线状,所以若如上述那样假定传播路径,则误差变大。因此,优选检测皮质骨表面的形状并根据该表面形状来进行假定传播时间的计算。

[0213] 如图 13 的曲线图所示,累计波形的包络线的振幅取得极大值的声速假定值有产生多个的情况。在该情况下,作为采用哪个作为测定值的判断材料,可以辅助性地使用累计波形的振幅成为最大的时间。图 17 是对图 13 的曲线图追加描画了累计波形的振幅成为最大的时间的曲线图。在有两个累计波形的包络线的振幅取极大值的声速假定值(如图 17

的曲线图所示)的情况下,可以认为一个是表面传播波的峰值加强而包络线的振幅变大的情况,另一个是例如来自背面的反射波的峰值加强而包络线的振幅变大的情况。如图 17 那样描画累计波形的振幅成为最大的时间(即,检测出加强的峰值的时间)时,可以容易地确认切换了被增强了的峰值。这也可以作为焦点是否与表面传播波一致的指标。

[0214] 此外,本发明的声速测定方法和声速测定装置还能够广泛地使用于测定骨以外的声速的用途。尤其,本发明的声速测定方法和声速测定装置在噪声多的环境下且在测定表面形状是非直线状的被测体的声速时极为有效。

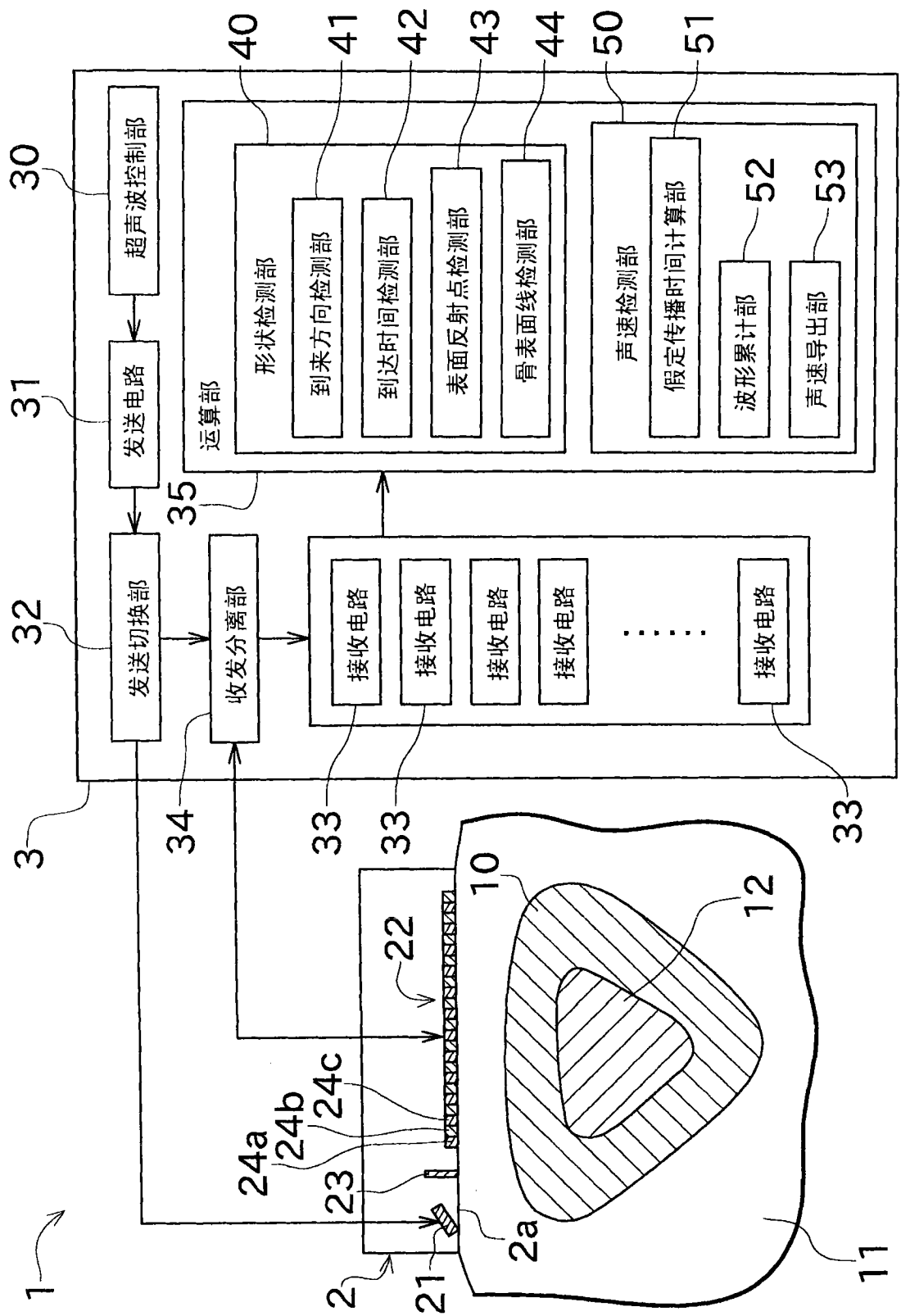


图 1

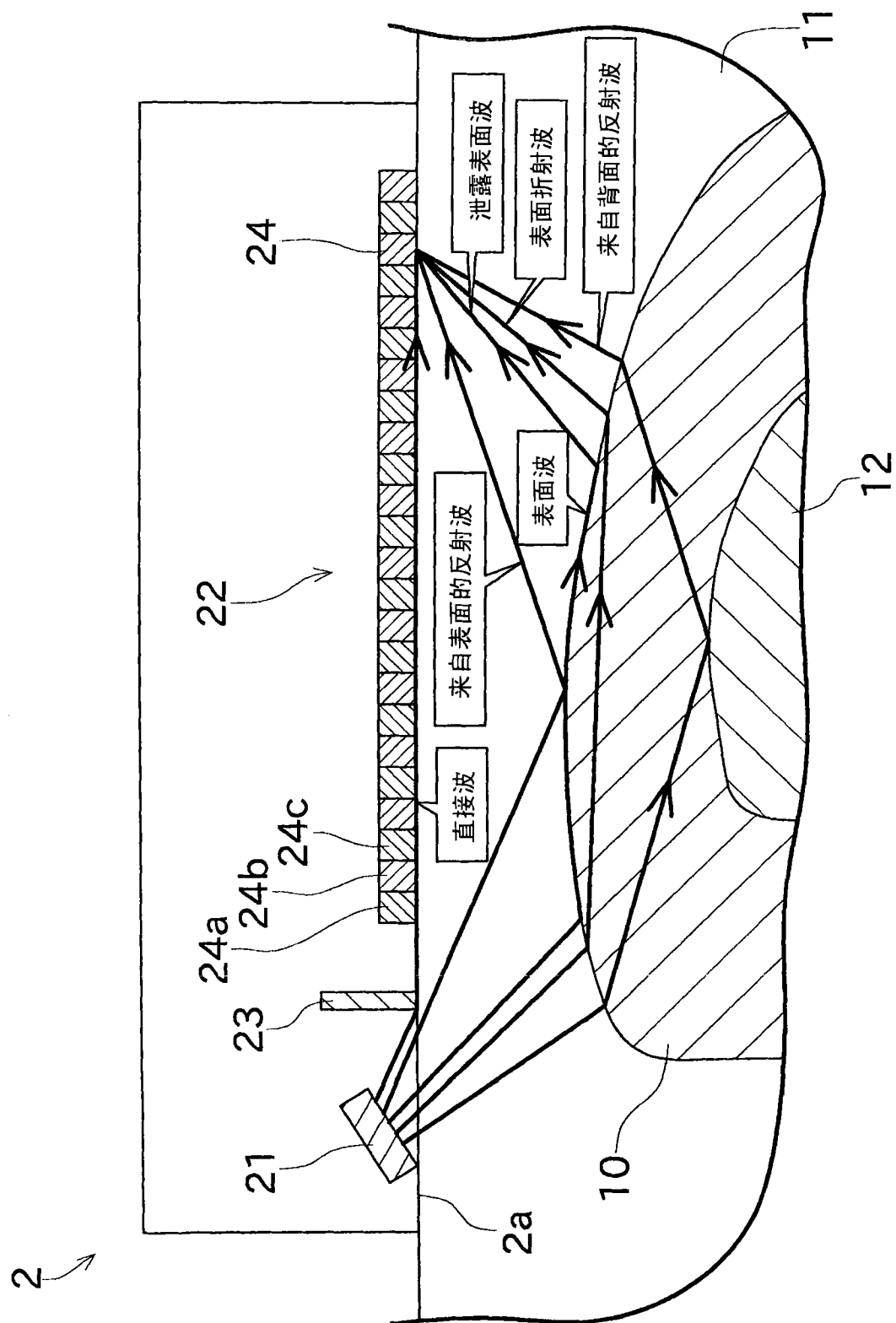


图 2

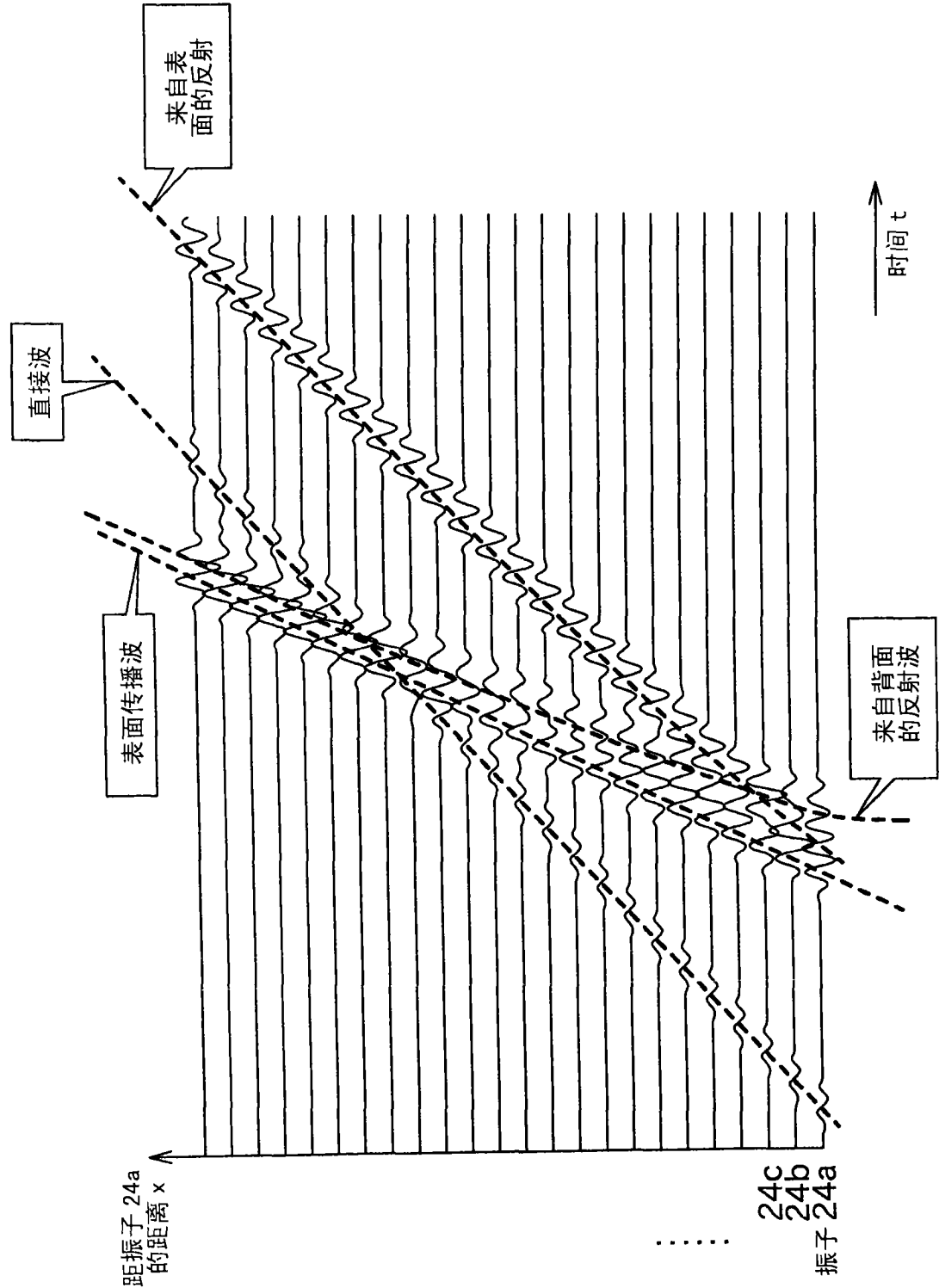


图 3

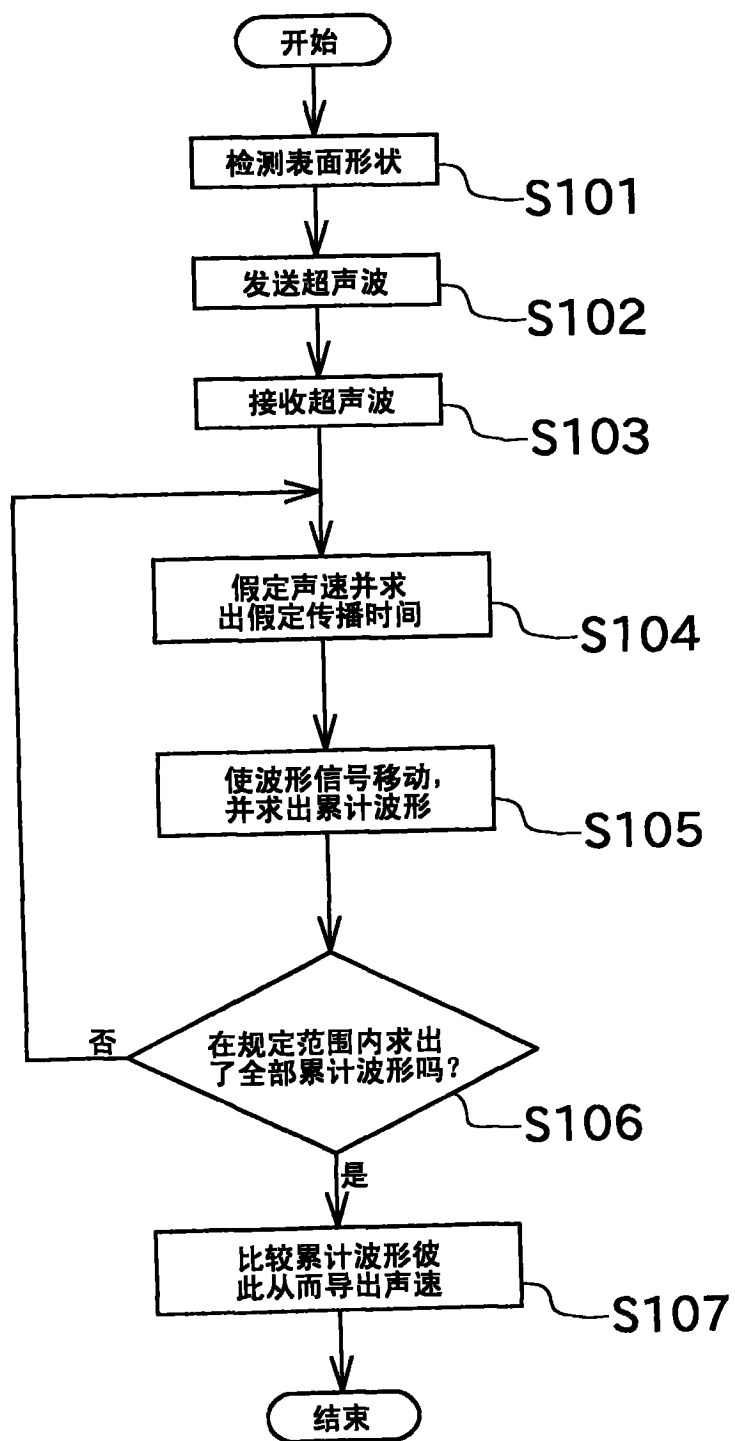


图 4

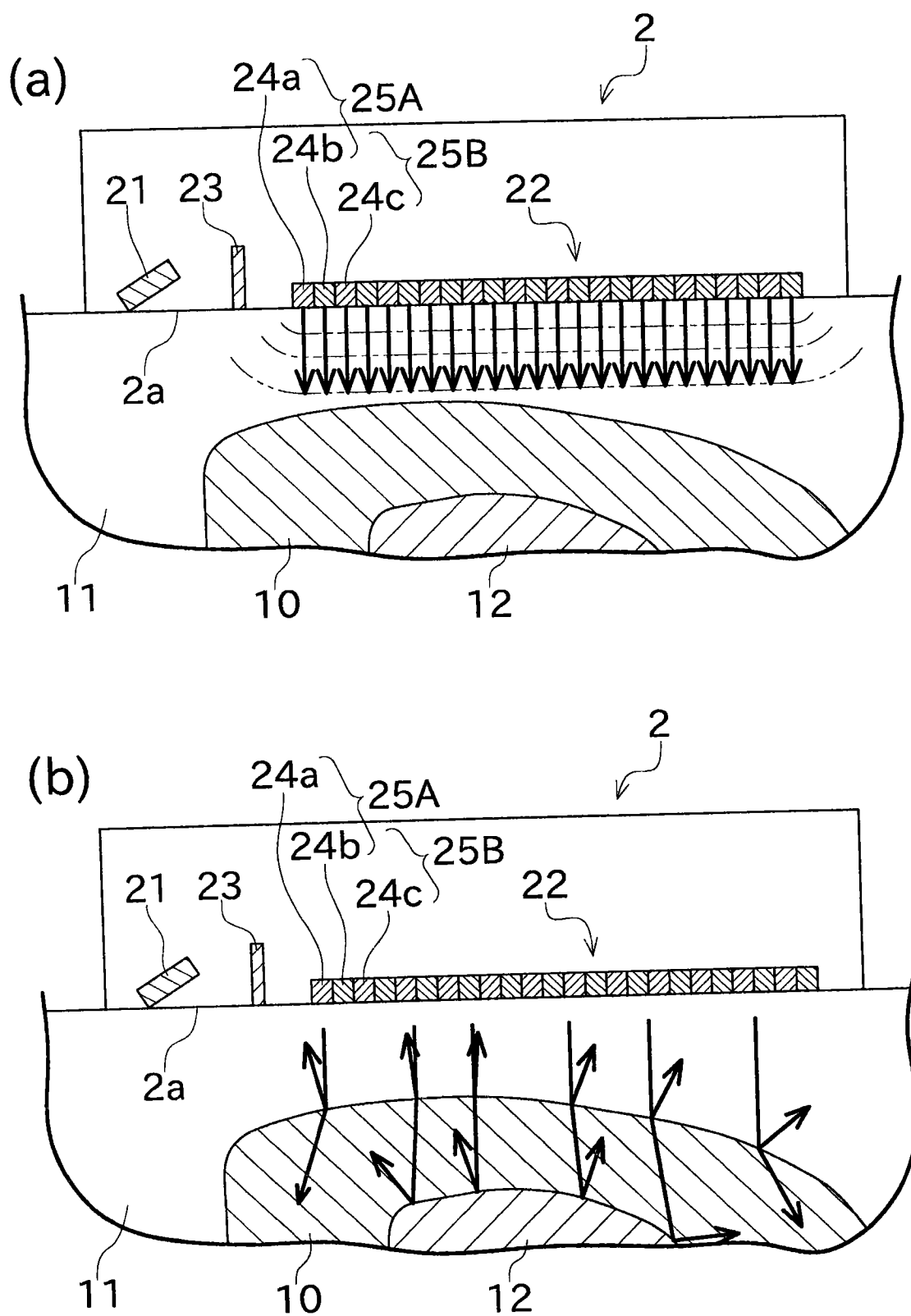


图 5

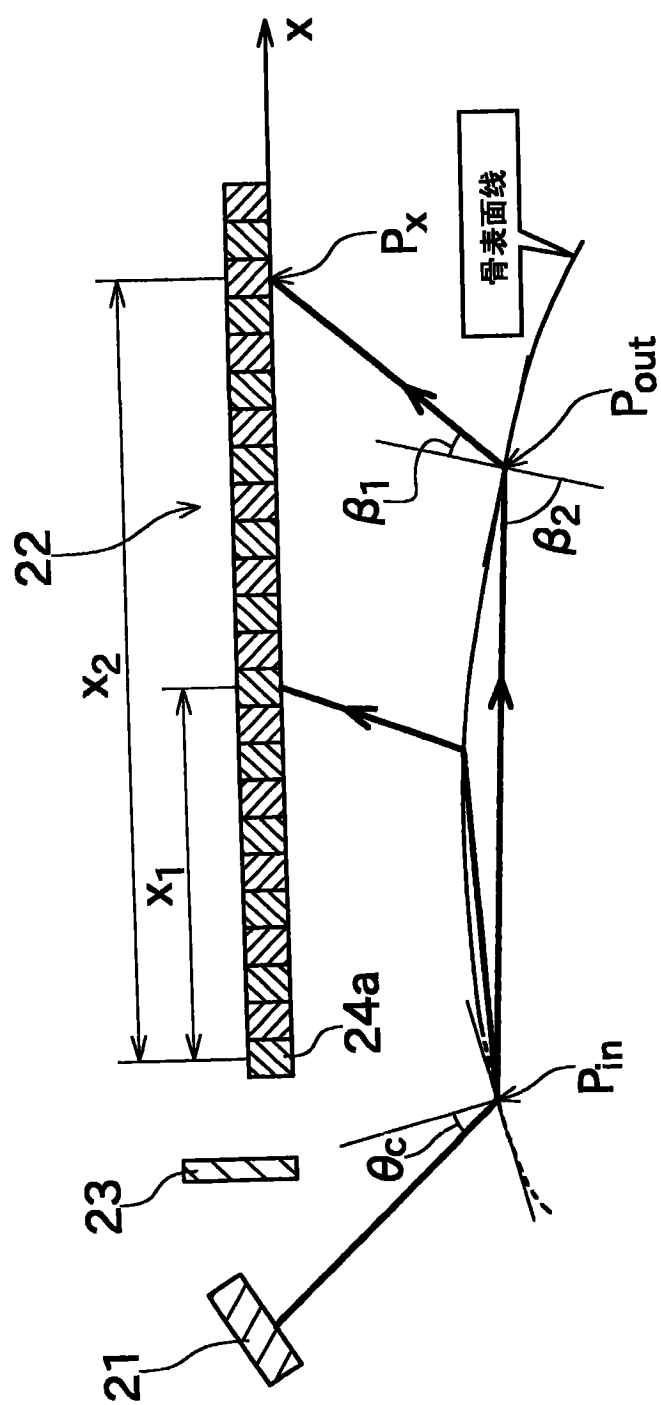


图 7

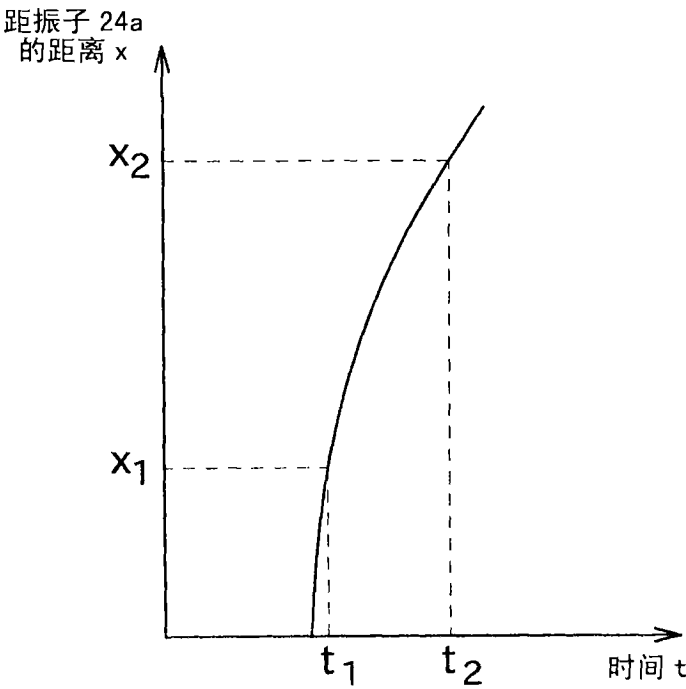


图 8

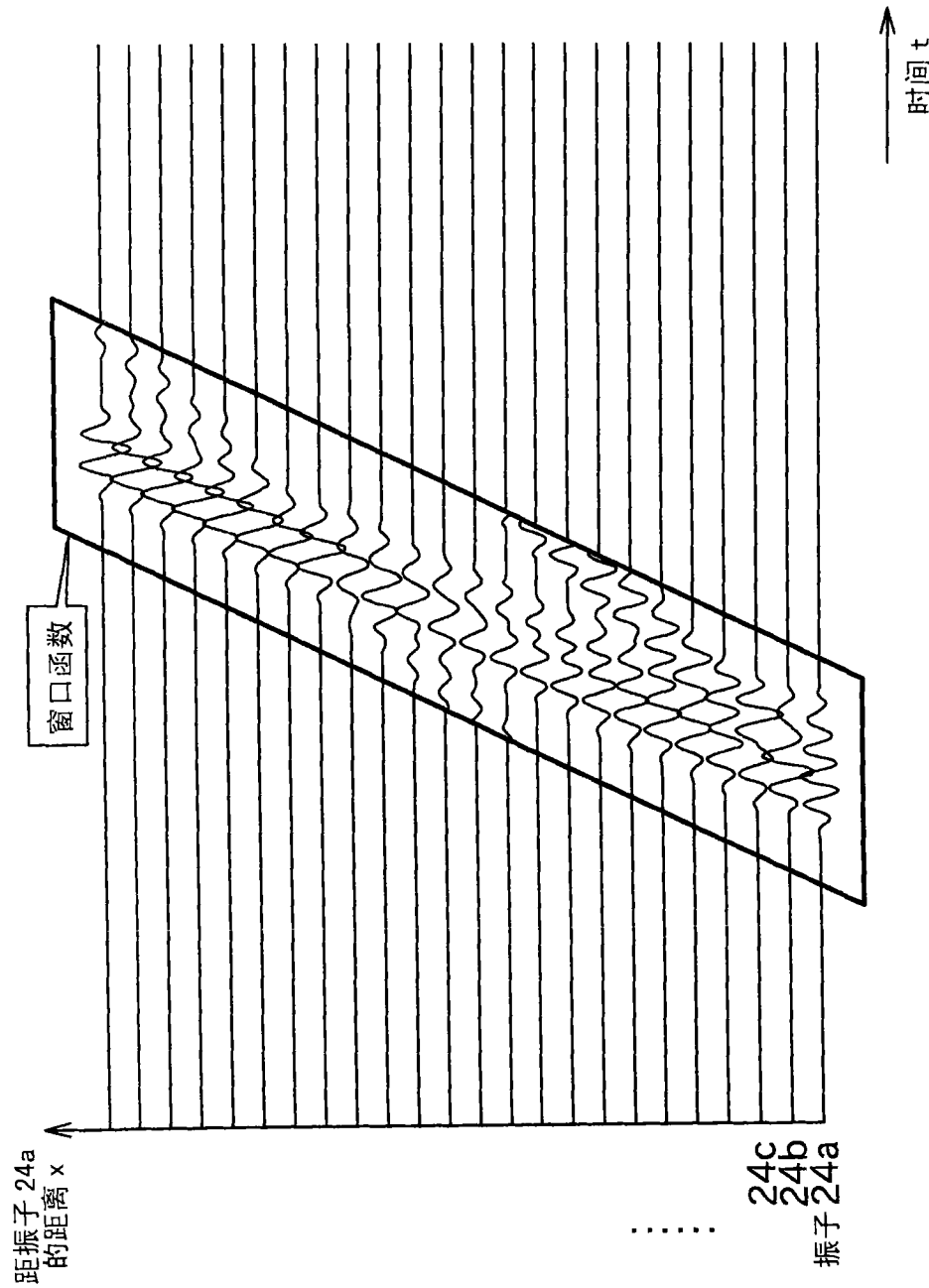


图 9

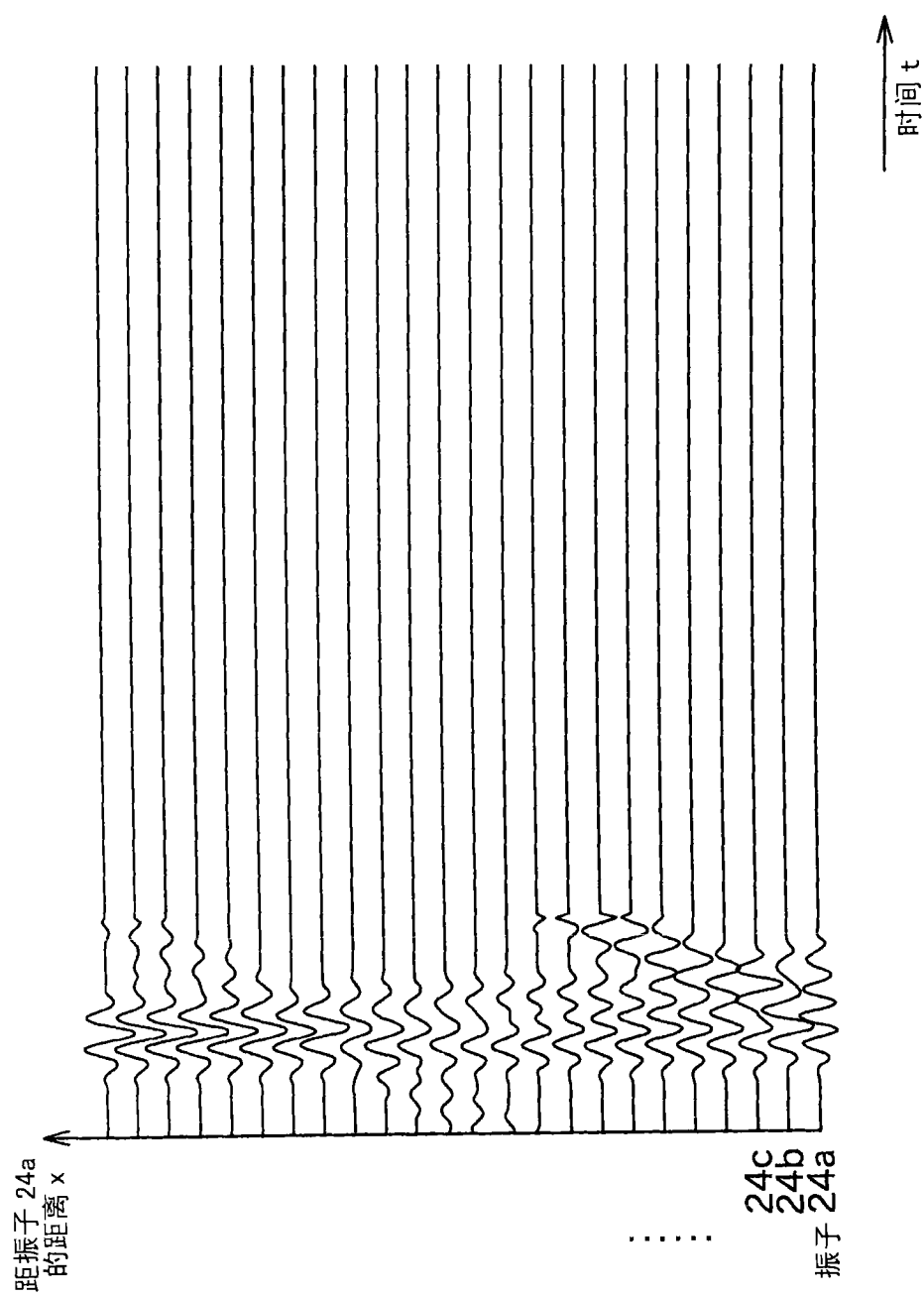


图 10

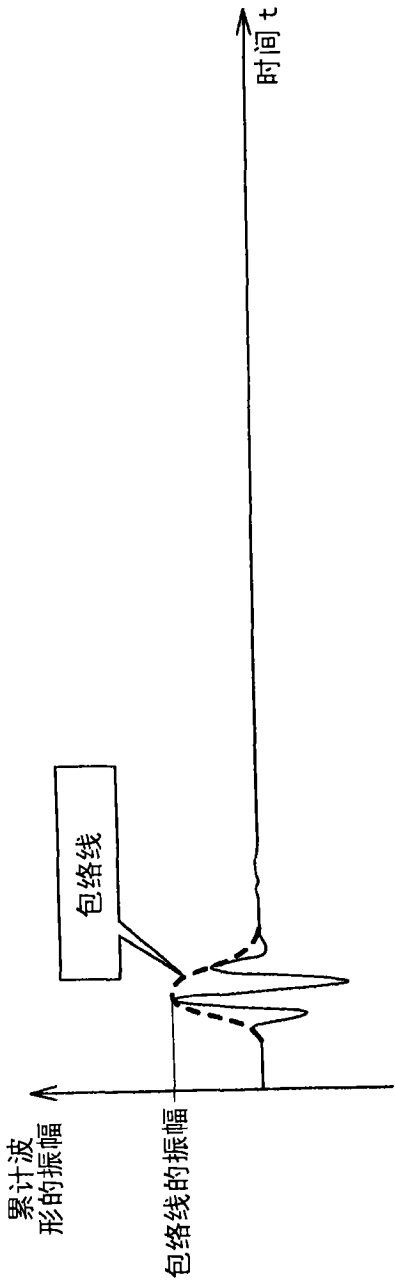


图 11

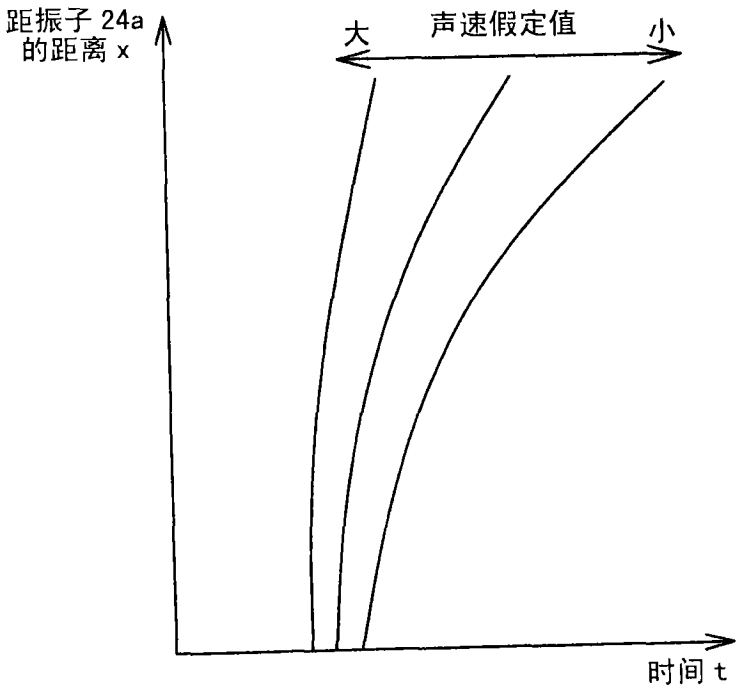


图 12

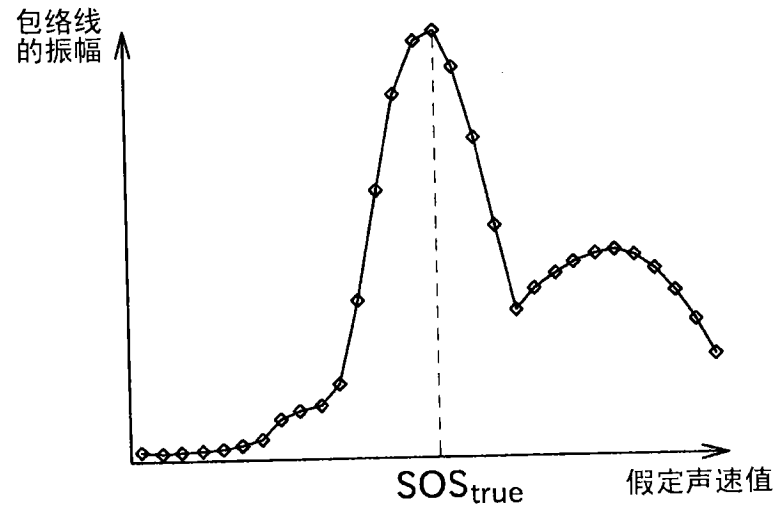


图 13

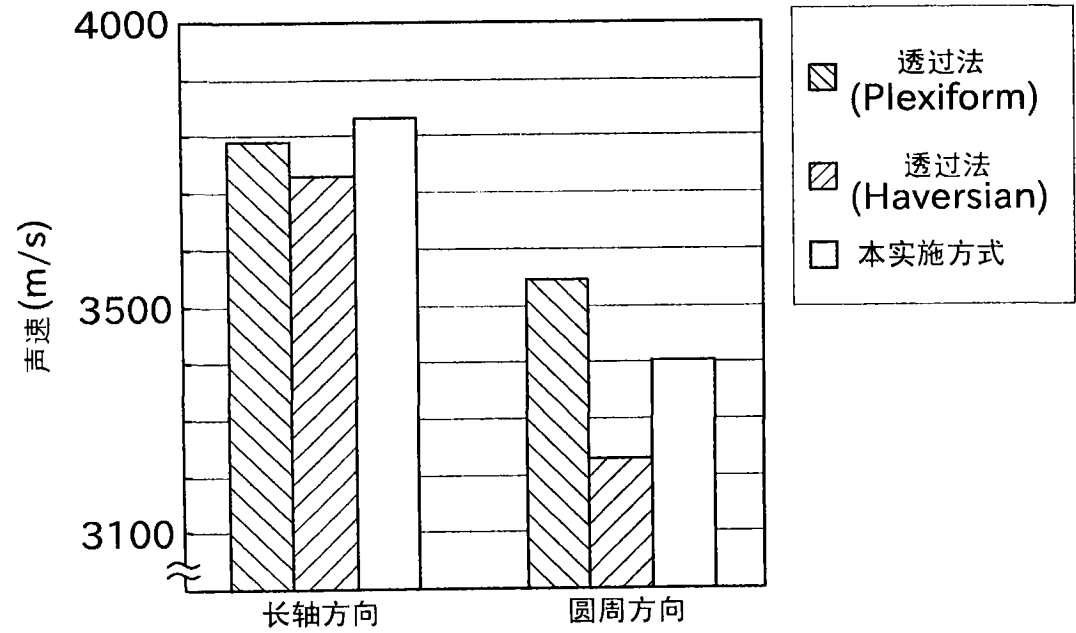


图 14

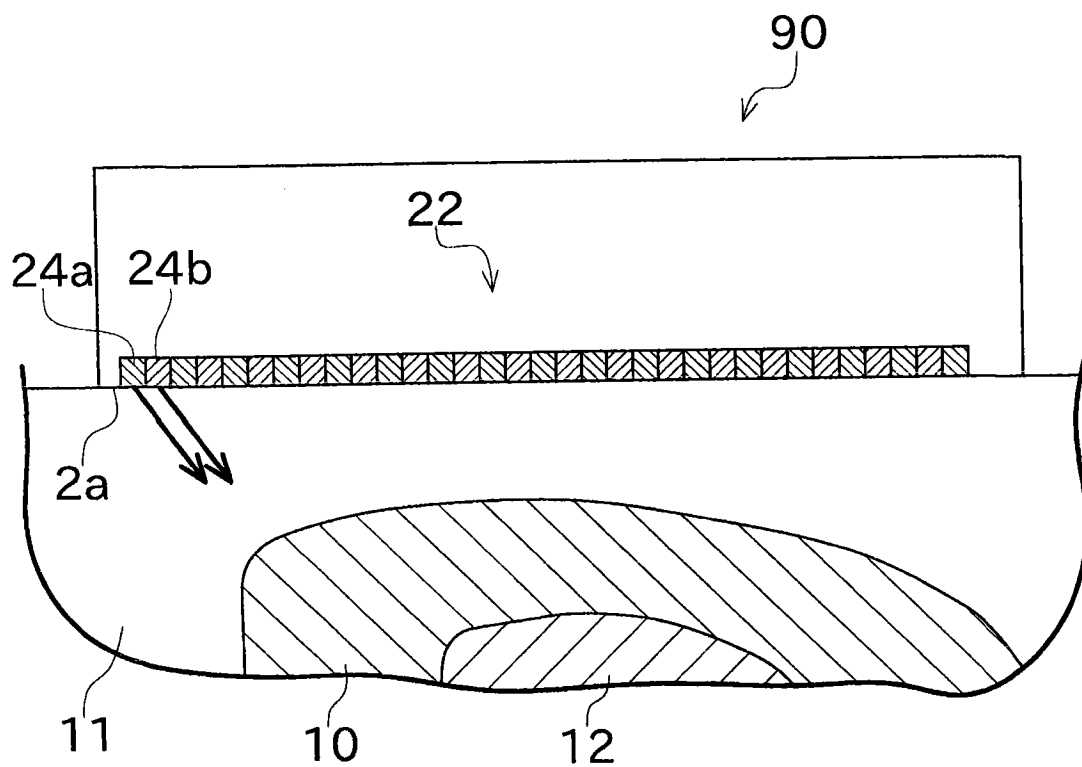


图 15

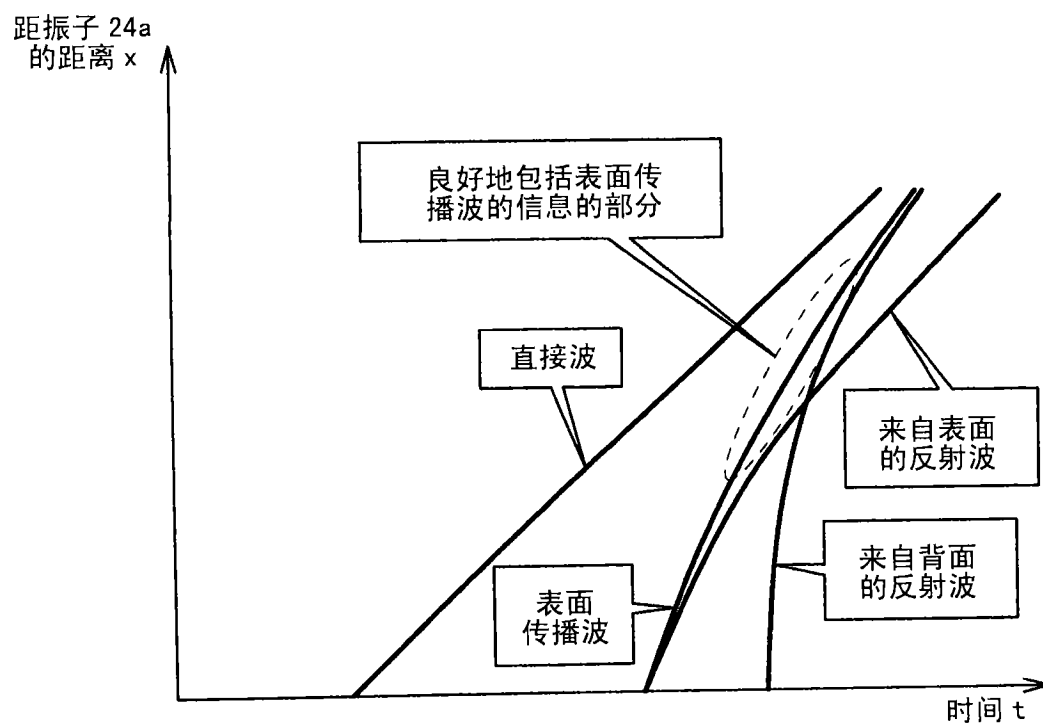


图 16

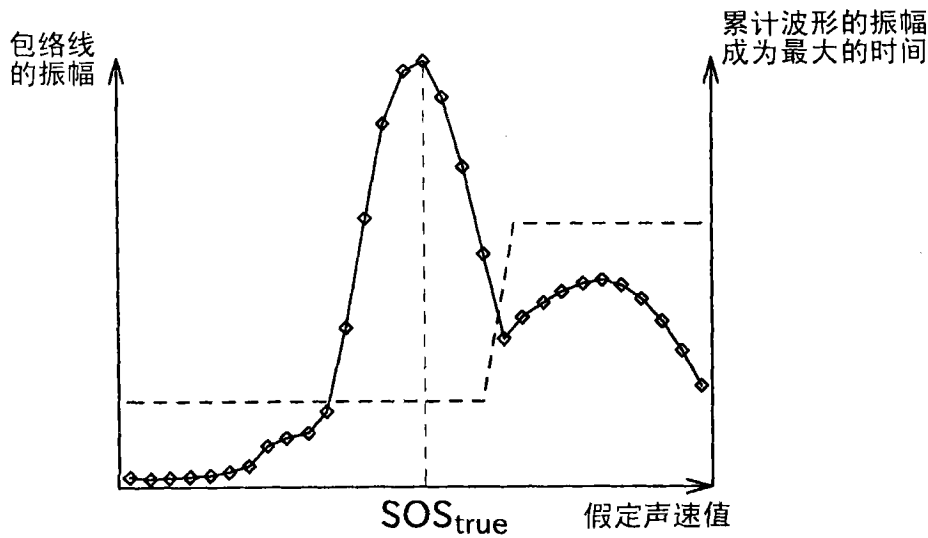


图 17

专利名称(译)	声速测定装置以及声速测定方法		
公开(公告)号	CN101865931A	公开(公告)日	2010-10-20
申请号	CN201010163281.4	申请日	2010-04-14
申请(专利权)人(译)	古野电气株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	古野电气株式会社		
[标]发明人	末利良一 克里特杜里奥 鱼留笃		
发明人	末利良一 克里特·杜里奥 鱼留笃		
IPC分类号	G01P3/64 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/0875		
代理人(译)	张远		
优先权	2009098414 2009-04-14 JP		
其他公开文献	CN101865931B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种可以正确且稳定地求出声速的声速测定装置以及声速测定方法。骨强度诊断装置具备波发送专用振子、多个振子、假定传播时间计算部、波形累计部、声速导出部。波发送专用振子向皮质骨的表面发送超声波。振子接收来自皮质骨的超声波，并输出与接收的超声波对应的波形信号。假定传播时间计算部根据该皮质骨内的声速的假定值和该皮质骨的表面形状计算波发送专用振子发送的超声波在皮质骨的表面附近传播之后到达各振子的传播时间。波形累计部求出将多个振子输出的各波形信号移动传播时间之后累计所得的波形的包络线的振幅。声速导出部根据包络线的振幅求出皮质骨内的声速。

