



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102970936 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 29

(21) 申请号 201180032787. 4

审查员 高瑞玲

(22) 申请日 2011. 06. 29

(30) 优先权数据

2010-149209 2010. 06. 30 JP

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2012. 12. 31

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/JP2011/064890 2011. 06. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/002420 JA 2012. 01. 05

(73) 专利权人 富士胶片株式会社

地址 日本东京

(72) 发明人 胜山公人

(74) 专利代理机构 中原信达知识产权代理有限

责任公司 11219

代理人 夏东栋 陆锦华

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

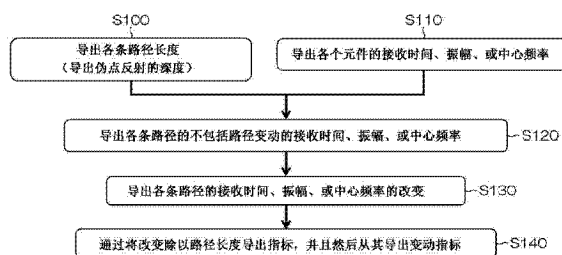
权利要求书2页 说明书19页 附图11页

(54) 发明名称

超声诊断装置和超声诊断方法

(57) 摘要

本发明提供一种超声诊断装置,包括:超声探头,进一步包括多个超声换能器,将超声波发送至被检体,接收从被检体反射的超声波,以输出超声检测信号;感兴趣区域设置单元,在被检体内设置感兴趣区域;以及变动测量单元,测量感兴趣区域中的超声波的音速变动或衰减变动。



1. 一种超声诊断装置,包括:

超声探头,包括多个超声换能器,所述多个超声换能器配置为将超声波发送至被检体并且接收从所述被检体反射的超声波,以输出超声检测信号;

变动测量单元,所述变动测量单元配置为根据关于来自所述被检体内的感兴趣点的反射超声波的各个超声换能器处的接收信号的相互关系,来测量音速变动或衰减变动,所述音速变动是在自每个超声换能器到被检体中的感兴趣点的各超声波的每条传播路径中、以及在自所述感兴趣点到每个超声换能器的各超声波的各传播路径的每条中的声速的变动,而所述衰减变动是在各传播路径的每条中的衰减或散射。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断装置,进一步包括:发送聚焦单元,所述发送聚焦单元被配置为在所述感兴趣点获得各个超声换能器处的接收信号时在所述感兴趣点处执行超声波的发送聚焦。

3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断装置,其中,所述变动测量单元被配置成,如果在感兴趣区域前面存在另一种媒质,则通过比较和分析浅区域中的各个感兴趣点处的变动指标和所述感兴趣区域中的深区域中的变动指标来测量所述被检体的音速变动或衰减变动。

4. 根据权利要求 1 或 3 所述的超声诊断装置,其中,所述变动测量单元根据在各个超声换能器处的接收信号的接收时间或相位的相互关系,来测量在被检体内的音速变动或衰减变动。

5. 根据权利要求 1 或 3 所述的超声诊断装置,其中,所述变动测量单元根据在各个超声换能器处的接收信号的振幅或频率的相互关系,来测量在被检体内的音速变动或衰减变动。

6. 根据权利要求 1 或 3 所述的超声诊断装置,其中,所述变动测量单元在根据在各个超声换能器处的接收信号的相互关系来测量被检体中的音速变动或衰减变动时,测量由从所述感兴趣点到各个超声换能器的平均声速或平均衰减导致的、接收信号的改变。

7. 根据权利要求 2 或 3 所述的超声诊断装置,还包括:判断单元,所述判断单元配置为判断各个发送聚焦的有效区域。

8. 根据权利要求 1 或 3 所述的超声诊断装置,还包括:显示单元,所述显示单元配置为显示所述音速变动或衰减变动的测量结果。

9. 根据权利要求 8 所述的超声诊断装置,还包括:

振幅图像生成单元,所述振幅图像生成单元配置为生成振幅图像,所述振幅图像利用点的亮度表示超声检测信号的振幅,

其中,所述显示单元将音速变动或衰减变动的测量结果显示为重叠在所述振幅图像上,或将所述振幅图像和所述音速变动或衰减变动的测量结果以并排布置的方式显示。

10. 根据权利要求 8 所述的超声诊断装置,还包括:

振幅图像生成单元,所述振幅图像生成单元配置为生成振幅图像,所述振幅图像利用点的亮度表示超声检测信号的振幅,

其中,所述显示单元通过变动所述振幅图像的亮度或对所述振幅图像着色来显示音速变动或衰减变动的测量结果。

11. 根据权利要求 9 所述的超声诊断装置,还包括:

显示模式切换单元,所述显示模式切换单元配置为在用于仅显示 B- 模式图像的模式、

用于显示关于重叠在 B- 模式图像上的声速或衰减变动的判断结果的模式、以及用于显示以平铺方式布置的 B- 模式图像和关于声速或衰减变动的判断结果的图像的模式之中切换显示模式。

12. 根据权利要求 10 所述的超声诊断装置,还包括:

显示模式切换单元,所述显示模式切换单元配置为在用于仅显示 B- 模式图像的模式、用于显示关于重叠在 B- 模式图像上的声速或衰减变动的判断结果的模式、以及用于显示以平铺方式布置的 B- 模式图像和关于声速或衰减变动的判断结果的图像的模式之中切换显示模式。

13. 一种超声诊断装置执行如下步骤的方法,其中,所述超声诊断装置包括超声探头,所述超声探头包括多个超声换能器,所述多个超声换能器配置为将超声波发送至被检体并且接收从所述被检体反射的超声波,以输出超声检测信号,执行的步骤为:

根据关于来自所述被检体内的感兴趣点的反射超声波的各个超声换能器处的接收信号的相互关系,来测量音速变动或衰减变动,所述音速变动是在自每个超声换能器到被检体中的感兴趣点的各超声波的每条传播路径中、以及在自所述感兴趣点到每个超声换能器的各超声波的各传播路径的每条中的声速的变动,而所述衰减变动是在各传播路径的每条中的衰减或散射。

超声诊断装置和超声诊断方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声诊断装置和超声诊断方法,并且特别是,通过使用超声波拍摄和显示待诊断的被检体的部位的超声图像并且基于被检体的感兴趣区域中的超声波的声速或衰减的改变来诊断被检体的组织特性的超声诊断装置和超声诊断方法。

背景技术

[0002] 通常已知通过使用超声波拍摄和显示待诊断的被检体的部位的超声图像的超声诊断装置,并且多种尝试被作出以测量诸如超声的声速、衰减、散射等的声学特性,以利用诸如被检体的组织的内部结构和组成的特性诊断以及组织或病变的区分的诊断。

[0003] 例如,专利文献 1 公开了以下描述的音速测量方法。当发送换能器的照射角改变时,执行通过超声波的照射,并且当接收换能器的入射角改变时,通过超声波的照射被接收,并且照射和接收之间经历的时间被测量并且存储在存储器中。另一方面,基于存储在音速存储器中的虚拟声速分布,在音速存储器上改变发送换能器和接收换能器的发送和接收波的角,以分别设置相应声音线路。比较每个要求的时间和先前存储在存储器中的经过的时间以找到误差数据。存储在音速存储器中的声速分布被校正,使得误差数据最小。利用校正后的声速分布,找到声速。

[0004] 而且,专利文献 2 公开了一种通过采用感兴趣深度附近的频带分裂检测信号之间的空间差值,提取和呈现与活体内的传播衰减相关的信息的方法。

[0005] 除了以上之外,专利文献 3 至 5 和非专利文献 1 至 3 可以列为与本申请的发明相关的传统技术。

[0006] 引用列表

[0007] 专利文献

[0008] PTL 1:日本专利申请公开 No. 5-95946

[0009] PTL 2:日本专利申请公开 No. 7-51270

[0010] PTL 3:日本专利申请公开 No. 6-105841

[0011] PTL 4:日本专利申请公开 No. 2007-7045

[0012] PTL 5:日本专利公布 No. 3-24868

[0013] 非专利文献

[0014] NPTL 1:Hiroyuki Hachiya, "Acoustic Characteristics of the Tissue and the Ultrasonic B-mode Image" (Medical Imaging Technology, vol. 21, No. 2, 2003 年 3 月)

[0015] NPTL 2:Koichi Akamatsu, "Tissue Characterization by measurement of sound velocity" (Clinical Doctor, vol. 12, no. 11, 1986 年)

[0016] NPTL 3: "Ultrasound Handbook" (Maruzen, 1999 年)

发明内容

[0017] 技术问题

[0018] 然而,据报道测量上述声速或衰减的传统方法是宏观的,并且根据病变的类型,该宏观声音特性测量方法很难掌握声音特性的微观改变。

[0019] 例如,根据非专利文献1:Hiroyuki Hachiya, "Acoustic Characteristics of the Tissue and the Ultrasonic B-mode Image" (Medical Imaging Technology, vol. 21, No. 2, 2003 年 3 月), 当肝遭受硬化并且如果肝硬化发展,坏死后组织连接在一起并且它们周围的组织变为纤维以形成节点,由此通过再生的节点代替肝小叶。例如,图 12 示出散射体的布置的示例。图 12 (A) 示出正常肝,并且每个肝小叶结构具有大约 1.0mm 至 1.5mm 数量级的随机尺寸。在如图 12 (B) 中所示的中度肝硬化的情况下,多个肝小叶结构被破坏,以形成纤维组织,并且每个节点直径增长至 3mm 至 4mm。在病变发展之后的如图 12 (C) 中所示的严重肝硬化的情况下,节点直径最多增长至约 7mm。据报道声速结构的微观改变以一种方式发生,使得节点内的声速、衰减、以及散射低于正常肝的那些,并且相反地,纤维部分的那些高于正常肝的那些。然而,相反,根据非专利文献2:Koichi Akamatsu, "Tissue Characterization by measurement of sound velocity" (Clinical Doctor, vol. 12, no. 11, 1986 年), 据报道在正常肝和硬化肝的宏观声速值之间不存在明显差异。

[0020] 从而,测量声速或衰减的传统建议的宏观方法具有存在不能掌握上述声速或衰减的结构的微观改变的可能性的问题。

[0021] 本发明考虑这些情况作出,并且具有提供超声诊断装置和超声诊断方法的目的,其能够掌握由于病理改变导致的声速或衰减的结构中的微观改变,该改变难以通过声速或衰减的绝对值的传统测量得以掌握。

[0022] 问题的解决方案

[0023] 为了实现以上目的,本申请的发明提供超声诊断装置,包括:超声探头,包括多个超声换能器,将超声波发送至被检体并且接收从被检体反射的超声波以输出超声检测信号;感兴趣区域设置单元,在被检体内设置感兴趣区域;以及变动测量单元,测量感兴趣区域中的超声波的音速变动或衰减变动。

[0024] 这样,可以掌握由于病理改变导致的声速或衰减的结构中的微观改变,该改变难以通过声速或衰减的绝对值的传统测量得以掌握。

[0025] 而且,优选地,超声诊断装置包括:感兴趣点设置单元,在感兴趣区域内设置至少一个或多个感兴趣点,并且变动测量单元基于关于来自感兴趣点的反射的波的各个超声换能器处的接收的信号接收时间的改变,测量音速变动。

[0026] 而且,优选地,变动测量单元基于关于来自感兴趣点的反射的波的各个超声换能器处的接收的信号振幅或频率的改变,测量衰减变动。

[0027] 仍然进一步优选地,变动测量单元基于感兴趣区域内的各个感兴趣点处的衰减的改变,测量衰减变动。

[0028] 仍然进一步优选地,变动测量单元通过为分别设置的声速比较以一定声速的匹配和相加得到的 RF 信号或图像,测量音速变动。

[0029] 仍然进一步优选地,超声诊断装置进一步包括:发送聚焦指令单元,使超声探头通过聚焦在感兴趣区域来发送超声波。

[0030] 仍然进一步优选地,发送聚焦指令单元预先判断各个发送聚焦的有效区域。

[0031] 这样,可以以高速执行找到音速变动或衰减变动的处理。

[0032] 而且,类似地,为了实现以上目的,本申请的发明提供一种超声诊断方法,其中,超声诊断装置执行:感兴趣区域设置步骤,用于在被检体内设置感兴趣区域;用于在感兴趣区域内设置至少一个或多个感兴趣点的步骤;用于基于关于来自感兴趣点的反射的波的各个超声换能器处的接收的信号接收时间的改变,测量音速变动的步骤;指标计算步骤,用于从音速变动计算变动指标;以及特性诊断步骤,基于所计算的变动指标来诊断组织特性。

[0033] 这样,可以掌握由于病理改变导致的声速或衰减的结构中的微观改变,该改变难以通过声速或衰减的绝对值的传统测量得以掌握。

[0034] 而且,类似地,为了实现以上目的,本申请的发明提供一种超声诊断方法,其中,超声诊断装置执行:感兴趣区域设置步骤,用于在被检体内设置感兴趣区域;用于在感兴趣区域内设置至少一个或多个感兴趣点的步骤;用于基于关于来自感兴趣点的反射的波的各个超声换能器处的接收的信号振幅或频率的改变,测量衰减变动的步骤;指标计算步骤,用于从衰减变动计算变动指标;以及特性诊断步骤,用于基于所计算的变动指标来诊断组织特性。

[0035] 这样,可以掌握由于病理改变导致的声速或衰减的结构中的微观改变,该改变难以通过声速或衰减的绝对值的传统测量得以掌握。

[0036] 仍然进一步优选地,在超声诊断方法中,进一步执行发送聚焦指令步骤,使超声换能器通过聚焦在感兴趣区域来发送超声波。

[0037] 仍然进一步优选地,在发送聚焦指令步骤中,预先判断各个发送聚焦的有效区域。

[0038] 这样,可以以高速执行找到音速变动或衰减变动的处理。

[0039] 发明的有益效果

[0040] 如上所述,根据本发明,可以掌握由于病理改变导致的声速或衰减的结构中的微观改变,该改变难以通过声速或衰减的绝对值的传统测量得以掌握,并且可以通过使用表示音速变动或衰减变动的变动指标来诊断组织特性。

附图说明

[0041] 图1是根据本发明的实施例的超声诊断装置的示意性结构的框图。

[0042] 图2(A)至图2(C)是示意性地描述测量音速变动或衰减变动的处理的示意图。

[0043] 图3是示意性地描述在从声源到元件的路径中存在两种类型的媒质的状态的示意图。

[0044] 图4是用于描述如何在混合媒质中得到路径长度和平均声速的示意图。

[0045] 图5是用于描述当存在混合媒质和另一种媒质时如何得到路径长度和平均声速的图示。

[0046] 图6是用于描述当另一种媒质不存在时如何得到音速变动和衰减变动的流程图。

[0047] 图7是用于描述当另一种媒质存在时如何得到音速变动和衰减变动的流程图。

[0048] 图8是用于描述当目标组织的声速均匀时作为接收的信号匹配和相加的结果的图像及其清晰度的图示。

[0049] 图9是用于描述当目标组织的声速不均匀时作为接收的信号匹配和相加的结果的图像及其清晰度的图示。

[0050] 图 10 是得到音速变动或衰减变动的整个处理的流程图。

[0051] 图 11 (A) 示出表示具有均匀波前的接收的信号图像, 以及图 11 (B) 示出表示具有变化的波前的接收的信号图像。

[0052] 图 12 (A) 至图 12 (C) 是用于描述肝硬化的组织特性的改变的图示。

具体实施方式

[0053] 以下参考附图详细地描述根据本发明的超声诊断装置和超声诊断方法。

[0054] 图 1 是根据本发明的实施例的超声诊断装置的示意性结构的框图。

[0055] 如图 1 中所示, 本实施例的超声诊断装置 10 是超声束从超声探头 300 被发送至被检体 OBJ, 从被检体 OBJ 反射的超声束(超声回波)被接收, 并且从超声回波的检测信号生成超声图像用于显示的装置。

[0056] CPU (中央处理单元) 100 根据从操作输入单元 200 输入的操作, 控制超声诊断装置 10 的每个块。

[0057] 操作输入单元 200 是接受来自操作者的操作输入的输入装置, 并且包括操作控制台 202 和指示装置 204。操作控制台 202 包括接受字符信息(例如, 患者信息)的输入的键盘、用于在简单地显示振幅图像(B-模式图像)的模式和显示局部声速值的判断结果的模式之间切换显示模式的显示模式切换按钮、用于作出用于在活动模式和冻结模式之间切换的指令的冻结按钮、用于作出用于电影存储器再生的指令的电影存储器再生按钮、以及用于作出用于超声图像的分析 and 测量的指令的分析和测量按钮。指示装置 204 是接受在显示单元 104 的屏幕上的区域中指定的输入的装置, 并且例如是轨迹球或鼠标。注意, 触摸板可以用作指示装置 204。

[0058] 存储单元 102 是具有用于使 CPU 100 控制超声诊断装置 10 的每个块的控制程序的存储器装置, 并且例如是硬盘或半导体存储器。

[0059] 显示单元 104 例如是 CRT (阴极射线管) 显示器或液晶显示器, 显示超声图像(运动图像和静止图像)和多种设置屏幕。

[0060] 超声探头 300 是用于被抵靠在被检体 OBJ 上使用的探头, 并且包括构成一维或二维换能器阵列的多个超声换能器 302。超声换能器 302 中的每个都基于从发送电路 402 施加的驱动信号将超声束发送至被检体 OBJ, 并且接收从被检体 OBJ 反射的超声回波, 以输出检测信号。

[0061] 超声换能器 302 中的每个都包括被配置成在压电性的材料(压电元件)的两端具有电极的换能器。作为构成该换能器的压电元件的示例, 可以使用由 PZT (锆钛酸 Pb (铅)) 制成的压电陶瓷或由 PVDF (聚偏氟乙烯) 制成的高分子压电元件等。当电信号被发送至上述换能器的电极以施加电压时, 压电元件膨胀和收缩, 并且通过压电元件的膨胀和收缩, 在每个换能器处生成超声波。例如, 当脉冲形电信号被发送至换能器的电极时, 生成脉冲形超声波。而且, 当连续波电信号被发送至换能器的电极时, 生成连续波电信号。然后, 在各个换能器处生成的超声波被结合, 以形成超声束。而且, 当超声波由各个换能器接收时, 各个换能器的压电元件膨胀和收缩以生成电信号。在各个换能器处生成的电信号作为超声波的检测信号被输出到接收电路 404。

[0062] 注意, 具有不同超声转换方案的多个类型的元件也可以被用作超声换能器 302。例

如,由上述压电元件构成的换能器可以用作用于发送超声波的元件,并且光学检测方案的超声换能器可以用作用于接收超声波的元件。在此,光学检测方案的超声换能器将超声信号转换为光信号,并且可以例如是法布里-珀罗谐振器或光纤布拉格光栅。

[0063] 接下来,描述活动模式下的超声诊断处理。活动模式是用于显示和分析以及测量通过使超声探头 300 抵靠在被检体 OBJ 上用于超声波的发送和接收获得的超声图像(运动图像)的模式。

[0064] 当使得超声探头 300 抵靠在被检体 OBJ 上并且当从操作输入单元 200 输入指令后超声诊断开始时,CPU 100 将控制信号输出到发送和接收单元 400,以开始超声束到被检体 OBJ 的发送和从被检体 OBJ 接收超声回波。CPU 100 为各个超声换能器 302 设置超声束的发送方向和超声回波的接收方向。

[0065] 而且,CPU 100 根据超声束的发送方向选择发送延迟图案,并且还根据超声回波的接收方向选择接收延迟图案。在此,发送延迟图案是将被给予驱动信号以从由多个超声换能器 302 发送的超声波在期望方向上形成超声束的延迟时间的图案数据,并且接收延迟图案是多个超声换能器 302 的接收的延迟时间的图案数据。上述发送延迟图案和接收延迟图案被预先存储在存储单元 102 中。CPU 100 从存储在存储单元 102 中的那些选择发送延迟图案和接收延迟图案,并且根据所选发送延迟图案和接收延迟图案将控制信号输出到发送和接收单元 400,以控制超声波的发送和接收。

[0066] 发送电路 402 根据来自 CPU 100 的控制信号生成驱动信号,并且将驱动信号提供给超声换能器 302。在此,发送电路 402 基于由 CPU 100 选择的发送延迟图案,延迟将被施加至各个超声换能器 302 的驱动信号。在此,发送电路 402 执行发送聚焦,其中,将驱动信号施加至每个超声换能器 302 的定时被调节(延迟),使得从多个超声换能器 302 发送的超声波形成超声束。注意,施加驱动信号的定时可以被调节,使得从多个超声换能器 302 一次发送的超声波到达被检体 OBJ 的整个成像区域。

[0067] 接收电路 404 接收并且放大从各个超声换能器 302 输出的超声检测信号。如上所述,由于各个超声换能器 302 和被检体 OBJ 内的超声反射源之间的距离变动,反射的波到达各个超声换能器 302 的时间变动。接收电路 404 包括延迟电路,其根据基于由 CPU 100 选择的声速(此后称为虚拟声速)或声速分布设置的接收延迟图案,将各个检测信号延迟反射的波的到达时间的差值(延迟时间)。接下来,接收电路 404 执行提供有延迟时间的检测信号的匹配和相加,由此执行接收聚焦处理。如果在不同于超声反射源 XROI 的位置处存在另一个超声反射源,则来自其他超声反射源的超声检测信号具有不同到达时间。从而,通过在上述接收电路 404 的加法电路处的加法,来自其他超声反射源的超声检测信号的相位被抵消。这样,来自超声反射源 XROI 的接收的信号最大,由此实现聚焦。通过上述接收聚焦处理,形成具有在焦点上的超声回波的声射线信号(此后称为 RF 信号)。

[0068] A/D 转换器 406 将从接收电路 404 输出的模拟 RF 信号转换为数字 RF 信号(此后称为 RF 数据)。在此,RF 数据包含接收的波(载波)的相位信息。从 A/D 转换器 406 输出的 RF 数据被输入到信号处理单元 502 和电影存储器 602。

[0069] 电影存储器 602 顺序地存储从 A/D 转换器 406 输入的 RF 数据。电影存储器 602 还与上述 RF 数据相关联地存储关于从 CPU 100 输入的帧率的信息(例如,反射点处的超声波的深度、扫描线的密度、以及指示视场宽度的参数)。

[0070] 信号处理单元 502 执行 STC (灵敏度时间增益控制) 以根据在反射点处的超声波的深度校正由于距离导致的上述 RF 数据的衰减, 并且然后执行包络检测处理, 以生成 B- 模式图像数据 (表示具有点的亮度 (照度) 的超声回波的振幅的图像数据)。

[0071] 由信号处理单元 502 生成的 B- 模式图像数据通过不同于正常电视信号扫描方案的扫描方案获得。为此, DSC (数字扫描转换器) 504 执行上述 B- 模式图像数据到正常图像数据 (例如, 电视信号扫描方案 (NTSC 方案) 的图像数据) 的转换 (光栅转换)。图像处理单元 506 对从 DSC 504 输入的图像数据执行多种必要图像处理 (例如, 灰度处理)。

[0072] 图像存储器 508 存储从图像处理单元 506 输入的图像数据。D/A 转换器 510 将从图像存储器 508 读取的图像数据转换为用于输出到显示单元 104 的模拟图像信号。这样, 通过超声探头 300 拍摄的超声图像 (运动图像) 显示在显示单元 104 上。

[0073] 注意, 虽然在接收电路 404 处经过接收聚焦处理的检测信号被看做 RF 信号, 但是未经过接收聚焦处理的检测信号可以看做 RF 信号。在该情况下, 从多个超声换能器 302 输出的多个超声检测信号在接收电路 404 处被放大, 并且放大的检测信号 (即, RF 信号) 在 A/D 转换器 406 处经过 A/D 转换处理, 以生成 RF 数据。并且, 上述 RF 数据被提供给信号处理单元 502 并且还被存储在电影存储器 602 中。接收聚焦处理在信号处理单元 502 处被数字地执行。

[0074] 接下来, 描述电影存储器再生模式。电影存储器再生模式是基于存储在电影存储器 602 中的 RF 数据显示和分析以及测量超声诊断图像的模式。

[0075] 当操作控制台 202 的电影存储器再生按钮被按压时, CPU 100 将超声诊断装置 10 的操作模式切换至电影存储器再生模式。在电影存储器再生模式下, CPU 100 指令电影存储器再生单元 602 再生通过操作者输入的操作指定的 RF 数据。基于来自 CPU 100 的指令, 电影存储器再生单元 604 从电影存储器 602 读取 RF 数据, 用于发送至图像信号生成单元 500 的信号处理单元 502。从电影存储器 602 发送的 RF 数据在信号处理单元 502、DSC 504 和图像处理单元 506 处经过预定处理 (类似于活动模式下的处理) 以被转换为图像数据, 并且然后经由图像存储器 508 和 D/A 转换器 510 被输出到显示单元 104。这样, 基于存储在电影存储器 602 中的 RF 数据的超声图像 (运动图像或静止图像) 被显示在显示单元 104 上。

[0076] 在活动模式或电影存储器再生模式下, 当操作控制台 202 的冻结按钮被按压, 同时超声图像 (运动图像) 正被显示时, 在按压冻结按钮时显示的超声图像在显示单元 104 上被显示为静止图像。这样, 操作者可以使感兴趣区域 (ROI) 的静止图像被显示用于观测。

[0077] 当操作控制 202 上的测量按钮被按压时, 执行通过来自操作者的操作输入指定的分析和测量。当在各个操作模式下按压测量按钮时, 数据分析和测量单元 106 从 A/D 转换器 406 或电影存储器 602 获取经过图像处理之前的 RF 数据, 通过使用 RF 数据, 执行由操作者指定的分析和测量 (例如, 组织部分的畸变分析 (硬度分析)、血流测量、组织部分的运动的测量、或 IMT (内膜中层厚度) 值的测量)。而且, 数据分析和测量单元 106 执行测量局部声速值或计算指示声速或衰减的变化的指标的处理, 以下进一步描述其详情。来自数据分析和测量单元 106 的分析和测量结果被输出到图像信号生成单元 500 的 DSC 504。DSC 504 使数据分析和测量单元 106 将分析和测量结果插入超声图像的图像数据中用于输出到显示单元 104。这样, 超声图像以及分析和测量结果被显示在显示单元 104 上。

[0078] 而且, 当显示模式切换按钮被按压时, 在用于仅显示 B- 模式图像的模式、用于显

示关于重叠在 B- 模式图像上的声速或衰减变动的判断结果(例如,根据声速或衰减变动被着色或具有变动的亮度的显示,或者使得声速或衰减变动相等的点相互连接的显示)的模式、以及用于显示以平铺方式布置的 B- 模式图像和关于声速或衰减变动的判断结果的图像的模式之中切换显示模式。这样,例如,操作者可以观测关于声速或衰减变动的判断结果,以发现病变。

[0079] 以下描述本实施例的超声诊断装置 10 的操作。

[0080] 本发明设置感兴趣区域并且测量感兴趣区域中的音速变动或衰减变动,由此诊断组织特性。在本发明中,虽然以下进一步详细描述详情,但是通过执行发送聚焦形成伪(pseudo)点反射;从各个元件的接收的数据找到从接近一定声速的接收时间的的时间差;以及从时间差的变化测量音速变动,或者从接近一定衰减的振幅的变动或频率的变动测量衰减(散射、吸收)变动。并且,所测量的变动被用于组织特性的诊断。

[0081] 图 2 示意性地示出测量音速变动和衰减变动的处理。

[0082] 图 2(A) 示出从接近一定声速的接收时间得到变动,以测量音速变动。而且,图 2(B) 示出从接近一定衰减的振幅的变动来测量衰减变动。而且,图 2(C) 示出从接近一定衰减的中心频率的变动来测量衰减变动。

[0083] 在此,在任何情况下,伪点反射都通过执行发送聚焦形成,并且从各个元件的接收的数据来测量音速变动或衰减变动。

[0084] 即,如图 2(A) 中所示,考虑来自被检体 OBJ 内的感兴趣区域 ROI 的栅格点 X 的伪点反射。在此,如图 2A 中所示,如果肝硬化发展以形成节点,则取决于超声波的传播方向发生声速或衰减的变动。

[0085] 在图 2(A) 中,在各个元件处实际测量的波前(接收时间)由实线表示,通过假设被检体 OBJ 的媒质的声速一定近似的波前由虚线表示,由此示出由于各个方位位置处的音速变动导致的接收时间的变动。

[0086] 而且,在图 2(B) 中,在各个元件处实际测量的对数压缩之后的振幅由实线表示,通过假设被检体 OBJ 的媒质的衰减一定所近似的振幅由虚线表示,由此示出在各个方位位置处的衰减(吸收和散射)变动导致的对数压缩之后的振幅的变动。

[0087] 而且,在图 2(C) 中,在各个元件处实际测量的中心频率由实线表示,通过假设被检体 OBJ 的媒质的衰减一定所近似的中心频率由虚线表示,由此示出由于在各个方位位置处的衰减(吸收和散射)变动导致的中心频率的变动。

[0088] 以此方式,通过执行发送聚焦形成的伪点反射的接收的波的接收时间、振幅、以及中心频率从假设一定声速和一定衰减获得的接收时间、振幅和中心频率具有变动。这是因为具有不同声速和衰减的媒质的混合比率在对应于各个方位位置的路径中变动。并且,从图 2 可以容易地发现,当基于路径的混合比率的变动较大时,接收时间、振幅、以及中心频率的变动在各个方位位置处较大,并且还当基于路径的混合比率的变动的空间频率较大时,接收时间、振幅、以及中心频率的变动的空间频率较大。

[0089] 从而,从来自栅格点 X 的反射的波的接收时间、振幅、以及中心频率相对于通过假设一定声速和一定衰减获得的接收时间、振幅、以及中心频率的变动的振幅和空间频率看,在感兴趣区域中,可以获得信息,该信息关于具有不同声速和衰减的媒质的混合比率的变动的振幅和空间频率。

[0090] 这样,通过判断声速或衰减的变动,这可以用于组织特性的诊断。注意,虽然肝硬化被用作在此说明的示例,但是清楚的是,本发明可以应用至任何情况,而不限于肝硬化的情况。

[0091] 以下描述得到指示音速变动或衰减变动的指标(变动指标)的处理。

[0092] 首先,描述如何得到音速变动。

[0093] 为了简化,假设当超声波从声源传播至元件时,在路径中存在两种类型的媒质。该状态在图 3 中示意性地示出。

[0094] 实际上,不像媒质 1 和媒质 2 被呈现为相互清楚地分离的图 3 中所示的状态,它们在它们的路径上以复杂方式混合。图 3 示出媒质 1 和媒质 2 每个都被聚及到一侧,使得混合比率可以被清楚地理解。

[0095] 在图 3 中, L 表示从声源到元件的总长度(路径长度), ρ_1 和 ρ_2 分别表示媒质 1 和媒质 2 的平均混合比率,而不管传播路径如何,并且 $\Delta \rho$ 表示取决于路径的上述混合比率的改变。

[0096] 现在,假设媒质 1 和媒质 2 的混合比率从 $\rho_1 : \rho_2$ 的平均混合比率偏移 $\Delta \rho$, 以变为 $(\rho_1 + \Delta \rho) : (\rho_2 - \Delta \rho)$ 。在路径的总长度 L 中,其中存在媒质 1 的长度是 $L * (\rho_1 + \Delta \rho)$ 的长度,其中存在媒质 2 的长度是 $L * (\rho_2 - \Delta \rho)$ 的长度。

[0097] 当媒质 1 中的超声波的声速被看做 v_1 并且媒质 2 中的超声波的声速被看做 v_2 时,当从图 3 的声源发出的超声波由元件接收时的接收时间 t 由以下等式给出。

[0098] $t = L * (\rho_1 + \Delta \rho) / v_1 + L * (\rho_2 - \Delta \rho) / v_2$

[0099] $= L * (1/v_1) * \rho_1 + L * (1/v_2) * \rho_2$

[0100] $+ L * \Delta \rho * ((1/v_1) - (1/v_2))$

[0101] 在此,可以发现,如果不取决于路径(不包括路径变化)的接收时间 $L * (1/v_1) * \rho_1 + L * (1/v_2) * \rho_2$ 被减去,则取决于路径的接收时间的改变由 $L * \Delta \rho * ((1/v_1) - (1/v_2))$ 给出。

[0102] 当其除以路径的总长度(路径长度) L 时,以下等式(1)被获取作为不取决于路径长度的指标。

[0103] $\Delta \rho * ((1/v_1) - (1/v_2)) \dots \dots (1)$

[0104] 然而,由于路径长度 L 中的混合比率的改变 $\Delta \rho$ 取决于路径而变动,由以上等式(1)表示的指标取决于路径变动。

[0105] 从而,如果取针对所有路径的等式(1)的值的标准偏差,则可以获得不取决于路径的变动指标。

[0106] 由于组织的病理改变导致混合比率的改变 $\Delta \rho$ 更大地变化或者 v_1 和 v_2 之间的差值变得更大,由以上等式(1)表示的变动指标是令人满意地表示变动程度的指标。

[0107] 注意,虽然给予对仅两种类型的媒质的考虑,如果存在两个或更多类型的媒质,用于两个或更多类型的指标(1)是不同媒质之中的混合比率的改变 $\Delta \rho_1, \Delta \rho_2, \dots$ 的总和,并且其变化的程度也是令人满意地表示病理改变的程度的指标。

[0108] 注意,在上述方法中,接收时间、不包括路径变动的接收时间、以及路径长度未知。

[0109] 在这些中,可以通过使用已知相位失常分析方法(例如,参考 PTL3:日本专利申请公开 No. 6-105841)找到接收时间(元件的接收时间)。对于超声探头的各个元件的接收的

信号,通过将一定信号看做参考信号,检测与其之间的相位差,并且相互比较邻近元件的相位差检测结果,并且将它们的差看做 D 。另一方面,在超声探头的各个元件号被绘制在水平轴上并且各个元件的接收的信号和参考信号 S 之间的各个相位差被绘制在垂直轴上的图形中,在从正到负(即,当以上差值 D 小于 -180° 时)的不连续性处加上 360° ,并且在从负到正(即,当以上差值 D 大于 180° 时)的不连续处减去 360° ,由此将不连续曲线改变为连续曲线。这样,可以准确地检测宽范围的相位失常。

[0110] 而且,不包括路径变动的接收时间可以划分为路径长度,以及

[0111] $1/\text{平均声速} = ((1/v_1) * \rho_1 + (1/v_2) * \rho_2)$ 。

[0112] 现在,描述如何得到路径长度 L 和平均声速。

[0113] 如图 4 中所示,假设声源在与由多个不同类型的音速媒质(混合媒质)形成的对象中的元件表面相距距离 L 的深度处。

[0114] 首先,从由图 4 中所示的声源发出的超声波的各个元件的接收的信号,通过假设到声源的媒质是均匀的,得出声速(平均声速)和深度。

[0115] 如图 4 中所示,与声源的直下方相距距离 X 的位置处的元件处的接收时间 $T(X)$ 可以由以下等式给出。

[0116] $T(x) = \sqrt{(L^2 + X^2) * ((1/v_1) * \rho_1 + (1/v_2) * \rho_2 + (1/v_3) * \rho_3 + \dots)}$ (2)

[0117] 在此,符号 $\sqrt{A}$ 表示 A 的平方根,并且 ρ_n 和 v_n 分别表示媒质 n 的混合比率和声速。而且在此,假设不包括混合比率的改变 $\Delta \rho$ 。

[0118] 由于不管传播路径如何, ρ_n 可以被认为是一定的,可以发现,从以上等式(2)唯一地找到假设均一的平均声速和深度,如以下等式(3)。

[0119] $1/\text{平均声速} = ((1/v_1) * \rho_1 + (1/v_2) * \rho_2 + (1/v_3) * \rho_3 + \dots)$

[0120] 深度 $= L$ (3)

[0121] 以上等式(3)的平均声速是上述平均声速,并且从深度 L 和元件位置 X 能够得到各条路径长度。

[0122] 即,通过总体观看各个元件的接收时间,可以得到平均声速和各条路径长度。即使包括由于各条路径导致的混合比率的改变 $\Delta \rho$,如果总体观看各个元件信号,可以认为这影响较少。

[0123] 为了得到平均声速和深度,可以使用已知图像分析方案(例如,参考 PTL 4:日本专利申请公开 No. 2007-7045)。这是假设平均速度(和深度)并且得到使得声源的图像的清晰度和对比度最大的值的方法。

[0124] 除了以上方法之外,可以使用在通过相位失常分析得到各个元件的接收时间之后,使用最小二乘法拟合以得到平均接收时间,并且找到其相关的平均声速(和深度)的方法。

[0125] 注意,虽然为了简化,在此假设仅从声源的传播,但是实际处理使得通过发送聚焦形成伪点反射。在该情况下,仅将发送传播时间添加至以上等式(2)就足够了。

[0126] 以下描述当存在非均匀层时如何得到变动指标。

[0127] 在此,如图 5 所示,当在各个元件之前存在不同于混合媒质的另一种媒质时,得到变动指标。特别地,各条路径长度和接收时间的改变通过从其排除其他媒质的影响而被得到。

[0128] 首先,为了得到各条路径长度,如图 5 中所示,局部区域被设置成使得混合媒质和其他介质之间的边界附近的部分形成下表面,并且多个栅格点设置在局部区域的该下表面上。通过得到该区域中的平均声速,得到局部区域中的声源的深度 L' 。从此,得到到于此相距距离 X' 的各个栅格点的各条路径长度。

[0129] 在此,为了找到局部区域中的平均声速(局部声速),多种方法可以如下使用。

[0130] 例如,通过将图 5 的声源看做感兴趣点,首先得到感兴趣点和局部区域的下表面上的各个栅格处的环境声速。在此,环境声速值是使得图像具有最大对比度和清晰度的声速值,并且可以通过上述图像分析方案得到。接下来,基于感兴趣点的环境声速值,计算当感兴趣点被看做反射点时的虚拟的接收的波 WX 的波形。然后,设置局部区域中的假定声速的初始值,假定声速改变一个步幅,从环境声速计算局部区域的下表面上的各个栅格点处的接收的波,并且计算虚拟合成的接收的波 $WSUM$,该虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 通过利用通过假定声速确定的延迟虚拟地结合接收的波来获得。

[0131] 接下来,计算虚拟的接收的波 WX 和虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 之间的误差。通过使用例如采用互相关的方法、通过将虚拟的接收的波 WX 乘以从虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 获得的延迟进行相位匹配和相加的方法,或者相反地使用通过将虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 乘以从虚拟的接收的波 WX 获得的延迟进行相位匹配和相加的方法,计算虚拟的接收的波 WX 和虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 之间的误差。

[0132] 在此,为了从虚拟的接收的波 WX 获得延迟,通过将感兴趣点看做反射点,当以感兴趣点处的环境声速传播的超声波到达各个元件的时间被看做延迟。而且,为了从虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 获得延迟,从邻近元件之间的合成的接收的波的相位差提取等相位线,并且等相位线可以被看做延迟,或者各个元件的合成的接收的波的最大(峰值)位置处的相位差可以简单地被看做延迟。而且,来自各个元件的合成的接收的波的互相关峰值位置可以被看做延迟。通过使用例如采用匹配和相加之后的波形的峰间值的方法或采用包络检测之后的振幅的最大值的方法得到相位匹配和相加时的误差。

[0133] 接下来,当通过使用所有假定声速值的操作完成时,判断局部区域中的局部声速。即,具有虚拟的接收的波 WX 和虚拟合成的接收的波 $WSUM$ 之间的最小误差的假定声速值被判断为局部区域中的局部声速值。

[0134] 而且,作为甚至当被检体的声速不均匀并且各个的接收时间(接收的波)不能充分接近环境声速时能够测量局部声速的方法,可以使用以下方法。

[0135] 例如,存在预先得到感兴趣区域中的感兴趣点和局部区域的下表面上的各个栅格点处的接收时间(接收的波)并且重叠通过感兴趣区域中的假定声速确定的各个栅格接收的波用于合成以形成合成的接收的波的方法,通过其比较感兴趣区域中的接收的波,由此判断局部声速。

[0136] 可替换地,在预先得到感兴趣区域中的感兴趣点和局部区域的下表面上的各个栅格点处的接收时间(接收的波)之后,通过感兴趣区域中的假定声速确定的从感兴趣点到各个栅格点的超声波的传播时间和用于元件的各个栅格接收时间的最小和被看做用于该元件的合成的接收时间,并且感兴趣点处的接收的波的接收时间和合成的接收时间可以被相互比较,以判断局部声速。

[0137] 注意,可以通过使用上述图像分析方案和相位失常分析方案得到感兴趣点和局部

区域的下表面上的各个栅格点处的接收时间。

[0138] 而且,得到局部声速的另一种方法可以如下使用。例如,类似于以上,在通过图像分析和相位失常分析方案得到局部区域的下表面上的各个栅格点的接收时间(接收的波)之后,栅格接收的波与通过感兴趣区域中的假定声速确定的延迟重叠用于合成,以形成合成的接收的波。基于从此生成的延迟,生成图像。分析该图像,以从例如清晰度最大的条件判断局部声速。

[0139] 可选方法可以如下使用。在得到各个栅格点的接收时间(接收的波)之后,通过感兴趣区域中的假定声速从感兴趣点到各个栅格点的超声波的传播时间和用于元件的各个栅格接收时间的最小和被看做用于该元件的延迟。基于该延迟,生成图像。分析该图像,以从例如清晰度最大的条件判断局部声速。

[0140] 还有的可选方法可以如下使用。类似于以上,通过图像分析和相位失常分析方案得到局部区域的下表面上的各个栅格点的接收时间(接收的波)。通过将得到的时间看做延迟,上述局部区域的下表面上的每个栅格点被认为是虚拟元件。设置通过以各个延迟进行匹配和相加获得的信号,作为各个虚拟元件的接收的信号。从各个虚拟元件的接收信号,基于感兴趣区域的假定声速生成图像。分析图像,以从例如清晰度最大的条件判断局部声速。

[0141] 注意,各个栅格点和上述局部区域的下表面取自不特别限于平面的地方,但是可以设置为感兴趣点的元件侧(朝前侧)上的任何曲面。例如,该地方设置在组织或病变的界面上。

[0142] 接下来,通过得到从由在各个元件处接收的平均声速之中的平均声速确定的接收时间的改变,对该改变执行低频切割处理以去除由于另一种媒介导致的改变,并且将各个元件位置转换为局部区域的下表面上的各个栅格位置,从而得到各个元件的接收时间的改变。由于从局部区域中的局部声速和各个栅格点处的环境声速或各个元件的接收时间,得到经由各个栅格从感兴趣点到各个元件的超声波传播路径,可以通过在相反方向上从各个元件位置沿着该传播路径的传播,作出从各个元件位置到局部区域的下表面上的各个栅格位置的转换。

[0143] 从而,将得到的改变除以各条路径长度,以获得通过上述等式(1)给出的指标,并且其标准偏差可以被看做变动指标。

[0144] 接下来,描述如何得到衰减变动。

[0145] 通过使用振幅或中心频率代替接收的信号接收时间,可以通过类似于用于声速的方案如下得到衰减变动。

[0146] 存在三种衰减:由于声波的扩展导致的扩散衰减、由于声波吸收到媒介中用于转换为热所导致的吸收衰减、以及由于活组织的散射导致的散射衰减。在这些中,吸收和扩散衰减可以由 $\exp(-\alpha x)$ 给出。在此, α 表示衰减系数,并且 x 表示传播距离。

[0147] 根据 NPTL 3:“Ultrasound Handbook”(Maruzen 1999 年),其可以假设在活组织中衰减系数 α 与 MHz 频带的频率范围中的频率近似成比例。通过与频率成比例的该衰减,高斯脉冲具有与传播距离成比例偏移的中心频率。通过使用这个,可以从中心频率的偏移得到衰减。

[0148] 接下来,以类似于声速的方式考虑衰减的变动指标。

[0149] 对数压缩之后的来自声源的各条路径的振幅 $A(x)$ 和中心频率 $F(x)$ 由以下等式

(4) 给出。

$$[0150] \quad A(x) = A(0) - L * (\alpha_1 * \rho_1 + \alpha_2 * \rho_2) - L * \Delta \rho * (\alpha_1 - \alpha_2)$$

$$[0151] \quad F(x) = F(0) - L * (\beta_1 * \rho_1 + \beta_2 * \rho_2) - L * \Delta \rho * (\beta_1 - \beta_2) \dots \dots (4)$$

[0152] 然而,关于振幅,忽略诸如扩散、发送聚焦、非线性特性和方向性的影响。在此, α 是包括取决于频率的项的衰减系数,并且 β 是由 α 和脉冲波(假设高斯脉冲)的频带确定的常数。

[0153] 在以上等式(4)中,不包括路径变动的振幅和中心频率由以下等式(5)给出。

$$[0154] \quad A(x) = A(0) - L * (\alpha_1 * \rho_1 + \alpha_2 * \rho_2)$$

$$[0155] \quad F(x) = F(0) - L * (\beta_1 * \rho_1 + \beta_2 * \rho_2) \dots \dots (5)$$

[0156] 通过从以上等式(4)减去等式(5)并且将找到的振幅的改变 $L * \Delta \rho * (\alpha_1 - \alpha_2)$ 或中心频率的改变 $L * \Delta \rho * (\beta_1 - \beta_2)$ 除以路径长度 L , 获得以下等式(6)。

$$[0157] \quad \Delta \rho * (\alpha_1 - \alpha_2) \text{ 或 } \Delta \rho * (\beta_1 - \beta_2) \dots \dots (6)$$

[0158] 这样,获得不取决于路径长度的指标。

[0159] 在此注意,通过例如以上等式(3)从平均声速得到路径长度 L 。而且,要求不取决于路径的振幅或中心频率以获得改变,并且通过关于各个元件的接收的信号振幅或频率执行拟合来得到。而且,在此,可以通过假设平均 α 或 β 基于在等式(3)中得到的声源的深度,来执行拟合。

[0160] 而且进一步,如果还考虑发送路径,将以下等式添加至等式(4)是足够的。

$$[0161] \quad -(\text{发送路径长度}) * (\alpha_1 * \rho_1 + \alpha_2 * \rho_2)$$

[0162] 而且进一步,为了当存在非均匀层时得到变动指标,得到局部区域的下表面上的各个栅格的振幅或中心频率的平均衰减的以上等式(6)中表示的改变。当得到局部区域中的平均声速时,还可以得到各条路径长度。

[0163] 虽然已经描述了如何得到音速变动和衰减变动的示例,但是存在多种得到方法。

[0164] 图6和图7共同示出当被划分为多个步骤时如何得到音速变动和衰减变动。图6示出没有另一种媒质的情况,并且图7示出具有另一种媒质的情况。

[0165] 接下来,描述通过图6中的超声诊断装置10的流程图中的处理。

[0166] 首先,在图6的步骤S100导出各条路径长度。如果可以导出感兴趣点(声源)的深度,可以导出连接感兴趣点和各个元件的各条路径长度。

[0167] 导出感兴趣点的深度的方法的示例如下。

[0168] 例如,作为从接收时间得到的方法,可以使用已知图像分析方案,以得到平均声速和到感兴趣点的深度。特别地,这些可以被得到,使得感兴趣点的图像的清晰度和对比度的特性的值最大。

[0169] 可替换地,作为从振幅得到的方法,可以考虑一种方法,其中,获得各个元件的接收的信号振幅,通过假设在以上等式(5)中的到感兴趣点的平均衰减和深度所得到的振幅被拟合至各个振幅,并且采用具有最小误差的值。然而,由于振幅不仅受衰减而且受扩散、发送聚焦、非线性特性等的影响,很难应用以上等式(5)。相反,通过利用使用PTL 5:日本专利公开 No. 3-24868 中公开的两个频率的振幅比率的方法,可以从对数压缩之后的两个频率的振幅的差值与衰减系数成比例的事实得到深度。

[0170] 而且,作为使用中心频率的方法,可以考虑一种方法,其中,获得各个元件的接收

的信号的中心频率,通过假设在以上等式(5)中的到感兴趣点的平均衰减和深度所得到的中心频率被拟合至各个中心频率,并且采用具有最小误差的值。在此,如果已知发送时的中心频率,可以准确地执行拟合。

[0171] 而且,在图6的步骤S110导出各个元件的接收时间、振幅或中心频率。

[0172] 首先,作为得到接收时间的方法,如上所述,可以使用已知的相位失常分析方案。可替换地,可以通过采用通过感兴趣点的图像分析连同平均声速预先得到的“不包括路径变动的接收时间”作为开始点,可以执行相位失常分析。

[0173] 而且,作为得到振幅的方法,存在一种方法,其中,在各个元件接收信号上执行包络检测用于到振幅信息的转换之后,获得上述接收时间处的值。在此,可以通过采用“不包括路径变动的接收时间”作为基点,获得预定范围内的峰值。

[0174] 而且,作为得到中心频率的方法,存在从各个元件的接收的信号利用上述接收时间作为基点所获取的预定范围并且在频率变换之后通过以下等式得到重心(barycenter)的方法。

[0175]
$$\int f \cdot P(f) df / \int P(f) df$$

[0176] 注意,在以上等式中, f 是频率, $P(f)$ 是在 f 处的谱密度。

[0177] 而且,中心频率可以是具有峰值谱密度的频率或半值幅的中心。可替换地,可以从通过执行检测处理获得的深度方向上的相位的梯度得到中心频率。

[0178] 以上,能够通过利用在待被得到的元件的接收信号的周围的预定开口对相关接收时间处的信号进行匹配和相加,来以减少的噪声和干扰得到振幅或中心频率。

[0179] 接下来,在图6的步骤S120导出不包括路径变动的各条路径的接收时间、振幅、或中心频率。

[0180] 首先,如果在上述步骤S100已经得到平均声速,则可以得到接收时间。可替换地,具有最小误差的曲线可以拟合至在步骤S110得到的各个元件的接收的信号。在此,由于在步骤S100处已得到连接感兴趣点和各个元件的路径长度,可以通过假设平均声速计算接收时间,以得到具有最小误差的平均声速(接收时间)。

[0181] 而且,通过将具有最小误差的曲线拟合至在步骤S110处得到的各个元件的接收的信号的振幅,来得到振幅。在此,由于在步骤S100已得到连接感兴趣点和各个元件的路径长度,可以通过假设在等式(5)中的平均衰减来计算振幅,以得到具有最小误差的平均衰减(振幅)。

[0182] 为了得到中心频率,如果在步骤S100已经得到平均衰减,则各个元件的中心频率已被同时得到。可替换地,具有最小误差的曲线可以被拟合至在步骤S110得到的各个元件的接收的信号的频率。在此,由于在步骤S100已经得到各条路径长度,可以通过假设平均衰减计算中心频率,以得到具有最小误差的平均衰减(中心频率)。在此,如果发送时的中心频率已知,则可以准确地执行拟合。

[0183] 接下来,在图6的步骤S130导出各条路径的接收时间、振幅、或中心频率的改变。这可以通过从在步骤S110处得到的接收时间、振幅、或中心频率减去在步骤S120处得到的值而得到。

[0184] 接下来,在图6的步骤S140,通过将改变除以路径长度得到指标以导出指标,并且然后从其导出变动指标。在此,各条路径的指标的标准偏差或最大值可以被看做变动指标。

[0185] 接下来,通过使用图 7 的流程图,描述当存在另一种媒质时如何得到感兴趣区域内的变动指标。

[0186] 图 7 的流程图基本类似于上述图 6 的流程图,并且与其不同之处在于,在用于各个感兴趣点的变动指标计算方法中,“各条路径”由“局部区域中的各条路径”代替,并且“各个元件的接收时间、振幅、或中心频率”由“局部区域的下表面上的值”代替。

[0187] 首先,在图 7 的步骤 S200 导出局部区域中的各条路径长度(导出伪点反射的深度)。为此,例如,如图 5 中所示,设置局部区域,使得各个感兴趣点(声源)都在上表面上,并且使得与其他媒质的边界附近的部分在下表面上,以得到局部区域中的各条路径长度。为此,首先得到局部区域中的感兴趣点的深度。作为用于这样的方法,适当地使用得到深度连同局部区域中的平均声速的方法。存在得到局部区域中的平均声速(局部声速)的多种方法。

[0188] 接下来,在图 7 的步骤 S210 处导出局部区域的下表面上的各个元件的接收时间、振幅、或中心频率的值。

[0189] 作为得到局部区域的局部接收时间的方法,局部区域的下表面上的各个栅格的接收时间(或平均声速)首先通过使用已知图像分析和相位失常分析方案被得到,并且被看做延迟。而且,感兴趣点的接收时间(接收的波)通过图像分析和相位失常分析被得到。然后,通过将各个栅格看做虚拟元件,设置通过利用各个延迟对感兴趣点的接收的波进行匹配和相加获得的信号,作为各个虚拟元件的接收信号。然后,对各个虚拟元件的接收的信号执行相位失常分析,以得到感兴趣点的局部接收时间。可替换地,通过将各个栅格看做虚拟元件,作为各个虚拟元件的局部接收时间,采用在每个都通过从感兴趣点的各个元件的接收时间减去延迟获得的时间中的最迟时间。

[0190] 可替换地,通过认为局部区域的下表面上的各个栅格的接收的波是相同的,限定典型的接收的波,并且利用局部区域的下表面上的各个栅格中典型的接收的波执行去卷积,得到感兴趣点的局部接收时间。可以对各个元件的接收的信号或对其频率空间执行去卷积处理。

[0191] 可替换地,可以对局部接收时间进行搜索,使得感兴趣点的接收时间(接收的波)与从局部区域的下表面上的各个栅格的接收时间(接收的波)和从感兴趣点到各个栅格的传播时间(局部接收时间)所得到的感兴趣点的接收时间(接收的波)之间的误差最小。存在多种最小值搜索算法。例如,可以使用拟牛顿法。

[0192] 接下来,作为得到中心频率的方法,预先得到局部接收时间或局部区域的平均声速,以及局部区域的下表面上的各个栅格的接收时间或平均声速。然后,得到感兴趣点→各个栅格→各个元件的传播路径。而且,假设发送时的中心频率已知。

[0193] 在以下过程中得到局部区域的下表面上的各个栅格→各个元件的中心频率的偏移量。

[0194] 首先,从各个栅格的各个元件的接收的信号得到中心频率(在此,可以通过以围绕待得到的元件的接收信号的预定开口在相关接收时间处执行信号的匹配和相加,使得噪声和干扰减少地得到中心频率)。关于栅格,由以下等式表示的值是在一种方式的中心频率的偏移。

[0195] $(\text{中心频率}[\text{中心元件的接收的信号}] - \text{中心频率}[\text{在发送时}]) / 2$

[0196] 通过从(中心频率[各个元件的接收的信号]-中心频率[在发送时])减去以上值获得的值表示由于栅格→各个元件的传播路径的衰减导致的中心频率的偏移量。

[0197] 甚至当发送时的中心频率未知时,如果均匀衰减被假设用于栅格→各个元件的所有路径,则可以得到衰减系数,并且可以得到偏移量(然而,当发送时的中心频率已知时,实现较高准确度)。

[0198] 通过从感兴趣点的各个元件的中心频率减去各个栅格→各个元件的中心频率的偏移量,得到各个栅格处的中心频率。

[0199] 接下来,作为得到振幅的方法,从中心频率的偏移量预先得到各个栅格→各个元件的衰减,并且还预先得到各个栅格→各个元件的传播路径。从各个元件的振幅,校正各个栅格→各个元件的衰减,以得到各个栅格的振幅。

[0200] 接下来,在图7的步骤S220导出不包括路径变动的局部区域的接收时间、振幅、或中心频率。

[0201] 作为得到接收时间的方法,从在步骤S200得到的平均声速和路径长度得到接收时间。可替换地,可以通过拟合在步骤S210得到的各个栅格的接收时间处具有最小误差的曲线,得到接收时间。在此,由于在步骤S200已经找到连接感兴趣点和每个栅格的路径长度,可以通过假设平均声速来计算接收时间,以找到具有最小误差的平均声速(接收时间)。

[0202] 作为得到振幅的方法,通过将具有最小误差的曲线拟合至在步骤S120得到的各个栅格的振幅,可以得到振幅。在此,由于在步骤S200已得到连接感兴趣点和各个栅格的路径长度,可以通过假设等式(5)中的平均衰减来计算振幅,以得到具有最小误差的平均声速(振幅)。

[0203] 作为得到中心频率的方法,通过将具有最小误差的曲线拟合至在步骤S210得到的各个栅格的中心频率,得到中心频率。在此,由于在步骤S200已得到各条路径长度,可以通过假设平均衰减来计算中心频率,以得到具有最小误差的平均声速(中心频率)。

[0204] 以下,步骤S230和S240的处理类似于不具有上述另一种媒质的图6的步骤S130和S140的处理,并且从而在此不描述。

[0205] 注意,当存在另一种媒质时设置的局部区域的下表面可以不必须存在于图5中所示的边界附近,并且可以不是平面而是曲面。而且,为了得到局部区域的下表面上的各个栅格的接收时间、振幅或中心频率,发送焦点不仅设置在局部区域上,而且还设置在局部区域的下表面上。

[0206] 而且,存在对各个元件处接收的信号的接收时间、振幅、或中心频率执行低频切割处理以去除由于其他媒质导致的改变并且沿着各个栅格→各个元件的传播路径将各个元件位置转换到各个栅格位置,由此得到各个栅格的接收时间、振幅、或中心频率的改变的方法。

[0207] 而且进一步,不必须要求其他媒质的校正和利用路径长度的标准化。注意,元件的深度和开口的比率期望是一定的。

[0208] 为了标准化,除了路径长度之外,将被标准化的量的示例包括深度。接近深度的量的示例包括中心元件(或栅格)的接收时间和频率的偏移量。当使得感兴趣点(感兴趣区域)的深度(当存在另一种媒质时,排除其他媒质所得的深度)一定的情况下评估变动时,不求利用这些的标准化。

[0209] 而且进一步,从上述等式(3)等可以发现,声速和衰减是仅取决于独立于深度的 $\Delta \rho$ 的量。从而,声速或衰减可以被看做指标(在该情况下,看起来深度和开口的比率不相关)。

[0210] 在声速的情况下,可以基于作为以一定声速进行匹配和相加的结果的 RF 信号或通过对 RF 信号(RF 数据)执行包络检测处理获得的图像(B-模式图像)的清晰度,来得到音速变动。

[0211] 图 8 和图 9 示出作为对接收信号进行匹配和相加的结果的图像及其清晰度。

[0212] 图 8 示出当目标组织的声速均匀时的情况,并且图 9 示出当目标组织的声速不均匀时的情况。

[0213] 在图 8 和图 9 中,关于清晰度的最大值,在这些示意图中描述的示例中,在两端的声速(例如,1400m/sec 和 1650m/sec)处的清晰度的差值被用作变动指标。而且,通过考虑亮度相关性,利用最大值执行标准化。

[0214] 即,变动 $== (\Delta s1 + \Delta s2) / s_0$ 。

[0215] 除了以上之外,最大清晰度值可以被简单地看做变动指标,或者可以采用半值幅。

[0216] 而且,变动指标的示例包括以下。即,存在音速或衰减范围,其中,与各个声速或衰减的近似曲线的差值的绝对值或均方值具有最小预定比率。而且,存在邻近所测量的接收的时间、振幅或中心频率的两侧的音速或衰减范围。除了以上之外,在声速的情况下,存在其中通过匹配和相加获得的图像的聚焦指数具有最大预定比率的音速范围以及通过将开口划分为小开口并使用这些小开口中的各个所得到的声速和衰减的标准偏差。

[0217] 而且进一步,如果还包括发送路径的超声传播时间的变动、振幅的改动、或中心频率的偏移,可以想到,平均声速和平均衰减本身变得取决于感兴趣点的位置改变。从而,感兴趣区域中的各个感兴趣点的平均声速或平均衰减的变动的标准偏差可以被看做变动指标。

[0218] 接下来,描述基于空间频率的变动指标。

[0219] 虽然上述变动指标是基于接收时间、振幅、或中心频率的变化的幅度的指标,变化的空间频率被认为也改变。特别是,由于接收时间、振幅、和中心频率的变化相对于方位位置的频率被认为是改变的,变动指标可以基于该频率。

[0220] 接收时间、振幅、或中心频率的改变,当不存在另一种媒质时通过图 6 的流程图而当存在另一种媒质时通过图 7 的流程图获得。

[0221] 在此,接收时间、振幅、或中心频率的改变的幅度根据感兴趣点的深度增加。如果改变的幅度相对于各个方位位置均匀地增加,则该增加不影响频率,并且从而不要求校正。然而,改变的增加程度取决于各条路径微妙地不同,并且从而改变可以利用各条路径长度被标准化用于校正。即,通过图 6 或图 7 的流程图获得的任何改变和通过利用路径长度的标准化获得的改变可以被用作指标。

[0222] 在此,即使感兴趣点的深度不是一定的,也不要求通过使用深度或路径长度校正关于方位方向的改变的频率。然而,利用一定开口的评估是理想的。

[0223] 由此获得的指标的关于方位位置的频率分布的中心频率或频带或基于其的变量被得到作为变动指标。

[0224] 例如,在肝硬化的情况下,可以想到,通过用不均匀和大的节点代替均匀和小的肝

小叶,中心频率移动至低频侧或者使得频带扩展。从而,可以想到,硬化程度可以基于变动指标来诊断。

[0225] 中心频率通过 $\int f \cdot P(f) df / \int P(f) df$ 找到。在此, f 表示频率,并且 $P(f)$ 表示频率 f 的振幅。除此之外,作为中心频率,可以采用具有最大振幅的频率、振幅为预定最大比率的频带的中心频率、或者 $P(f)$ 的积分值为半值的频率。

[0226] 频带可以通过得到 $\int f(f-f_0)^2 \cdot P(f) df / \int P(f) df = \int f^2 \cdot P(f) df / \int P(f) df - f_0^2$ 的平方根找到。在此, f_0 表示中心频率。这可以保持为分散的。除此之外,作为频带,具有中心频率的振幅或最大振幅的预定比率的频带,或者其中以中心频率或最大振幅的频率为中心的 $P(f)$ 的积分值是全积分值的预定比率的频带。

[0227] 除了中心频率和频带之外,频率分布的畸变可以被得到作为变动指标。这可以从三次矩(tertiary moment) $\int (f-f_0)^3 \cdot P(f) df / \int P(f) df$ 找到。

[0228] 虽然以上描述了通过采用接收时间、振幅、或中心频率的改变或者路径长度的标准化的改变作为指标得到变动指标的方法,但是不是改变而是接收时间、振幅、或中心频率可以直接被看做指标。在该情况下,由于“不包括路径变动的接收时间、振幅、或中心频率”的分量包括在频率分布的超低频中。从而,当计算变动指标时,超低频分量可以被去除。

[0229] 而且,变动指标可以基于由于感兴趣点的位置导致的平均声速或平均衰减的变化空间(spatial space)被得到。在该情况下,得到感兴趣区域中的平均声速或平均衰减的二维频率分布,并且可以从其中心频率、频带或畸变得到变动指标。

[0230] 接下来,描述用于得到表示音速变动或衰减变动的变动指标的整个处理。

[0231] 图 10 是得到音速变动或衰减变动的整个处理的流程图。

[0232] 首先,在图 10 的步骤 S300 设置感兴趣区域。

[0233] 接下来,在步骤 S310,沿着感兴趣区域的各行设置预定数量的发送焦点,执行相关发送聚焦,并且通过各个元件进行接收。

[0234] 在此,为了选择对应于各个感兴趣点的发送聚焦,各个发送聚焦的有效区域可以如下预先判断。

[0235] 即,首先设置发送焦点 $No(n)$,指定行宽被添加到预定指定行 $No/$ 从预定指定行 No 减去,以设置行 $No(m)$,并且读取焦点 $No(n)$ 和行 $No(m)$ 的各个元件的接收的信号。接下来,设置设定声速 $No(k)$,对发送焦点 $No(n)$ 的行 $No(m)$ 的接收的信号执行设定声速 $No(k)$ 的接收聚焦,并且存储指标或图像。利用变化的设定声速 No 重复地执行该处理。当具有预定设定声速的处理完成时,行 No 改变,并且利用如上所述的变化的设定声速 $No(k)$,对新的一行 No 再次执行发送聚焦。

[0236] 接下来,从利用各个设定声速的所有行的指标或图像得到各个深度的环境声速(平均声速),计算深度方向上的环境声速的标准偏差,将最小点判断作为实际焦点深度,并且得到发送聚焦 $No(n)$ 的有效区域。然后,改变发送聚焦 No ,并且以与以上相同的方式得到用于下一个发送聚焦 No 的有效区域。

[0237] 注意,与各个感兴趣点相应地执行发送聚焦。

[0238] 接下来,在步骤 S320,在感兴趣区域中设置预定数量($i0$)的感兴趣点。感兴趣点的数量可以是 1,即,预定数量 $i0$ 可以是 1。

[0239] 然后,对于 $i0$ 个感兴趣点中的各个,得到表示在该感兴趣点处的音速变动或衰减

变动的变动指标。

[0240] 首先,在步骤 S330,指示感兴趣点序号的 i 被设置为 1 ($i=1$)。

[0241] 然后,在步骤 S340,选择对应于第 i 个感兴趣点的发送聚焦的各个元件的接收的数据,并且从相关数据得到表示在第 i 个感兴趣点处的音速变动或衰减变动的变动指标。

[0242] 为了得到变动指标,如果不存在另一种媒质,则通过上述图 6 的流程图中所示的方法得到变动指标。如果存在另一种媒质,则通过上述图 7 的流程图中所示的方法得到变动指标。在此,与感兴趣区域分离地,设置局部区域,并且还使用对应于局部区域的下表面上的各个栅格点的发送聚焦的各个元件的接收的数据。

[0243] 接下来,在图 10 的步骤 S350,感兴趣点序号 i 递增 1 (1 被加到 i)。在下一个步骤 S360,确定 i 是否超过感兴趣点的数量(预定数量 i_0)。

[0244] 结果,如果 i 还未超过 i_0 ,则过程返回至步骤 S340,重复得到表示上述第 i 个感兴趣点处的音速变动或衰减变动的变动指标的处理。

[0245] 另一方面,如果确定 i 超过 i_0 ,则过程进行至下一个步骤 S370。

[0246] 在步骤 S370,获得各个感兴趣点的变动指标的总和,其被用作感兴趣区域中的变动指标。

[0247] 以此方式,虽然各个感兴趣点的变动指标的总和在此被看做感兴趣区域的变动指标,代替总和,在各个感兴趣点的指标被全部收集之后,它们的标准偏差可以被看做指标的区域的变动指标。

[0248] 可替换地,如果在感兴趣区域前面存在另一种媒质,则除了上述图 7 的流程图中所示的方法之外,可以比较和分析浅区域中的各个感兴趣点处的变动指标和感兴趣区域中的深区域中的变动指标。这样,可以以简化方式得到减少其他媒质的影响的变动指标。例如,深度方向上的各个感兴趣点的变动指标的改变梯度的总和或者与浅区域中的感兴趣点处的变动指标的差分值或标准化值的总和可以被用于各行,并且可以被看做感兴趣区域的变动指标。可替换地,由于其他材料对深区域中的变动的的影响小,深区域的变动指标的总和可以被看做感兴趣区域的变动指标。

[0249] 在至今描述的示例中,在从伪点反射传播的过程中发生接收的信号的时间、振幅、或频率的变动,并且得到该变动。然而,不仅在从伪点反射的传播的过程中而且还由于在形成伪点反射时的周围环境干扰导致发生接收的信号的时间、振幅或频率的该变动。

[0250] 特别是,当由于声速、衰减或散射的不均匀导致发送聚焦不集中在一点时或者当由于散射的不均匀导致周围环境干扰大于感兴趣点时,接收的信号经历周围环境散射的干扰。结果,发生接收的信号的时间、振幅和频率的变动。

[0251] 图 11 示出变动的接收的信号的示例。

[0252] 在图 11 中,水平轴表示元件的位置,垂直轴表示接收时间,并且灰度中的各个都表示接收的信号的振幅。

[0253] 图 11(A) 示出具有均匀波前的接收的信号。波前为抛物线形状,其指示接收的信号首先到达中心元件。而且,图 11(B) 示出具有变动的波前的接收的信号。

[0254] 同样地,在本发明中,在包括由于在利用发送聚焦形成的伪点反射时声速、衰减和散射的不均匀导致发生的周围环境散射的影响的同时,测量对象。

[0255] 虽然以上描述了基于接收时间、振幅或中心频率的改变的多种音速或衰减变动指

标和基于由于感兴趣点的位置导致的平均声速或平均衰减的改变的多种变动指标,但是本发明不限于以上这些示例,并且不用说,在不脱离本发明的主旨的范围内可以使用其他多种变动指标。例如,在基于接收时间、振幅、或中心频率的感兴趣区域中的各个感兴趣点的指标被全部收集之后,作为它们的柱状图形状特征量的歪度、峰态等可以被看做变动指标。而且,在用于各个感兴趣点的指标被求平均之后,它们在感兴趣区域中的分布的标准偏差或柱状图形状特征量、或者例如均匀性、对比度、相关性或熵的来自共生矩阵等的质地特征量可以用作变动指标。

[0256] 而且,类似地,从感兴趣区域中的平均声速或平均衰减的分布,柱状图特征量、质地特征量等可以被看做可变指标。

[0257] 而且,通过不单一地采用这些特征量中的任一种而是根据多种特征量,可以通过使用例如多次递归得到变动指标。

[0258] 通过以以上方式计算表示声速或衰减的变动的指标(变动指标),可以通过使用该指标诊断组织特性。

[0259] 例如,特定病变的大量数据及其相应声速或衰减的变动被累积,并且基于这些数据,在统计上得到变动指标的值和组织特性的状态之间的对应关系,由此设置各个变动指标的阈值用于诊断组织特性。然后,在实际诊断中,变动指标通过上述方法得到,并且与预置阈值进行比较,由此诊断组织特性。这样,可以容易地诊断组织特性。

[0260] 如上所述,在本实施例中,不是测量音速或衰减的绝对值而是测量音速变动或衰减变动。从而,可以掌握由于病理改变导致的声速或衰减结构的微观改变,该改变难以通过声速或衰减的绝对值的测量掌握。

[0261] 虽然以上详细地描述的根据本发明的超声诊断装置和超声诊断方法,但是本发明不限于上述示例,并且不用说,在不脱离本发明的主旨的范围内可以执行多种改进和修改。

[0262] 参考符号列表

[0263] 10... 超声诊断装置、100... CPU、104... 显示单元、106... 数据分析和测量单元、200... 操作输入单元、300... 超声探头、302... 超声换能器、400... 发送和接收单元、500... 图像信号生成单元、502... 信号处理单元、506... 图像处理单元。

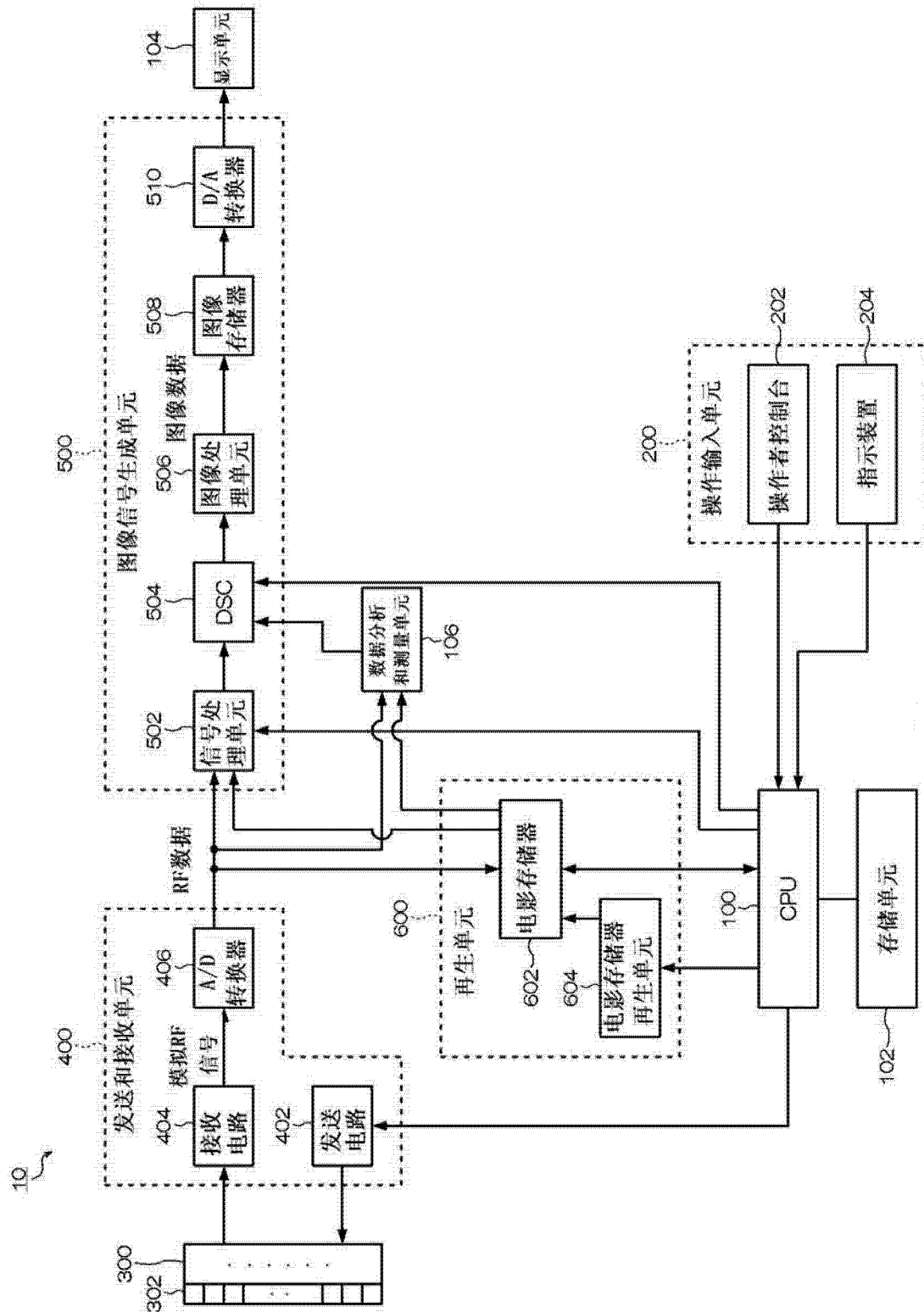


图 1

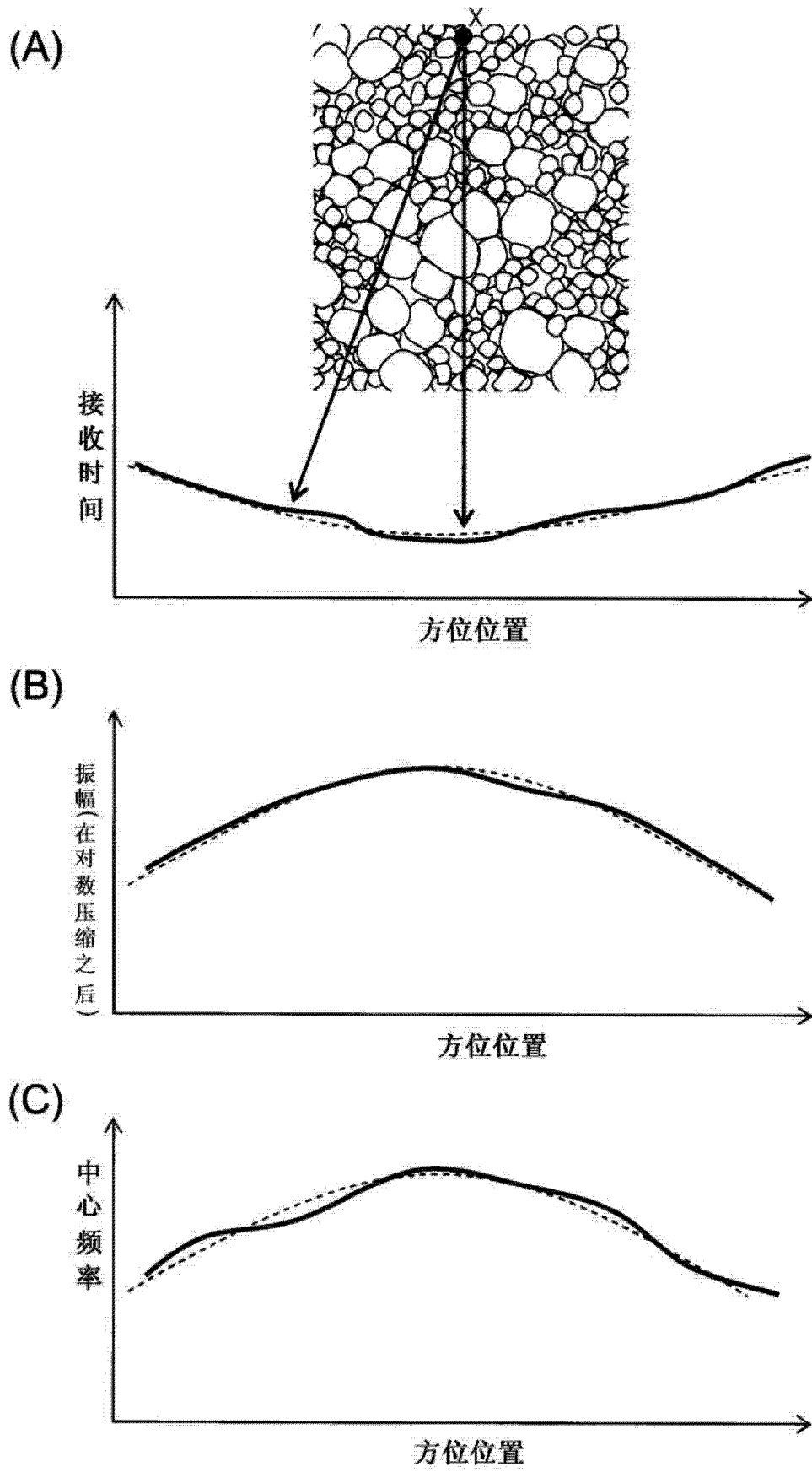


图 2

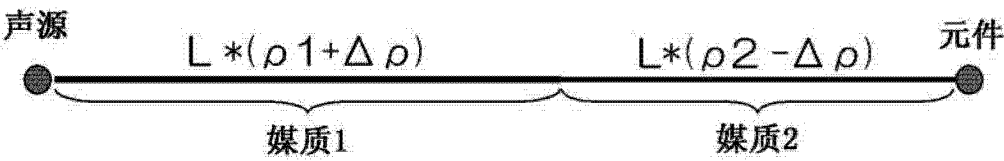


图 3

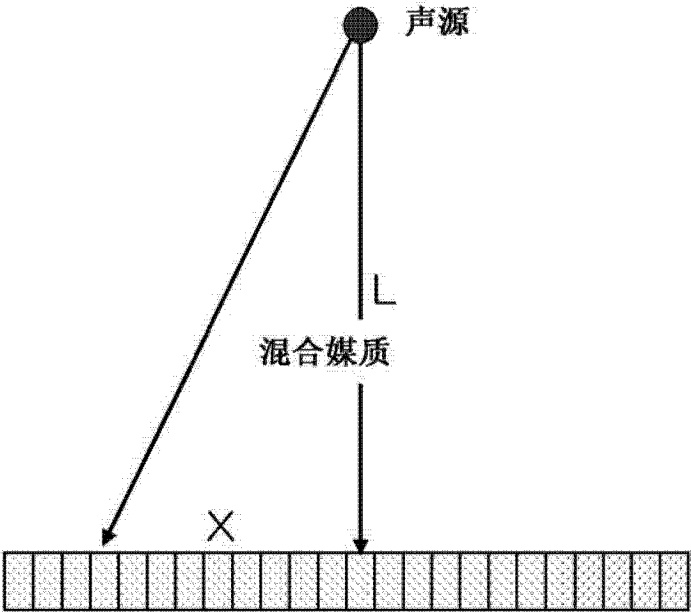


图 4

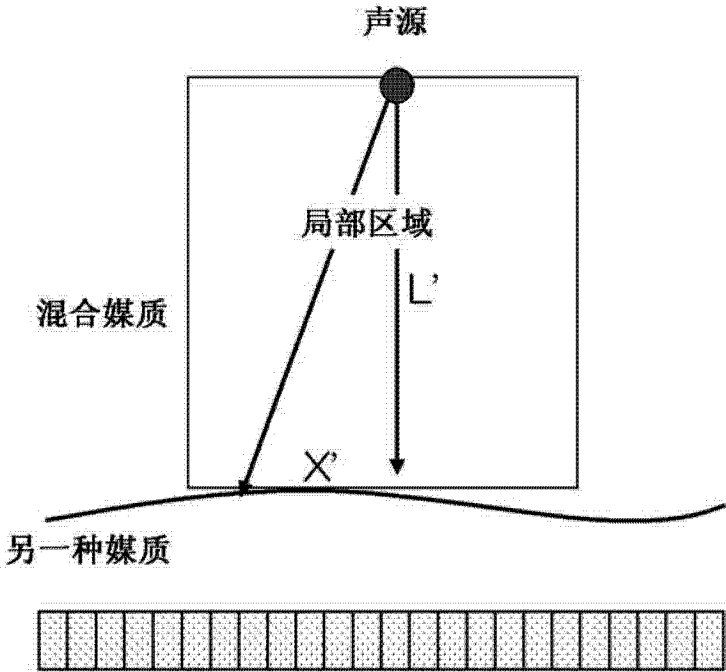


图 5

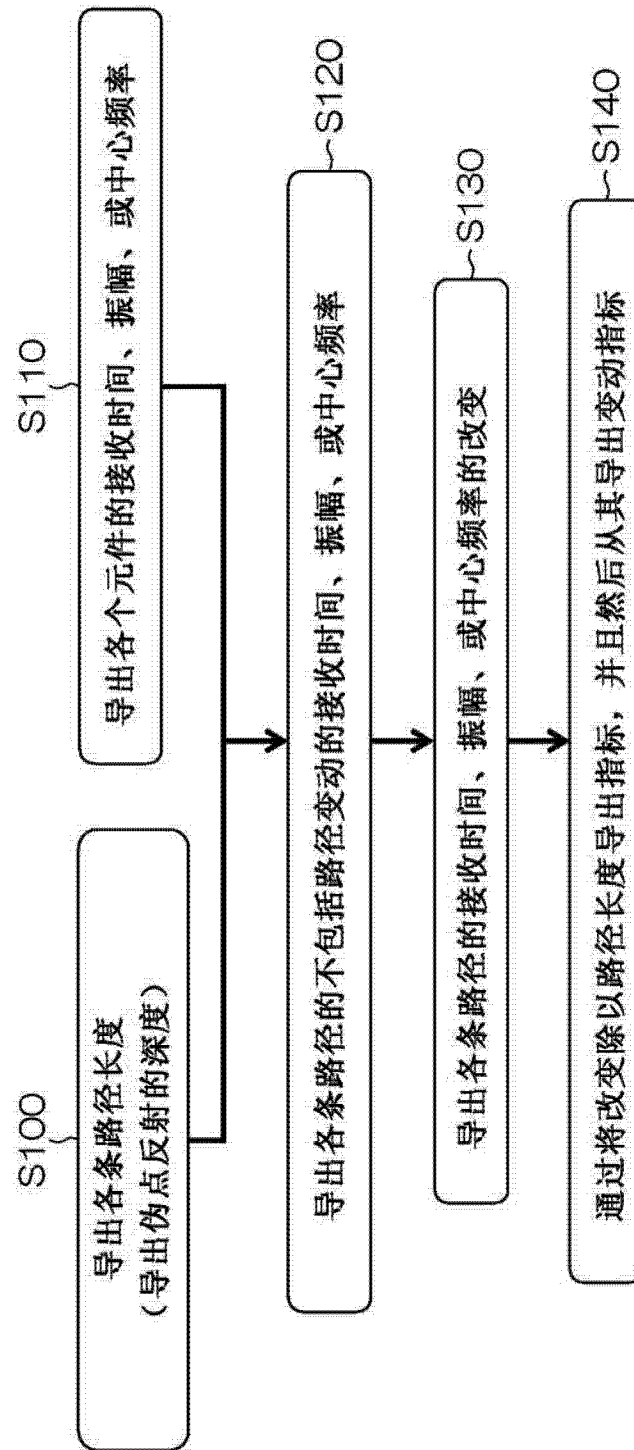


图 6

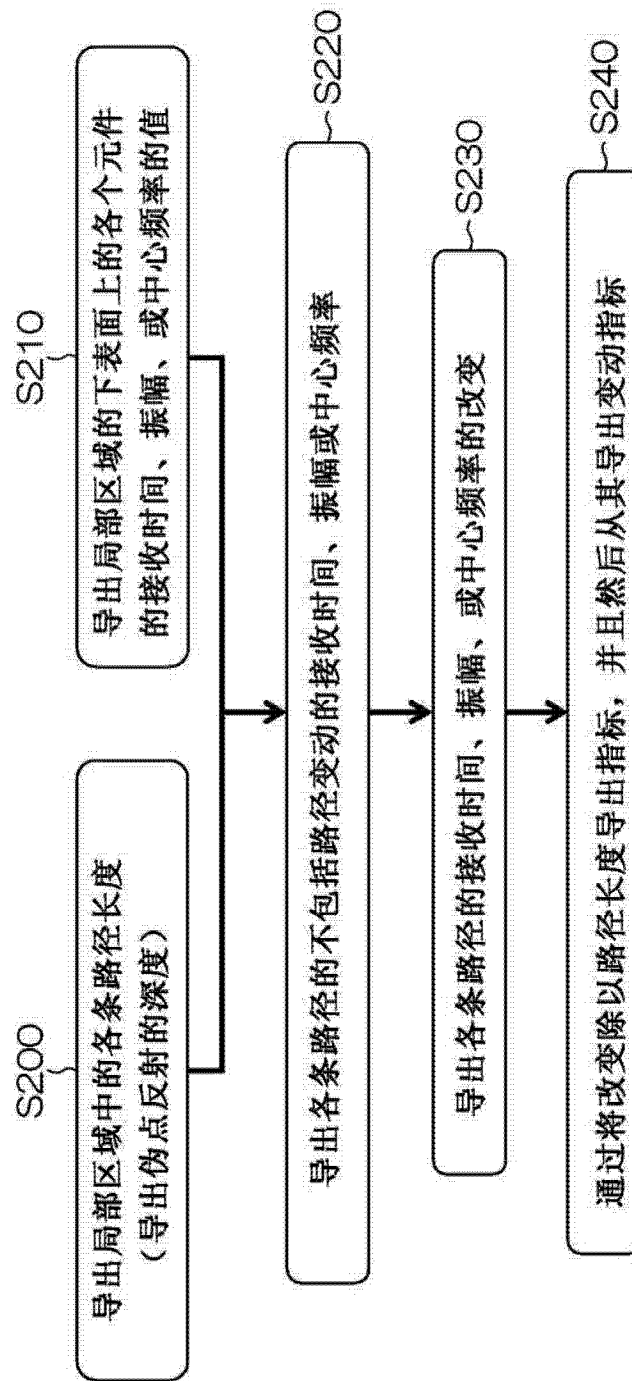


图 7

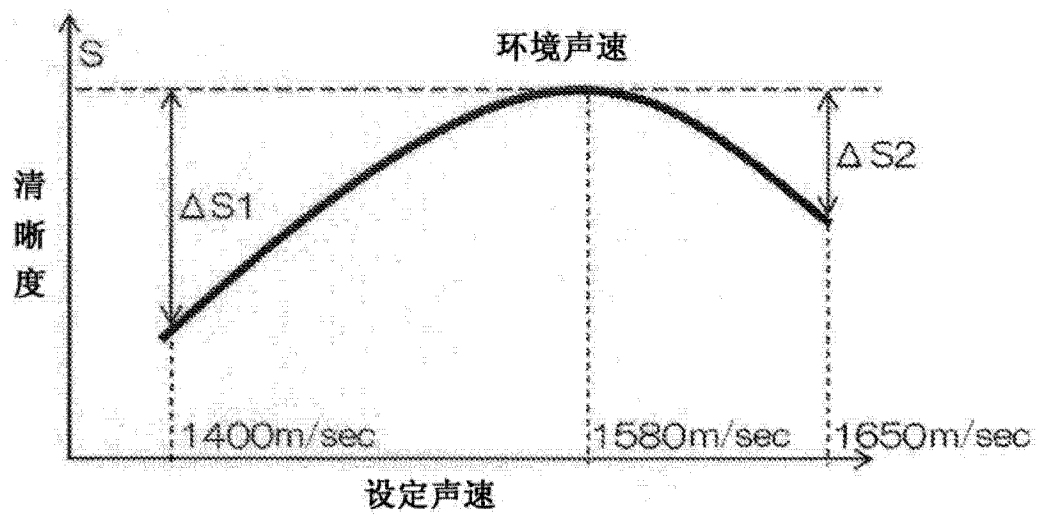
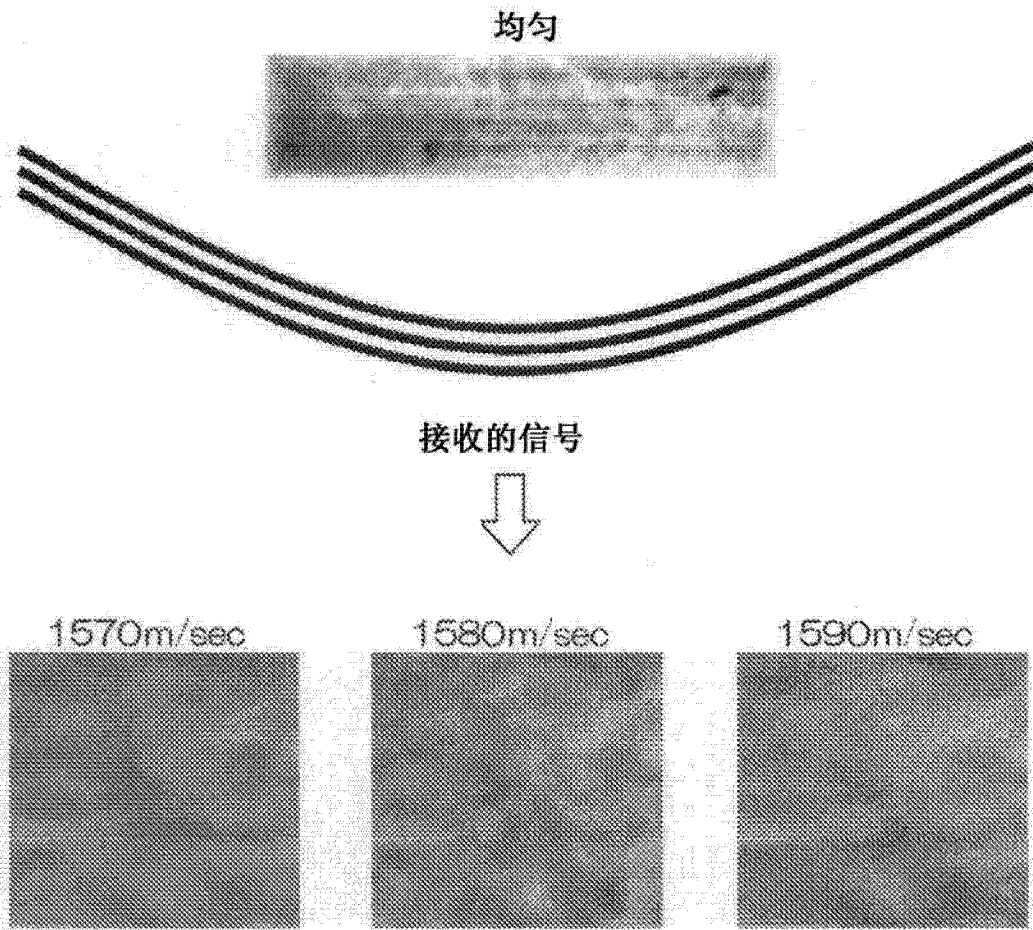


图 8

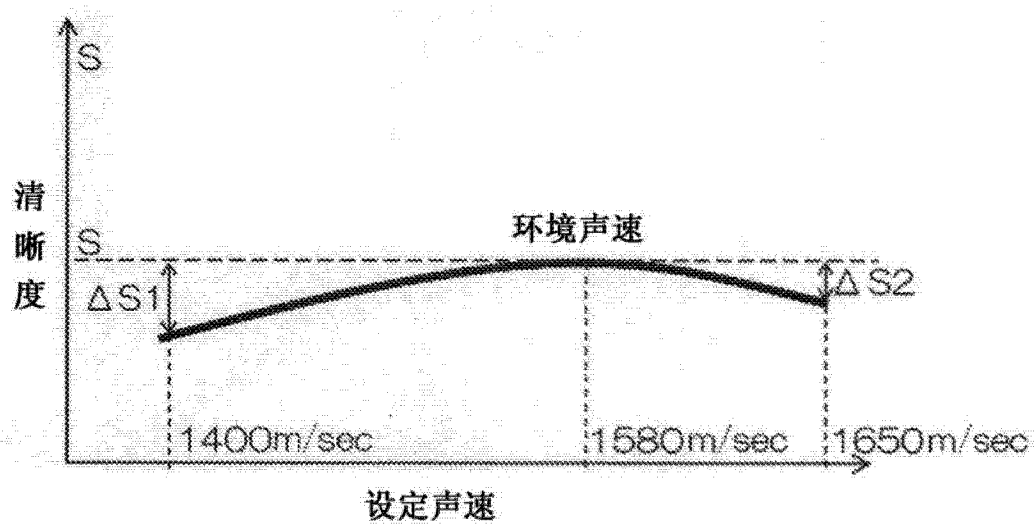
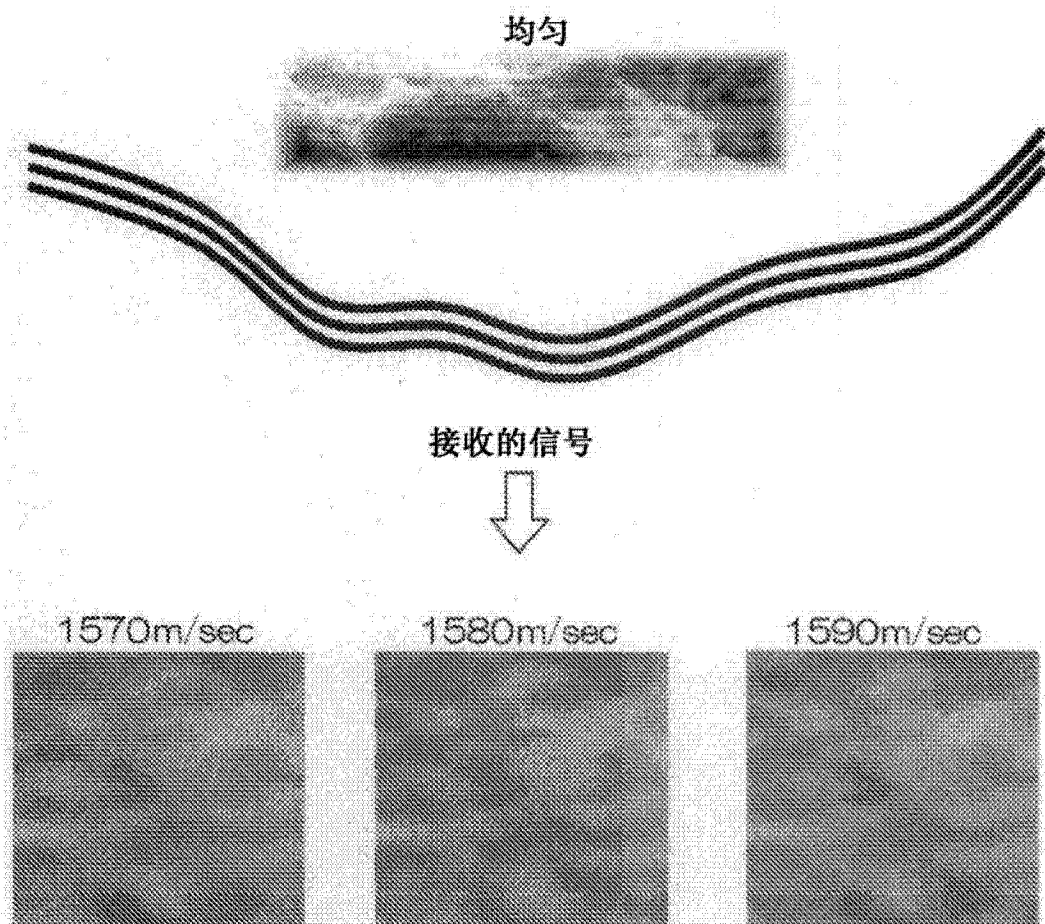


图 9

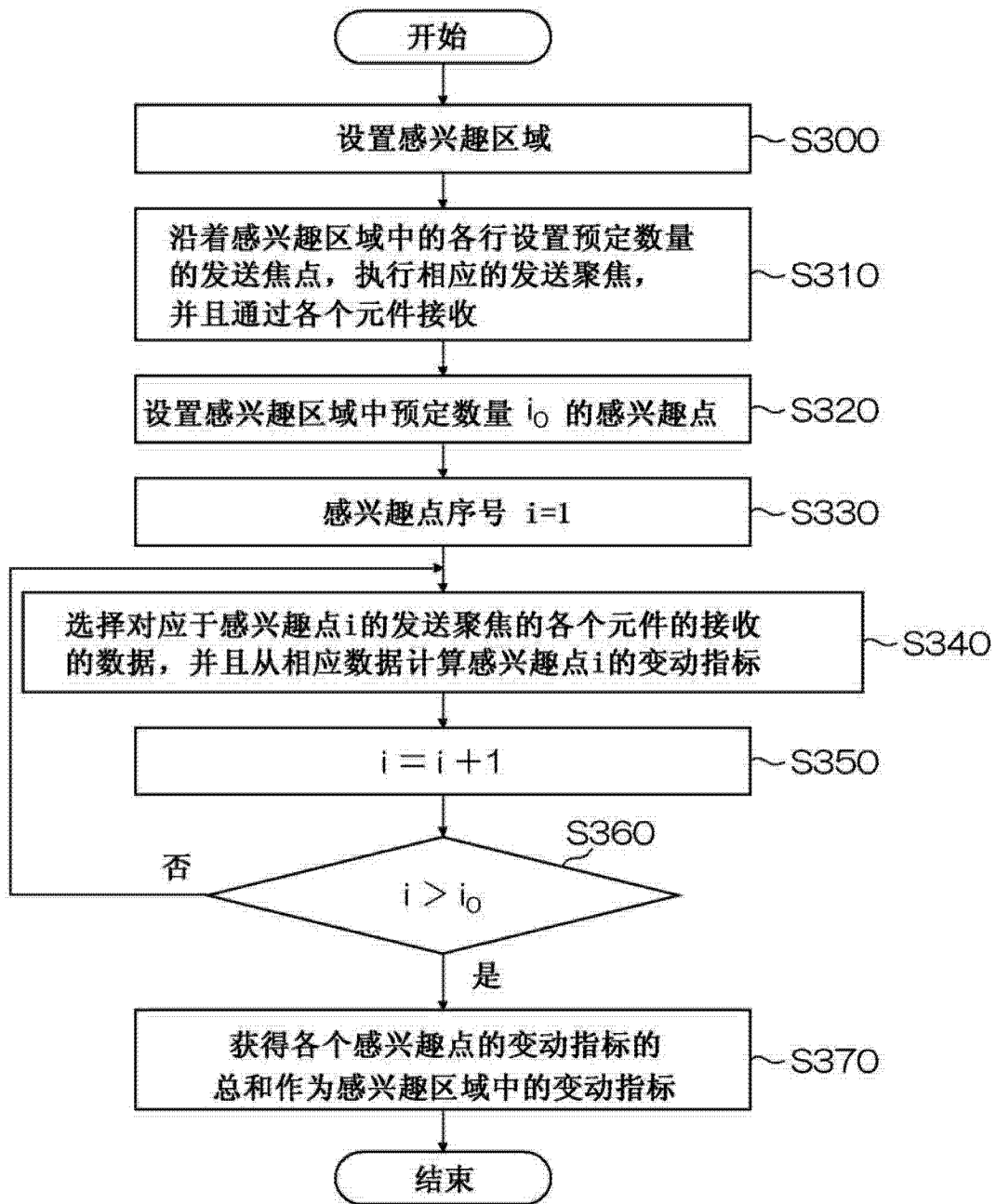


图 10

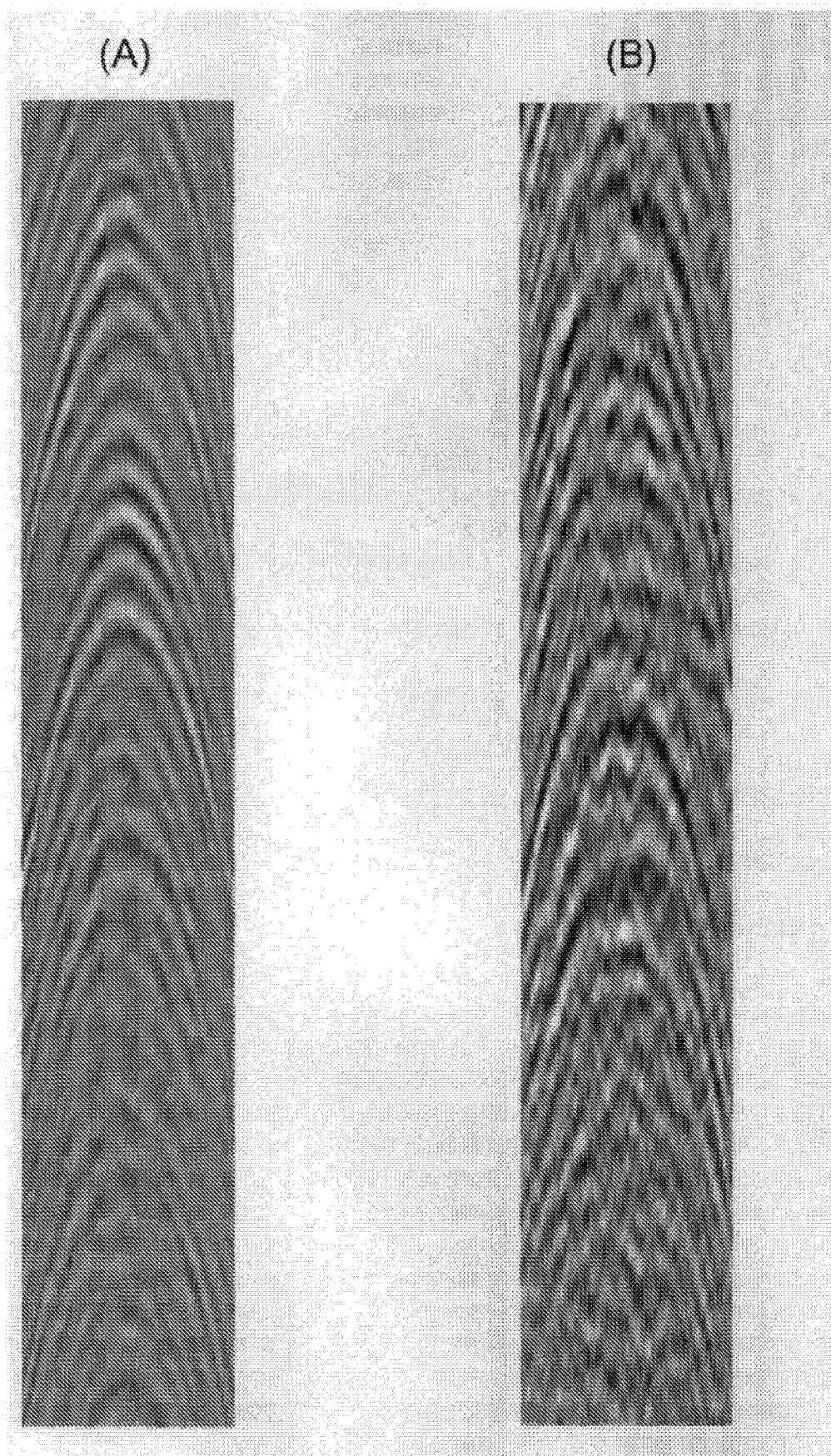


图 11

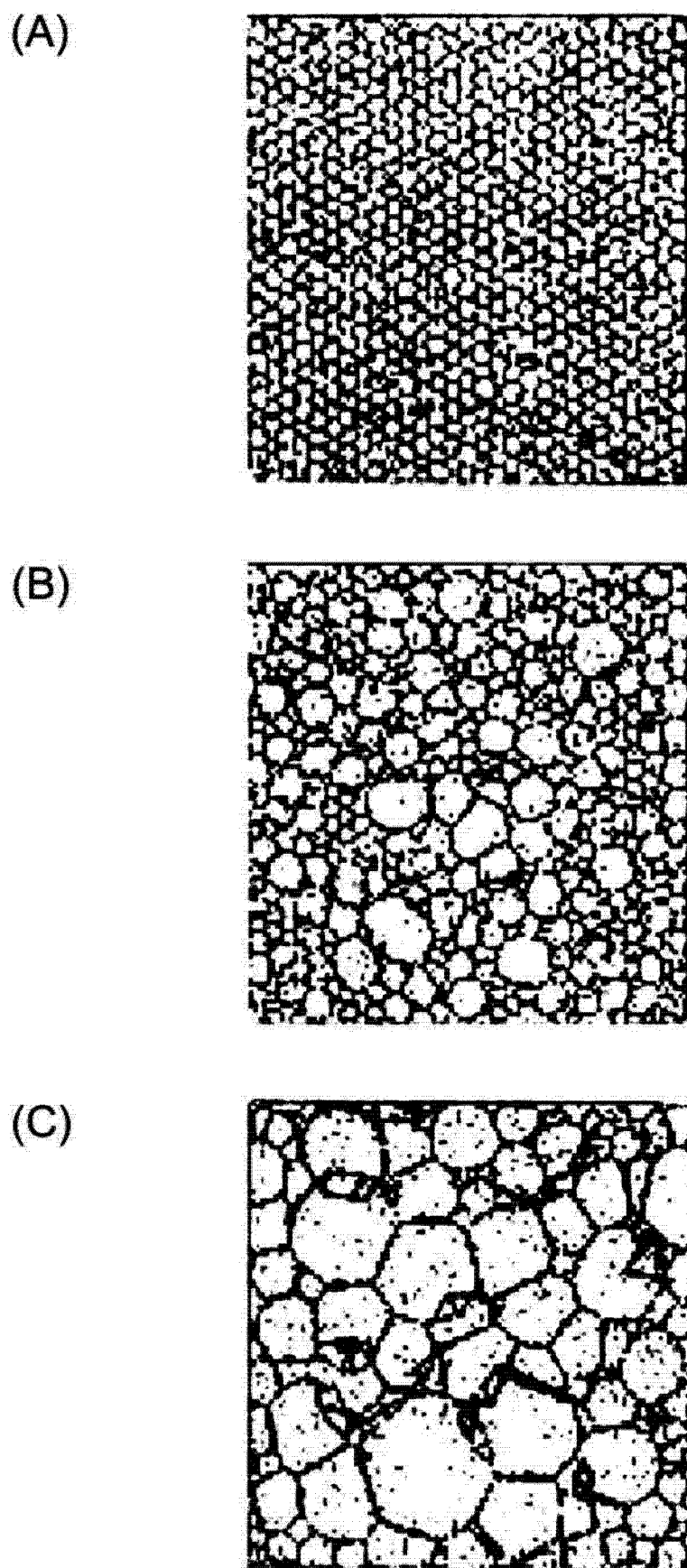


图 12

专利名称(译)	超声诊断装置和超声诊断方法		
公开(公告)号	CN102970936B	公开(公告)日	2015-07-29
申请号	CN201180032787.4	申请日	2011-06-29
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	胜山公人		
发明人	胜山公人		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/463 A61B6/469 A61B8/485 A61B8/0858		
代理人(译)	夏东栋 陆锦华		
优先权	2010149209 2010-06-30 JP		
其他公开文献	CN102970936A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种超声诊断装置，包括：超声探头，进一步包括多个超声换能器，将超声波发送至被检体，接收从被检体反射的超声波，以输出超声检测信号；感兴趣区域设置单元，在被检体内设置感兴趣区域；以及变动测量单元，测量感兴趣区域中的超声波的音速变动或衰减变动。

