



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 102970937 B

(45) 授权公告日 2015. 07. 08

(21) 申请号 201180032958. 3

代理人 夏东栋 陆锦华

(22) 申请日 2011. 06. 29

(51) Int. Cl.

(30) 优先权数据

A61B 8/08(2006. 01)

2010-150065 2010. 06. 30 JP

审查员 许流芳

(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/JP2011/064891 2011. 06. 29

(87) PCT国际申请的公布数据

W02012/002421 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

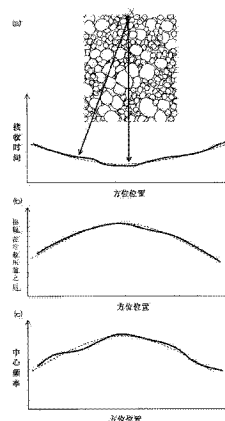
权利要求书2页 说明书11页 附图4页

(54) 发明名称

超声诊断装置和超声诊断方法

(57) 摘要

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测量得以掌握。以上问题通过提供一种超声诊断装置来解决,该超声诊断装置包括: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;感兴趣区域设置装置,在被检体内设置感兴趣区域;发送聚焦指令装置,使超声探头通过聚焦在感兴趣区域上来发送超声波;在所述感兴趣区域中设置至少一个或多个感兴趣点的装置;得到在感兴趣点处的声速或衰减的改变的装置;以及基于声速或衰减的改变得出指示音速变动或衰减变动的指标的装置。



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被检体反射的超声波以输出超声检测信号;

组织特性确定装置,其配置为根据关于来自被检体中的两个以上点的反射超声波的各个超声换能器处的接收信号,根据关于所述两个以上点的各个点所计算的声速或衰减的相互关系,来确定在包括所述两个以上点的区域中的组织特性。

2. 根据权利要求 1 所述的超声诊断装置,进一步包括:发送聚焦装置,其配置为当超声换能器接收来自所述两个以上点的反射波时,执行具有与所述两个以上点的各个点对应的变动的超声波的发送聚焦,以从所述超声探头发送所述超声波。

3. 根据权利要求 1 所述的超声诊断装置,其中,

所述组织特性确定装置根据关于所述两个以上点的各个点的至少两个以上的超声换能器的接收信号,来计算声速或衰减,以及

根据关于所述两个以上点的各个点的声速或衰减的相互关系,确定所述组织特性。

4. 根据权利要求 3 所述的超声诊断装置,进一步包括:

装置,该装置配置为利用两个以上的超声换能器从定位于关于被检者的厚度方向比所述两个以上点浅的区域中的浅点接收反射波,以及根据来自所述两个以上点的各个超声换能器处的接收信号和来自所述浅点的各个超声换能器处的接收信号,求得在包括所述两个以上点和所述浅点的局部区域中的声速或衰减,

其中,各个点的所述声速或衰减是在所述局部区域中的声速和衰减。

5. 根据权利要求 4 所述的超声诊断装置,还包括:

发送聚焦装置,其配置为当超声换能器接收来自所述两个以上点和所述浅点的反射波时,执行具有与所述两个以上点的各个点对应的变动的超声波的发送聚焦,以从所述超声探头发送所述超声波。

6. 根据权利要求 2 或 5 所述的超声诊断装置,还包括:

判断装置,其配置为判断所述发送聚焦的有效区域。

7. 根据权利要求 1 所述的超声诊断装置,还包括:

显示装置,其配置为显示所述组织特性的确定结果。

8. 根据权利要求 7 所述的超声诊断装置,还包括:

振幅图像生成装置,其配置为生成利用点的亮度表示超声检测信号的振幅的振幅图像,

其中,所述显示装置将所述组织特性的确定结果显示为重叠在所述振幅图像上,或者将所述振幅图像和所述组织特性的确定结果以并排布置的方式进行显示。

9. 根据权利要求 7 所述的超声诊断装置,还包括:

振幅图像生成装置,其配置为生成利用点的亮度表示超声检测信号的振幅的振幅图像,

其中,所述显示装置通过变动振幅图像的亮度或对振幅图像着色来显示所述组织特性的确定结果。

10. 根据权利要求 8 或 9 所述的超声诊断装置,还包括:

显示模式切换按钮,其配置为在第一显示模式与第二显示模式之间切换显示模式,在

所述第一显示模式中,单独显示振幅图像,在所述第二显示模式中,显示所述组织特性的确定结果。

11. 一种超声诊断装置执行如下步骤的方法,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被检体反射的超声波以输出超声检测信号,所执行的步骤为:

根据关于来自被检体中的两个以上点的反射超声波的各个超声换能器处的接收信号,根据关于所述两个以上点的各个点所计算的声速或衰减的相互关系,来确定在包括所述两个以上点的区域中的声速或衰减的变动。

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] 引用列表

[0006] 专利文献

[0007] PTL1:日本专利申请公开 No. 5-95946

[0008] PTL2:日本专利申请公开 No. 7-51270

发明内容

[0009] 技术问题

[0010] 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。

[0011] 例如,根据 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 4 示出散射体的布置的示例。在图 4 中, (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 4 的 (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 4 的 (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 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。

[0012] 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。

[0013] 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。

[0014] 问题的解决方案

[0015] 为了实现以上目的,本发明的第一方面旨在提供一种超声诊断装置,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;感兴趣区域设置装置,在被检体内设置感兴趣区域;在所述感兴趣区域中设置至少一个或多个感兴趣点的装置;得到在感兴趣点处的声速或衰减的改变的装置;以及基于声速或衰减的改变得出指示音速变动或衰减变动的指标的装置。

[0016] 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测量得以掌握;并且能够容易地诊断组织特性。

[0017] 而且,本发明的第二方面旨在提供一种根据第一方面的超声诊断装置,其进一步包括:发送聚焦指令装置,使超声探头通过聚焦在感兴趣区域上来发送超声波。

[0018] 此外,在本发明的第三方面,发送聚焦指令装置预先判断各个发送聚焦的有效区域。

[0019] 这样,可以以高速执行得到声速的处理。

[0020] 又此外,在本发明的第四方面,在感兴趣点处的声速是环境声速。

[0021] 又此外,在本发明的第五方面,在感兴趣点处的声速是感兴趣区域中的局部声速。

[0022] 又此外,在本发明的第六方面,指标是音速变动或衰减变动的幅值的标准偏差。

[0023] 而且,为了实现以上目的,本发明的第七方面旨在提供一种超声诊断方法,包括:感兴趣区域设置步骤,用于在被检体内设置感兴趣区域;用于使得超声探头通过聚焦在感兴趣区域上来发送超声波的发送聚焦指令步骤;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;用于得到在感兴趣点处的声速或衰减的改变的步骤;以及指标计算步骤,用于基于声速或衰减的改变来计算指示音速变动或衰减变动的指标;以及特性诊断步骤,用于基于所计算的指标来诊断组织特性。

[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测量得以掌握;以及能够容易地诊断组织特性。

[0025] 并且,在本发明的第八方面,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。

[0026] 这样,可以以高速执行得到声速的处理。

[0027] 此外,在本发明的第九方面,在感兴趣点处的声速是环境声速。

[0028] 又此外,在本发明的第十方面,在感兴趣点处的声速是感兴趣区域中的局部声速。

[0029] 发明的有益效果

[0030] 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测量得以掌握,并且可以容易地诊断组织特性。

附图说明

[0031] 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。

[0032] 在图 2 中,(a) 至 (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。

[0033] 图 3 是得到声速或衰减的变动指标的处理的流程图。

[0034] 在图 4 中,(a) 至 (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

[0035] 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。

[0036] 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。

[0037] 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。

[0038] 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。

[0039] 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。

[0040] 存储单元 102 是具有用于使 CPU100 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 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。

[0044] 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。

[0045] 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。

[0046] 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,CPU100 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。CPU100 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。

[0047] 而且,CPU100 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。CPU100 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。

[0048] 发送电路 402 根据来自 CPU100 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 CPU100 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。

[0049] 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 CPU100 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)。

[0050] 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。

[0051] 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 CPU100 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)。

[0052] 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)。

[0053] 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 DSC504 输入的图像数据执行多种必要图像处理(例如,灰度处理)。

[0054] 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。

[0055] 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。

[0056] 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。

[0057] 当操作控制台 202 的电影存储器再生按钮被按压时,CPU100 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,CPU100 指令电影存储器再生单元 602 再生由来自操作者的操作输入所指定的 RF 数据。基于来自 CPU100 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、DSC504 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。

[0058] 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。

[0059] 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所指定的分析和测量。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动的指标的处理,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 DSC504。DSC504 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。

[0060] 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- 模式图像上的局部声速值的判断结果(例如,根据局部声速值被着色或具有变动的亮度的显示,或者使得具有相同局部声速值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- 模式图像和关于局部声速值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局部声速值的判断结果,以发现病变。

[0061] 注意,基于关于局部声速值的判断结果,通过执行发送聚焦处理和接收聚焦处理中的至少一种获得的 B- 模式图像可以显示在显示单元 104 上。

[0062] 以下描述本实施例的超声诊断装置 10 的操作。

[0063] 在本发明中,设置感兴趣区域,基于在感兴趣区域中得到的声速值或衰减值在位置上的改变来估计音速变动或衰减变动,且该估计用于诊断组织特性。

[0064] 图 2 示意性地示出测量音速变动和衰减变动的处理。

[0065] 在图 2 中,(a)示出接收时间,(b)示出振幅,以及(c)示出中心频率。在各个附图中,表示从对象的声速或衰减的微观结构发生的在方位位置上的变动的图示用实线指示,而当对象的声速或衰减被认为一定时的图示用虚线指示。

[0066] 如图 2 中所示,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。

[0067] 声速或衰减的微观结构导致在接收时间、振幅和中心频率上的变动,因为在微观尺度上以混合方式存在具有不同的声速和衰减的媒质,且混合比率根据与各个方位位置对应的路径而变动。

[0068] 并且,鉴于接收时间、振幅和中心频率根据伪点反射位置不同地变动且发送路径也变动,从接收时间、振幅或中心频率得到的微观的声速或衰减值(认为是一定的声速或衰减)根据点反射位置而变动。

[0069] 这里,从图 2 可以容易地发现,当微观的声速和衰减的改变较大时,接收时间、振幅、以及中心频率在方位位置上的变动较大,并且还当微观的声速和衰减的改变的空间频率较大时,接收时间、振幅、以及中心频率在方位位置上的改变的空间频率较大。并且,可以发现,当接收时间、振幅和中心频率的变动越大,由于从其得到的微观的声速和衰减值的点反射位置所导致的变动越大,或者,当接收时间、振幅和中心频率的变动的空间频率越大时,从其得到的微观的声速和衰减值的空间频率越大。

[0070] 从而,由感兴趣区域中的微观的声速或衰减测量值的位置导致的变动,能够获得关于微观的声速或衰减结构的信息。

[0071] 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。

[0072] 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。

[0073] 图 3 是得到声速或衰减的变动指标的处理的流程图。

[0074] 首先,在图 3 的步骤 S100 设置感兴趣区域。

[0075] 接下来,在步骤 S110,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。

[0076] 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。

[0077] 即,首先设置发送焦点 No i,在预定指定的行 No 的指定行宽内选择行 No j,并且读取焦点 No i 和行 No j 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 i 的行 No j 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,在特定行宽内改变行 No,并且利用如上所述的变化的设定声速 No k,对新的一行 No 再次执行接收聚焦,以及存储指标或图像。

[0078] 接下来,从利用各个设定声速的在指定行宽内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 i 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。

[0079] 注意,与各个感兴趣点相应地执行发送聚焦。

[0080] 接下来,在步骤 S120,在感兴趣区域中设置预定数量(i_0)的感兴趣点。感兴趣点的数量可以是 1,即,预定数量 i_0 可以是 1。

[0081] 然后,对于 i_0 个感兴趣点中的各个,得到在该感兴趣点处的声速或衰减。

[0082] 首先,在步骤 S130,指示感兴趣点序号的 i 被设置为 1 ($i=1$)。

[0083] 然后,在步骤 S140,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在第 i 个感兴趣点处的声速或衰减。

[0084] 如何得到数据并不特别受限,以及例如,可以使用下述的已知方法。

[0085] 例如,作为当环境声速(平均声速)被用作在感兴趣点处的声速时得到声速的方法,已知图像分析方案(例如,参见日本专利申请特开 No. 2007-7045),其中,得到声速值使得感兴趣区域的图像的诸如清晰度和对比度的特性最大。

[0086] 这里,假设用于设置延迟时间的声速被表示为设置声速,以及相对于方位方向的超声强度的强度分布被表示为射束剖面图(profile)。以及,从由接收电路进行整相和相加获得的回波信号,生成具有不同的设置声速的多个射束剖面图,并且将生成的多个射束剖面图叠置在相同的屏幕上以供显示。在具有不同的设置声速的多个射束剖面图中对应于最小射束宽度的射束剖面图的设置声速被假设作为生物体声速。

[0087] 或者,可以生成表示由于所述设置声速导致的射束宽度的改变的图示,可以提取通过利用高次曲线近似所述改变获得的近似曲线的极小值,以及然后,对应于该极小值的设置声速可以被假设作为环境声速。

[0088] 又或者,在感兴趣点处的声速可以是在感兴趣点处的局部声速。存在得到该局部声速的各种方法。

[0089] 例如,已知基于最佳声速值来判定局部声速值的方法,如在日本专利申请特开 No. 2010-99452 中所描述的。以此方法,首先,基于在感兴趣点处的最佳声速值,计算当感兴趣点被假设为是反射点时的虚拟点接收波 w_x 的波形。接着,设置在感兴趣点处的假设的声速的初始值,假设的声速被改变一个步,以及计算虚拟合成接收波 w_{SUM} ,其通过虚拟地合成

来自在方位方向上等距地布置的多个栅格点的接收波来获得。

[0090] 接下来,计算虚拟的接收的波 W_x 和虚拟合成的接收的波 W_{SUM} 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 W_x 乘以从虚拟合成的接收的波 W_{SUM} 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 W_{SUM} 乘以从虚拟的接收的波 W_x 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 W_x 和虚拟合成的接收的波 W_{SUM} 之间的误差。

[0091] 在此,为了从虚拟的接收的波 W_x 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 W_{SUM} 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。

[0092] 接下来,当通过使用所有假定声速值的操作完成时,判断在感兴趣点处的局部声速。即,具有虚拟的接收的波 W_x 和虚拟合成的接收的波 W_{SUM} 之间的最小误差的假定声速值被判断为感兴趣点处的局部声速值。

[0093] 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。

[0094] 例如,存在预先得到感兴趣区域中的感兴趣点和比感兴趣点浅的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。

[0095] 可替换地,在预先得到感兴趣区域中的感兴趣点和比感兴趣点浅的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时间和合成的接收时间可以被相互比较,以判断局部声速。

[0096] 注意,可以通过使用上述图像分析方案和相位畸变分析方案得到感兴趣点和比感兴趣点浅的栅格点处的接收时间。

[0097] 对于超声探头的各个元件的接收的信号,通过将相同信号看做参考信号,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,并且将它们之差看做 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畸变(例如,参见日本专利申请特开 No. 6-105841)。

[0098] 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畸变分析方案得到比感兴趣点浅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。

[0099] 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区域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,生成感兴趣区域的图像。分析该图像,以从例如清晰度最大的条件判断局部声速。

[0100] 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畸变分析方案得到比感兴趣点浅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,上述浅的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。分析该图像,以从例如清晰度最大的条件判断局部声速。

[0101] 此外,作为得到在感兴趣点处的衰减的方法,例如,通过在匹配和相加之前使用各个元件的接收信号得到衰减的方法可以被认为是如下的。

[0102] 例如,执行发送聚焦以形成伪点反射,以及通过使用各个元件的接收数据,从利用中心元件或包括该中心元件的开口进行匹配和相加之后的深度方向上的接收信号的中心频率的改变,能够得到每单位传播时间的衰减系数的分布。或者,由于各个元件的接收信号的中心频率具有向低频侧偏移了一定量的发送波的中心频率的值,该一定量通过由以上伪点反射的深度和各个元件位置确定的传播距离中的衰减确定,三个未知,也就是发送波的中心频率、点反射的深度以及衰减系数,能够从各个元件的接收信号的中心频率来得到。或者,当得到以上伪点反射的声速时,同时地得到深度,以及可以通过假设发送波的中心频率为已知来得到衰减系数。

[0103] 为了得到上述的衰减系数的分布,首先设置感兴趣区域,沿着感兴趣区域中的各行设置预定数量的发送焦点,执行相关的发送聚焦,以及由各个元件执行接收。接着,设置在感兴趣区域中的关于方位位置和深度位置的预定数量的点,选择用于各个感兴趣点的发送聚焦的各个元件的发送信号,以及得到对应于中心元件的感兴趣点的深度的信号的中心频率。对于深度位置方向重复地执行该处理。在深度方向上取得各个感兴趣点的中心频率之间的差异,并存储该结果作为衰减系数。对于各个方位位置重复地执行该处理,从而得到每单位传播时间的衰减系数的分布。可替换地,选择用于各个感兴趣点的发送聚焦的各个元件的接收信号,在发送波的中心频率、感兴趣点的深度和衰减系数中的未知的一个被指定,且最适合地匹配各个元件的接收信号的中心频率的衰减系数被存储作为在感兴趣点处的衰减系数。对于各个方位位置重复地执行该处理,从而得到衰减系数的分布。

[0104] 另外,为了从上述的各个元件的接收信号的中心频率得到局部衰减系数,首先设置感兴趣区域,沿着感兴趣区域中的各行设置预定数量的发送焦点,执行相关的发送聚焦,以及由各个元件执行接收。接着,设置在感兴趣区域中的关于方位位置和深度位置的预定数量的点,设置具有设置在上表面的中心处的感兴趣点的局部区域,从各个感兴趣点经由各个栅格到各个元件在局部区域的下表面上设置传播路径。这里,当得到局部区域的局部声速时,能够得到各条传播路径。接着,与感兴趣点对应的发送聚焦的各个元件的接收信号的中心频率被沿着从各个栅格到各个元件的路径反向偏移,从而得到在局部区域的下表面上的各个栅格点处的中心频率。这里,能够从通过执行与各个栅格对应的发送聚焦获得的

各个元件的接收信号,来分别地得到沿着从各个栅格到各个元件的路径的偏移量。另一方面,由于从栅格 $\Rightarrow$ 感兴趣点 $\Rightarrow$ 局部区域中的各个栅格的传播路径在得到局部声速时已经得到,如果局部区域中的衰减系数被假定为一定的,则传播之后的各个栅格点处的中心频率能够从在感兴趣点直下的栅格处的中心频率和衰减系数来得到。以及,从通过执行与感兴趣点直下的栅格对应的发送聚焦获得的各个元件的接收信号,能够分别地得到在感兴趣点直下的栅格处的中心频率。因此,得到在利用假设的衰减系数得到的各个栅格点处的中心频率与通过反向地偏移感兴趣点的各个元件的接收信号的中心频率所得到的各个栅格点处的中心频率之间的误差,以及能够得到使得该误差最小的衰减系数作为真实值。即便在感兴趣点直下的栅格处的中心频率是未知的,通过指定两个未知也就是在感兴趣点直下的栅格处的中心频率和衰减系数所获得的各个栅格点处的中心频率与通过反向偏移中心频率所得到的各个栅格点处的中心频率最适合地匹配彼此时,采用衰减系数是足够的。

[0105] 当如上所述设置对应于感兴趣点 i 的各个元件的接收数据和局部区域时,通过使用与设置在局部区域的下表面上设置的各个栅格点对应的各个元件的接收数据,来得到感兴趣点 i 的声速或衰减。注意,如何设置局部区域的下表面和各个栅格点并不特别受限,以及能够在感兴趣点下方的任何弯曲表面上设置栅格点。例如,栅格点能够设置在组织和病变之间的边界上。

[0106] 接下来,在图 3 的步骤 S150,感兴趣点序号 i 递增 1 (1 被加到 i)。在下一个步骤 S160,确定 i 是否超过感兴趣点的数量(预定数量 i_0)。

[0107] 结果,如果 i 还未超过 i_0 ,则过程返回至步骤 S140,重复得到上述第 i 个感兴趣点处的声速或衰减的处理。

[0108] 另一方面,如果确定 i 超过 i_0 ,则过程进行至下一个步骤 S170。

[0109] 在步骤 S170,从各个感兴趣点的声速或衰减在感兴趣区域中的改变来得到变动指标。

[0110] 可以使用基于在各个感兴趣点处的声速或衰减的变动的大小的指标,例如,能够使用标准偏差,来作为变动指标。可替代地,基于各个感兴趣点处的声速或衰减的感兴趣区域中的改变的空间频率的指标,例如声速或衰减的二维频率分布,能够被得到,以及能够从中心频率、频带或指标的失真来得到变动指标。

[0111] 除此之外,能够用于估计非均一性的各种指标能够被认为变动指标。

[0112] 例如,作为在感兴趣区域中的声速或衰减分布以及它们的空间频率分布的柱状图形状特征量,歪度、峰态等可以被看做变动指标。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。

[0113] 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。

[0114] 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。

[0115] 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。

[0116] 如上所述,在本实施例中,不是测量感兴趣区域中的声速或衰减的绝对值而是测量变动(变动指标)。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传统测量掌握,以及音速或衰减变动能够应用于组织特性的诊断。

[0117] 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。

[0118] 参考符号列表

[0119] 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。

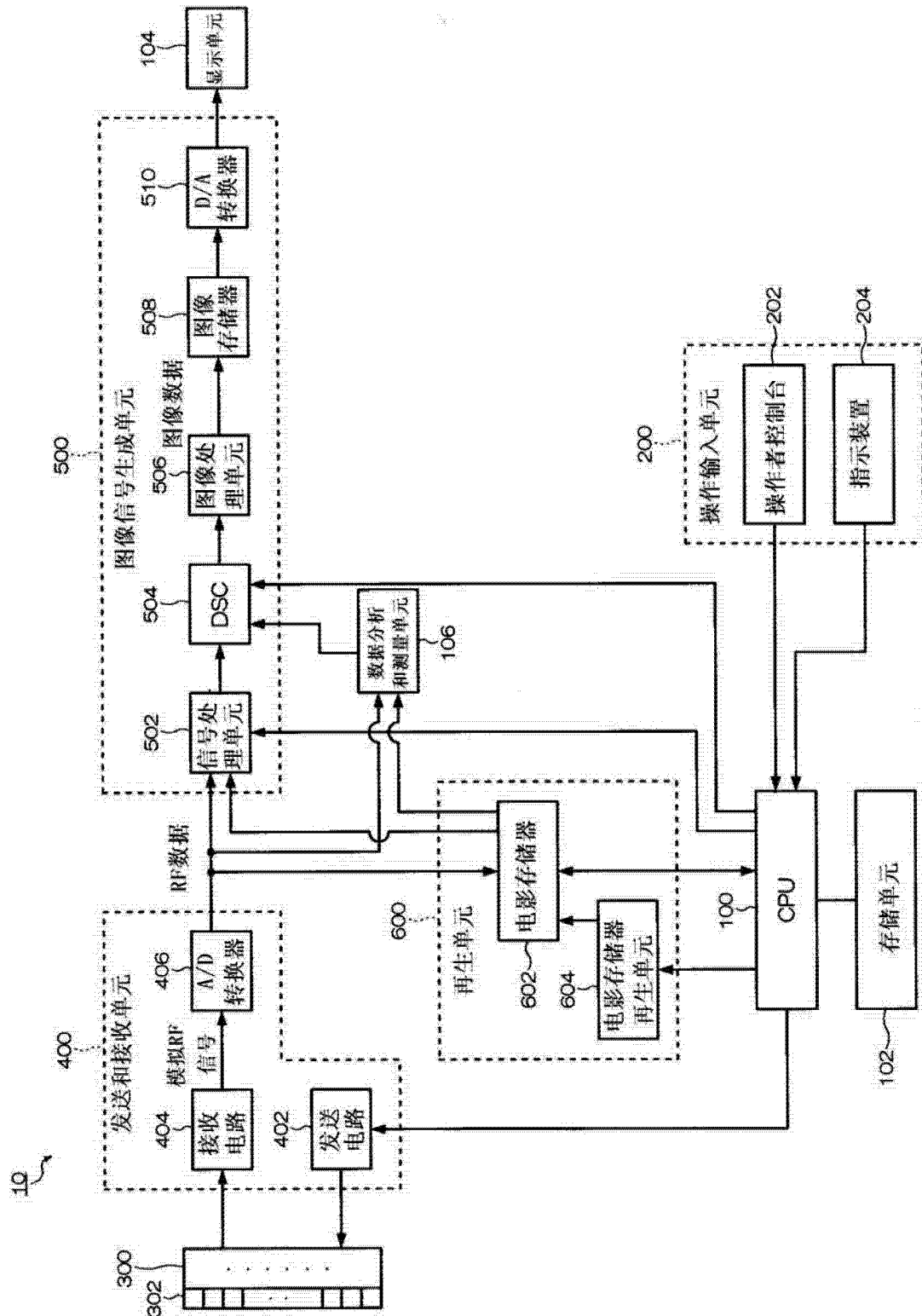


图 1

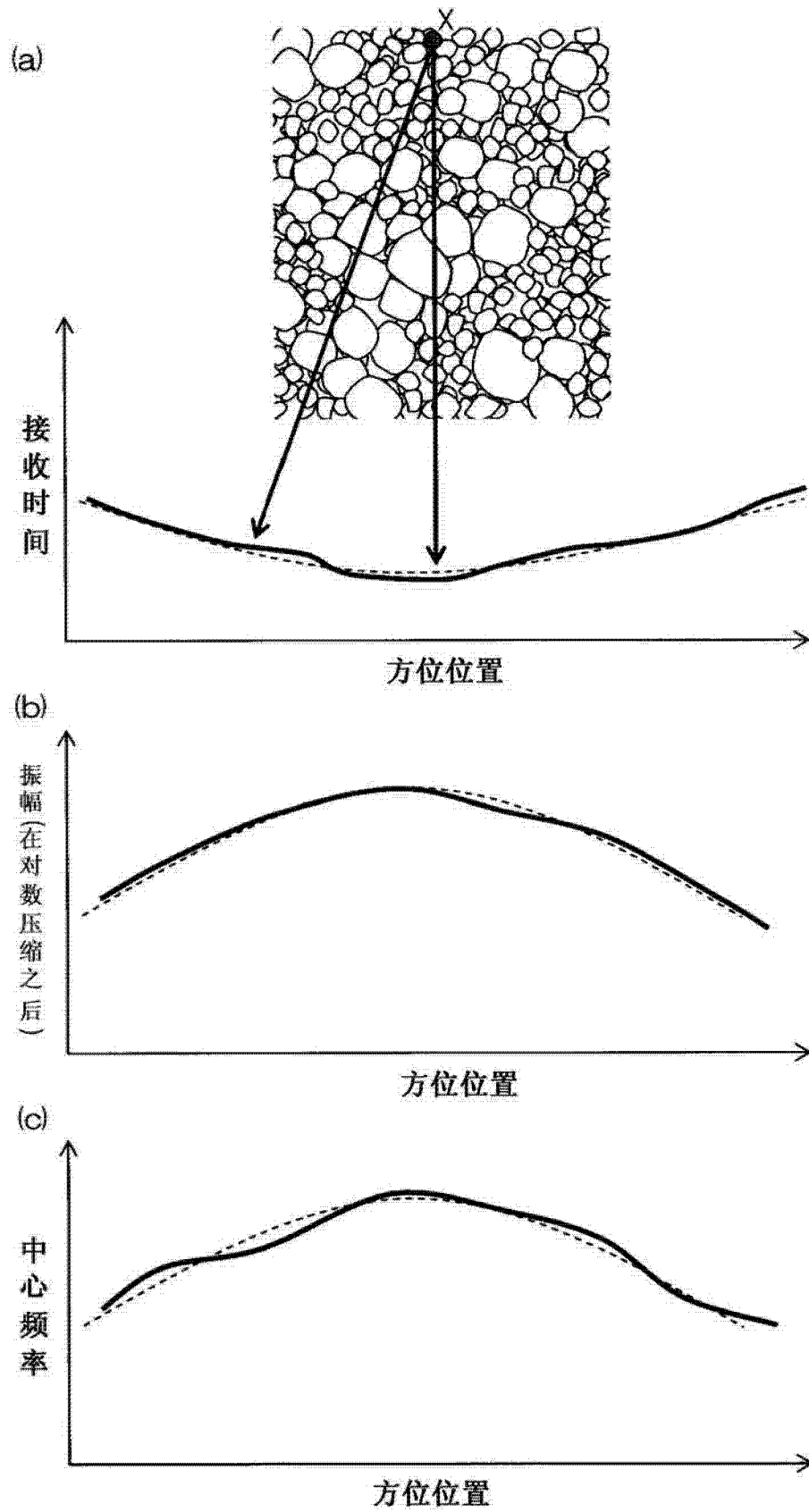


图 2

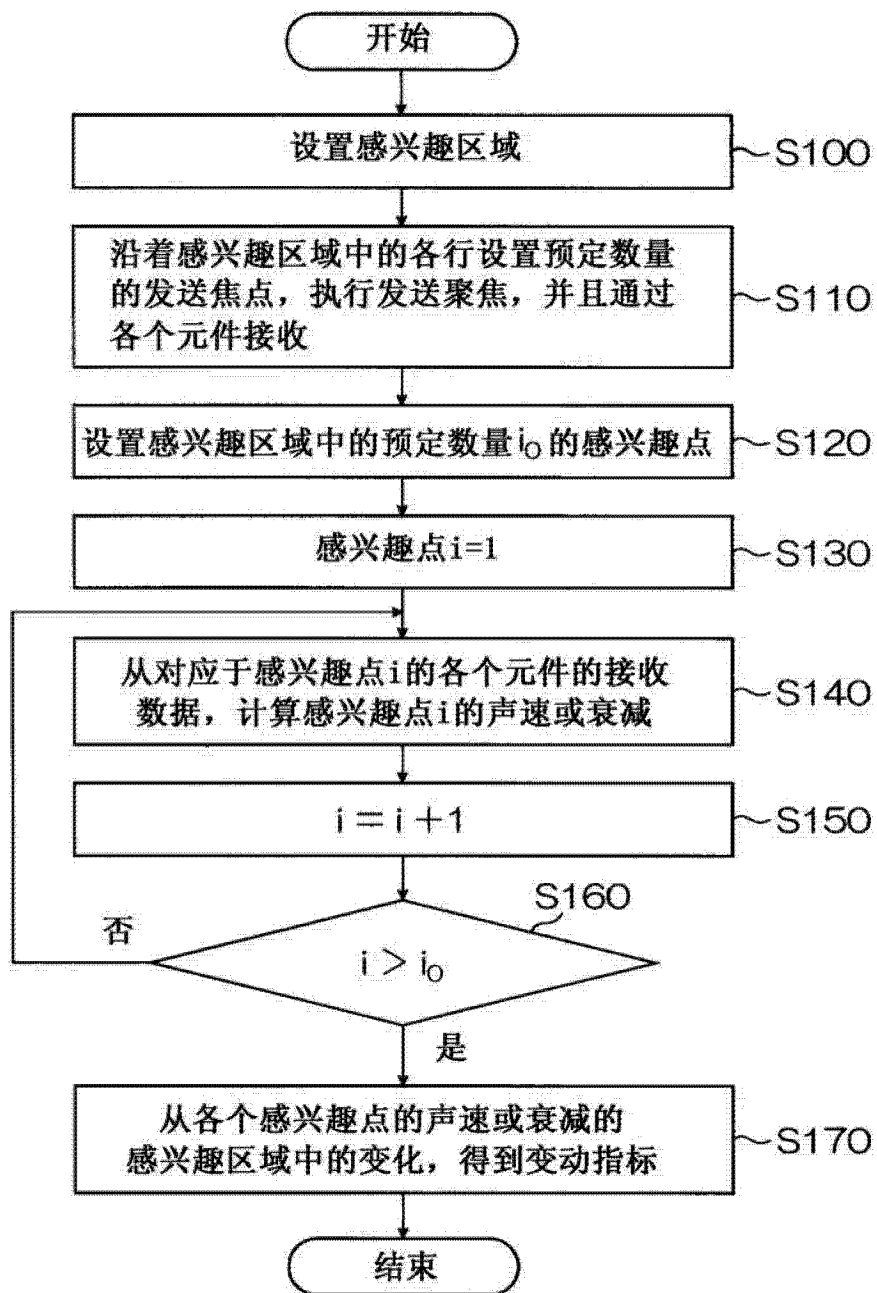


图 3

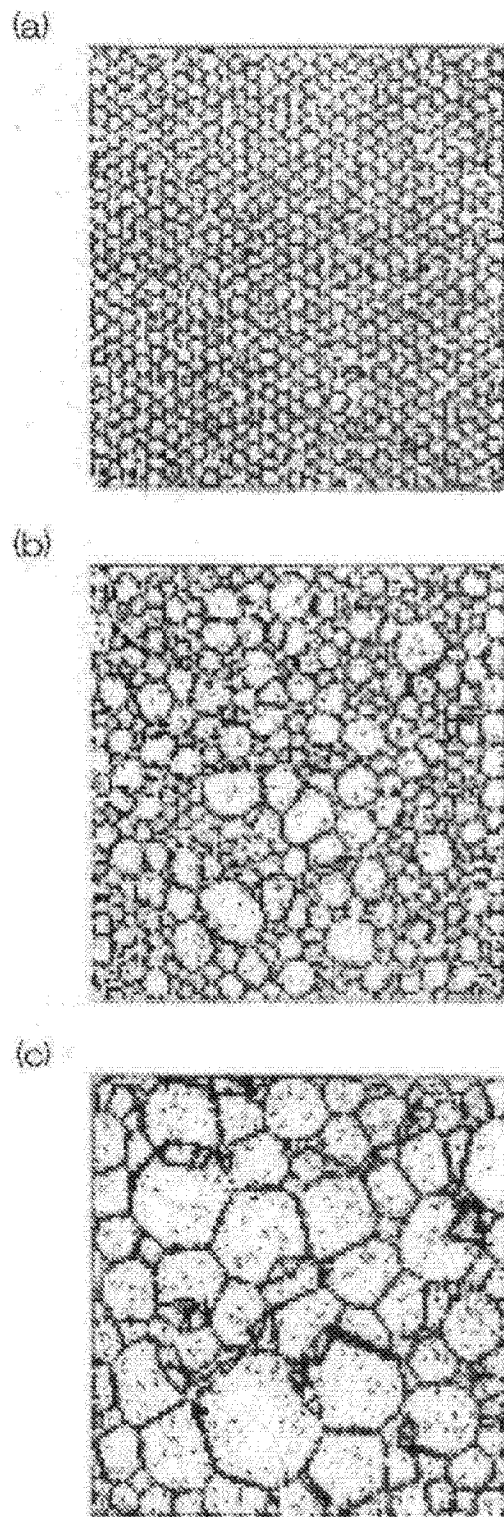


图 4

专利名称(译)	超声诊断装置和超声诊断方法		
公开(公告)号	CN102970937B	公开(公告)日	2015-07-08
申请号	CN201180032958.3	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	A61B8/08 A61B8/145 A61B8/4444 A61B8/5223 A61B8/4488 A61B8/469 G16H50/30		
代理人(译)	夏东栋 陆锦华		
优先权	2010150065 2010-06-30 JP		
其他公开文献	CN102970937A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

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测量得以掌握。以上问题通过提供一种超声诊断装置来解决，该超声诊断装置包括：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；感兴趣区域设置装置，在被检体内设置感兴趣区域；发送聚焦指令装置，使超声探头通过聚焦在感兴趣区域上来发送超声波；在所述感兴趣区域中设置至少一个或多个感兴趣点的装置；得到在感兴趣点处的声速或衰减的改变的装置；以及基于声速或衰减的改变得出指示音速变动或衰减变动的指标的装置。

