



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338908 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201380077808. 3

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 05. 10

A61B 8/14(2006. 01)

(30) 优先权数据

10-2013-0052724 2013. 05. 09 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日

2015. 12. 25

(86) PCT国际申请的申请数据

PCT/KR2013/004126 2013. 05. 10

(87) PCT国际申请的公布数据

W02014/181902 K0 2014. 11. 13

(71) 申请人 爱飞纽医疗器械贸易有限公司

地址 韩国京畿道

(72) 发明人 李贤淑

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司

公司 11002

代理人 刘成春 王朋飞

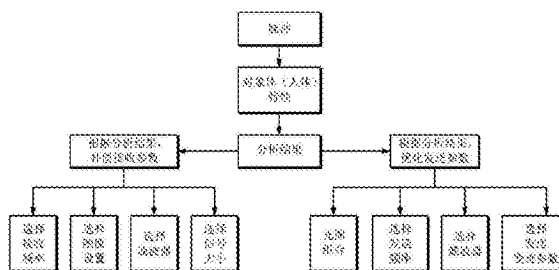
权利要求书3页 说明书14页 附图8页

(54) 发明名称

超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置

(57) 摘要

本发明公开超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。本发明提供一种通过分析向对象体发送的对脉冲的反射信号,并确认对象体(人体)特性,根据对象体(人体)特性,来拟优化超声波的发送参数或拟补偿接收参数的超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。



1. 一种超声波医疗装置,其特征在于,包括:
脉冲发生部,用于生成脉冲;
变换器,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;
分析部,利用上述第一反射信号的频率特性,生成对象体特性信息后,生成上述对象体特性信息对比默认值的分析结果信息;以及
优化部,根据上述分析结果信息,优化拟向上述对象体发送的超声波的发送参数,或者补偿对应于上述超声波而从上述对象体接收的第二反射信号的接收参数。
2. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述分析部利用上述第一反射信号的频率特性,来确认反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数中的至少一种信息,并将其识别为上述对象体特性信息。
3. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述分析部根据上述衰减系数(α)、超声波移动距离(d)及频率,来算出对上述对象体的衰减量,并根据介质的密度(ρ)和强度(B),来算出声速(c),并根据所反射的声压振幅(P_r)和所入射的声压振幅(P_i)之比,来算出上述反射系数(R)。
4. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述分析部以时间轴获得上述声阻抗信息,并预测上述对象体的非线性成分。
5. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述分析部通过上述第一反射信号的中心频率和频率位移来确认上述对象体特性信息。
6. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述分析部通过比较包含在上述第一反射信号的各系数信息与上述默认值,生成已确认是否大于或小于默认值的上述分析结果信息,上述分析结果信息包含大于默认值的信息或小于默认值的信息。
7. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述优化部根据上述分析结果信息,来调节变迹参数、发送超频参数、发送频率选择参数、光圈组合参数中的至少一种上述发送参数,上述变迹参数是按照焦点位置来分别设置各个变换器元件的大小的参数,上述发送超频参数是用于决定上述超声波的发送数量的参数,上述发送频率选择参数是用于选择发送波形的中心频率的参数,上述光圈组合参数是通过分别设置各时间差帧的接收信号的比重,并实时显示图像的参数。
8. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述优化部根据上述分析结果信息,来调节信号大小变化参数、滤波器选择参数、图像设置参数、接收频率选择参数中的至少一种上述接收参数,上述大小变化参数是以时间轴使接收信号的大小变化的信号,上述滤波器选择参数是用于选择图像处理所需滤波器的参数,上述图像设置参数是用于设置上述对象体的图像数据的参数,上述接收频率选择参数是用于选择接收波形的中心频率的参数。
9. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述优化部通过向每个包含在上述分析结果信息的系数信息赋予加权值,并算出加算分数,根据上述加算分数来调节上述发送参数或上述接收参数。
10. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,
上述优化部进行调节,使包含在上述分析结果信息的系数信息中属于大于默认值的信息的上述发送参数或上述接收参数按加权值减少,或者上述优化部进行调节,使上述系数

信息中属于小于默认值的信息的上述发送参数或上述接收参数按加权值增加。

11. 根据权利要求 1 所述的超声波医疗装置,其特征在於,
上述分析部根据上述第一反射信号来确认对变换器元件的共振频率特性;
上述分析部还包括:

信号处理部,生成反映有上述共振频率特性的任意波形,以及
发送部,根据上述任意波形来生成上述超声波。

12. 根据权利要求 11 所述的超声波医疗装置,其特征在於,
上述信号处理部包括:

任意波形生成部,生成反映有上述共振频率特性的上述任意波形,以及
规范化部,对上述任意波形进行快速傅氏变换后,生成标准化的规范化信号;
上述发送部根据上述规范化信号来生成上述超声波。

13. 根据权利要求 12 所述的超声波医疗装置,其特征在於,还包括扫描变换部,借助上述变换器向对象体发送上述超声波后,接收上述第二反射信号,并将上述第二反射信号变换为用于显示的影像数据,以表示所设显示部上的上述影像数据。

14. 一种超声波诊断装置,其特征在於,包括:

脉冲发生部,用于生成脉冲;

变换器,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;

分析部,根据上述第一反射信号来确认对变换器元件的共振频率特性;

信号处理部,生成反映有上述共振频率特性的任意波形后,生成对上述任意波形进行标准化的规范化信号;

发送部,根据上述规范化信号来生成超声波;以及

扫描变换部,将对应于上述超声波而从上述对象体接收的第二反射信号变换为用于显示的影像数据,以表示所设显示部上的上述影像数据。

15. 一种超声波优化方法,由超声波医疗装置对超声波进行优化,

上述超声波优化方法的特征在於,包括:

脉冲发生步骤,用于生成脉冲;

收发步骤,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;

分析步骤,利用上述第一反射信号的频率特性,生成对象体特性信息后,生成上述对象体特性信息对比默认值的分析结果信息;以及

优化步骤,根据上述分析结果信息,优化拟向上述对象体发送的超声波的发送参数,或者补偿对应于上述超声波而从上述对象体接收的第二反射信号的接收参数。

16. 根据权利要求 15 所述的超声波优化方法,其特征在於,上述分析步骤包括利用上述第一反射信号的频率特性,来确认反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数中的至少一种信息,并将其识别为上述对象体特性信息的步骤。

17. 根据权利要求 15 所述的超声波优化方法,其特征在於,上述优化步骤包括通过向每个包含在上述分析结果信息的系数信息赋予加权值,并算出加算分数,根据上述加算分数来调节上述发送参数或上述接收参数的步骤。

18. 一种超声波优化方法,由超声波医疗装置对超声波进行优化,

上述超声波优化方法的特征在於,包括:

脉冲发生步骤,用于生成脉冲 ;
收发步骤,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号 ;
分析步骤,根据上述第一反射信号来确认对变换器元件的共振频率特性 ;
信号处理步骤,生成反映有上述共振频率特性的任意波形后,生成对上述任意波形进行标准化的规范化信号 ;
超声波生成步骤,根据上述规范化信号来生成超声波 ;以及
发送步骤,向上述对象体发送上述超声波。

超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置

技术领域

[0001] 本实施例涉及一种超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。更具体地,涉及一种通过分析向对象体发送的对脉冲 (Impulse) 的反射信号,并确认对象体 (人体) 特性,根据对象体 (人体) 特性,来拟优化超声波的发送参数或拟补偿接收参数的超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。

背景技术

[0002] 下面所记述的内容只用于提供与本实施例有关的背景信息,并不构成现有技术。

[0003] 超声波装置具有无浸湿及非破坏特性,因此,在用于获取对象体内部的信息的医疗领域得到广泛使用。即,不需要实施直接切开对象体后进行观察的外科手术,而利用超声波装置可实时提供对象体内部的高分辨率影像。这种超声波装置向对象体发送超声波,并从对象体接收反射信号,来形成对象体的超声波影像。

[0004] 通常,为了优化超声波影像,操作者 (Operator) 需要直接调节可调节影像参数或手动输入参数。即,根据对象体 (人体) 特性,会发生超声波影像的偏差,由此,存在无法将其优化于人体特性的问题。

发明内容

[0005] (一) 要解决的技术问题

[0006] 本实施例的目的在于提供一种通过分析向对象体发送的对脉冲的反射信号,并确认对象体 (人体) 特性,根据对象体 (人体) 特性,来拟优化超声波的发送参数或拟补偿接收参数的超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。

[0007] (二) 技术方案

[0008] 本实施例的一实施方式提供超声波医疗装置,其特征在于,包括:脉冲发生部 (Impulse Generator),用于生成脉冲 (Impulse);变换器 (Transducer),向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;分析部,利用上述第一反射信号的频率特性,生成对象体特性信息后,生成上述对象体特性信息对比默认值 (Default) 的分析结果信息;以及优化部,根据上述分析结果信息,优化拟向上述对象体发送的超声波的发送参数 (Tx Parameter),或者补偿对应于上述超声波而从上述对象体接收的第二反射信号的接收参数 (Rx Parameter)。

[0009] 并且,本发明的再一实施方式提供超声波诊断装置,其特征在于,包括:脉冲发生部,用于生成脉冲;变换器,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;分析部,根据上述第一反射信号来确认对变换器元件的共振频率特性;信号处理部,生成反映有上述共振频率特性的任意波形后,生成对上述任意波形进行标准化的规范化信号;发送部,根据上述规范化信号来生成超声波;以及扫描变换部,将对应于上述超声波而从上述对象体接收的第二反射信号变换为用于显示的影像数据,以表示所设显示部

上的上述影像数据。

[0010] 并且,本发明的还有一实施方式提供超声波诊断装置,其特征在于,包括:脉冲发生步骤,用于生成脉冲;收发步骤,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;分析步骤,利用上述第一反射信号的频率特性,生成对象体特性信息后,生成上述对象体特性信息对比默认值的分析结果信息;以及优化步骤,根据上述分析结果信息,优化拟向上述对象体发送的超声波的发送参数,或者补偿对应于上述超声波而从上述对象体接收的第二反射信号的接收参数。

[0011] 并且,本发明的另一实施方式提供超声波优化方法,由超声波医疗装置对超声波进行优化,上述超声波优化方法的特征在于,包括:脉冲发生步骤,用于生成脉冲;收发步骤,向对象体发送上述脉冲,并接收对应于上述脉冲而反射的第一反射信号;分析步骤,根据上述第一反射信号来确认对变换器元件的共振频率特性;信号处理步骤,生成反映有上述共振频率特性的任意波形后,生成对上述任意波形进行标准化的规范化信号;超声波生成步骤,根据上述规范化信号来生成超声波;以及发送步骤,向上述对象体发送上述超声波。

[0012] (三)有益效果

[0013] 如上所述,本发明具有如下效果:通过分析向对象体发送的对脉冲的反射信号,并确认对象体(人体)特性,根据对象体(人体)特性,可优化超声波的发送参数或补偿接收参数。即,为了优化超声波影像,操作者无需直接调节可调节影像参数或手动输入参数,而是可通过分析对脉冲的反射信号,来优化超声波,以符合人体特性。

[0014] 并且,本发明还具有如下效果。并非采用调节针对影像的参数值的方式,而是根据对象体(人体)的特性,来调节针对所发送的超声波或所接收的反射信号参数,来使得超声波影像得到优化。即,通过优化向对象体发送的针对超声波的发送参数或者补偿对应于超声波的针对反射信号的接收参数,来使得最终形成的图像得到优化。并且,根据本实施例,还可以避免发生因对象体(人体)的特性所致大超声波影像的偏差。

附图说明

[0015] 图1为概要表示第一实施例超声波医疗装置的框结构图。

[0016] 图2为概要表示第二实施例超声波医疗装置的信号处理部的框结构图。

[0017] 图3为用于说明第一实施例利用对象体(人体)特性的超声波优化方法的顺序图。

[0018] 图4为用于说明第二实施例利用共振频率特性的超声波优化方法的顺序图。

[0019] 图5为用于说明第一实施例、第二实施例利用脉冲来获得对象体(人体)特性或共振频率特性的方法的图。

[0020] 图6为表示第二实施例利用共振频率来获取实时图像的发送脉冲发生器的图。

[0021] 图7为表示第二实施例用于生成针对频率位移的任意波形的信号处理步骤的图。

[0022] 图8为表示第一实施例利用对象体(人体)特性来优化发送参数或补偿接收参数的步骤的图。

[0023] 图9为表示第一实施例根据对象体(人体)特性的系统的图。

[0024] 附图标记说明

[0025]	100 :超声波医疗装置	110 :变换器
[0026]	120 :收发开关	130 :脉冲发生部
[0027]	132 :发送部	134 :接收部
[0028]	140 :波束生成器	150 :模拟数字转换器
[0029]	162 :分析部	164 :优化部
[0030]	170 :信号处理部	180 :扫描变换部
[0031]	190 :显示部	

具体实施方式

[0032] 下面,将参照附图对第一实施例、第二实施例进行详细说明。

[0033] 图 1 为概要表示第一实施例超声波医疗装置的框结构图。

[0034] 第一实施例的超声波医疗装置 100 包括变换器 (Transducer) 110、收发开关 120、脉冲发生部 (Impulse Generator) 130、发送部 132、接收部 134、波束生成器 140、模拟数字转换器 150、分析部 162、优化部 164、信号处理部 170、扫描变换部 180 及显示部 190。在本实施例中,记载了超声波医疗装置 100 仅包括变换器 110、收发开关 120、脉冲发生部 130、发送部 132、接收部 134、波束生成器 140、模拟数字转换器 150、分析部 162、优化部 164、信号处理部 170、扫描变换部 180 及显示部 190,但不受此限定,在不脱离第一实施例的本质特性的范围内,对于超声波医疗装置 100 中所包含的结构要素,可进行各种修改或变形。

[0035] 变换器 110 将电气模拟信号变换为超声波后发送到对象体,并将从对象体反射的信号(以下,称为“反射信号”)变换为电气模拟信号。通常,变换器 110 由多个变换器元件 (Transducer Element) 相结合而成。这种变换器 110 将声能变换为电气信号,并将电能变更为声能。并且,变换器 110 可具体呈现为阵列式变换器 (Transducer Array),利用阵列式变换器内的变换器元件,来向对象体发送超声波并接收从对象体反射的反射信号。

[0036] 变换器 110 可包括多个(例如,128 个)变换器元件,并响应于从发送部 132 施加的电压而输出超声波。此时,在多个变换器元件中,只有部分变换器元件才能用于超声波的发送。例如,即便是包含有 128 个变换器元件的变换器 110,在发送超声波时,只有 64 个变换器元件发送超声波来形成一个发送扫描线(步骤 ScanLine)。这种变换器 110 均可用于接收用途及发送用途。这种变换器 110 可具体呈现为多个 1D(Dimension)、1.25D、1.5D、1.75D 或 2D 的阵列式变换器。

[0037] 第一实施例的变换器 110 向由操作者 (Operator) 选择的对象体(或对象体的关注区域)发送脉冲 (Impulse),并从对象体接收对应于脉冲的第一反射信号。此时,变换器 110 在借助操作者的脉冲发送命令被输入的情况下,向对象体发送脉冲。并且,变换器 110 向由操作者选择的对象体(或对象体的关注区域)发送超声波,并从对象体接收对应于超声波的第二反射信号。

[0038] 并且,变换器 110 根据波束生成器 140 的控制适当延迟输入到各变换器元件的脉冲 (Pulse) 的输入时间,由此,将聚焦的超声波沿着发送扫描线发送到对象体。另一方面,对应于超声波而从对象体反射的第二反射信号以相互不同的接收时间输入到变换器 110,变换器 110 将从对象体输入的第二反射信号输出到波束生成器 140。

[0039] 收发开关 120 执行切换发送部 132 和接收部 134 的功能,使得能够交替地执行发

送或接收。并且,收发开关 120 起到避免由发送部 132 输出的电压影响接收部 134 的作用。

[0040] 脉冲发生部 130 生成脉冲,并将所生成的脉冲向发送部 132 传递,或者借助收发开关 120 的控制而向变换器 110 直接施加脉冲,使得从变换器 110 的各个变换器元件中输出脉冲。在此情况下,脉冲是指在极短时间内单一地形成大振幅的电压或电流或冲击波。此时,虽然示出了脉冲发生部 130 位于与收发开关 120 或发送部 132 相连接的位置,但并非一定受此限定,且上述脉冲发生部 130 能够以与超声波医疗装置 100 内的其他模块相连接的形态存在。

[0041] 发送部 132 包括脉冲发生器 (Pulser),上述脉冲发生器生成脉冲 (Pulse) 并施加到变换器 100。例如,发送部 132 向变换器 110 施加电压脉冲,使得从变换器 110 的各个变换器元件中输出超声波。并且,第一实施例的发送部 132 向变换器 110 施加由脉冲发生部 130 所生成的脉冲,使得从变换器 110 的各个变换器元件中输出脉冲。接收部 134 接收从变换器 110 的各个变换器元件中输出的脉冲在对象体中被反射后返回的第一反射信号,对于所接收的第一反射信号进行放大、消除混叠 (Aliasing) 现象及噪音成分、针对脉冲通过身体内部时所产生的衰减进行补正等,并将所处理的信号传输到模拟数字转换器 150。并且,接收部 134 接收从变换器 110 的各个变换器元件中输出的脉冲在对象体中被反射后返回的第二反射信号,对于所接收的第二反射信号进行放大、消除混叠现象及噪音成分、针对脉冲通过身体内部时所产生的衰减进行补正等,并将所处理的信号传输到模拟数字转换器 150。

[0042] 波束生成器 140 通过使适合变换器 110 的电气信号延迟,来变换为适合各变换器元件的电气信号。并且,波束生成器 140 通过延迟或加算在各变换器元件中变换的电气信号,作为相应变换器元件的输出值算出。波束生成器 140 包括发送波束生成器、接收波束生成器及波束形成部 146。在此情况下,发送波束生成器相当于发送聚焦延迟部 142,接收波束生成器相当于接收聚焦延迟部 144。并且,波束生成器 140 在生成向对象体聚焦超声波所需要的延迟时间后,生成将适用延迟时间的各数字信号组合为一个信号的组合信号。

[0043] 发送聚焦延迟部 142 考虑从对象体 (诊断对象) 到达各变换器元件的时间,并向各个电气数字信号加上适当的延迟。即,在变换器 110 为阵列式变换器的情况下,发送聚焦延迟部 142 调整波束并以电子方式对焦。即,由于阵列式变换器按照相互不同的深度以电子方式聚焦,因此,发送聚焦延迟部 142 连续地向各个阵列式变换器元件赋予脉冲延迟时间,由此,向发送侧聚焦波束。最终,发送聚焦延迟部 142 对于以电子方式扫描的阵列式变换器,可调节波束的方向。接收聚焦延迟部 144 生成在模拟数字转换器 150 中变换的数字信号进行聚焦或波束形成所需的延迟时间。即,接收聚焦延迟部 144 提供用于聚焦从变换器 110 接收的反射信号的时间延迟,并调节反射信号的动态聚焦 (Dynamic Focusing)。

[0044] 波束形成部 146 可通过加算借助模拟数字转换器 150 而变换的电气数字信号来形成接收聚焦信号 (Receive Focusing Signal)。波束形成部 146 将数字化的信号组合为一个信号。此时,相同相位的反射信号在波束形成部 146 中相结合,在信号处理部 170 中适用各种信号处理方式后,通过扫描变换部 180 并在显示部 190 中输出。波束形成部 146 向从模拟数字转换器 150 接收的信号适用相互不同的延迟量 (Amount of Delay) (根据拟进行接收聚焦 (Focusing) 的位置来决定) 并合成延迟的信号,由此进行动态聚焦。即,波束形成部 146 为了后续的信号处理,将从各个变换器元件接收的反射信号组合为一个信号。波束形成部 146 为了针对各反射体 (对象体) 形成单一反射信号,生成将从所有变换器元件

接收的反射信号组合为一个信号的组合信号。如此生成的组合信号借助波束形成部 146 而传输到信号处理部 170, 最终传输到数字化装置 (Digitalizing Device), 上述数字化装置将上述信号转换成数字形态, 以便于影像数据的存储。

[0045] 模拟数字转换器 150 将从接收部 134 接收的模拟反射信号变换为数字信号后传输到波束形成部 146。由模拟数字转换器 150 从变换器 110 接收的反射信号呈模拟形式, 模拟信号是连续性信号的电压形态。此时, 模拟信号在被扫描变换部 180 进行处理之前, 首先应转换成数字信号。因此, 在模拟数字转换器 150 中, 将各个模拟形态的反射信号转换为 0 和 1 的组合。即, 模拟数字转换器 150 为了以数字形式表达信号, 将模拟信号以 0 和 1 的形态表示, 且这种数字信号经由信号处理部 170 存储到扫描变换部 180 的存储器。并且, 模拟数字转换器 150 将第一反射信号或第二反射信号转换为数字信号。

[0046] 分析部 162 利用对应于脉冲所接收的第一反射信号的频率特性, 生成对象体特性信息后, 生成对象体特性信息对比默认值 (Default) 的分析结果信息。此时, 默认值作为一种基准值, 可以被设置成对于相应特性信息的累计平均值、通过实验的优化值或理想值。在此情况下, 对象体特性信息包括多个系数信息, 对其具体说明如下。即, 分析部 162 利用第一反射信号的频率特性, 确认反射系数 (Reflection Coefficient)、透射系数 (Transmission Coefficient)、声阻抗 (Acoustic Impedance)、散射系数 (步骤 Scattering Coefficient)、衰减系数 (Attenuation Coefficient)、弹性系数 (Modulus of Elasticity) 及温度系数 (Temperature Coefficient) 中的至少一种信息, 并将其识别为对象体特性信息。

[0047] 分析部 162 向优化部 164 传输在优化部 164 进行优化发送参数或补偿接收参数的工作时所需要的信息 (分析结果信息)。即, 分析部 162 根据衰减系数 (α)、超声波移动距离 (d) 及频率, 来算出对于对象体的衰减量, 并根据介质的密度 (ρ) 和强度 (B), 来算出声速 (c), 并根据所反射的声压振幅 (P_r) 和所入射的声压振幅 (P_i) 之比, 来算出反射系数 (R)。这种衰减系数 (α)、超声波移动距离 (d)、频率、衰减量、介质的密度 (ρ)、强度 (B)、声速 (c)、声压振幅 (P_r)、声压振幅 (P_i)、反射系数 (R) 可作为由分析部 162 判断优化发送参数或补偿接收参数时所需的信息 (分析结果信息) 传输到优化部 164。

[0048] 下面, 将对与此相关的分析部 162 的工作进行说明。

[0049] 分析部 162 可利用 [数学式 1], 测定频率和距离 (d) 后求出各人体的衰减系数 (α), 由此, 可算出衰减量。即, 在分析部 162 中, 通过衰减系数 (dB/cm) 乘以移动距离 (cm), 并算出脉冲穿过对象体 (人体) 组织的厚度时所产生的衰减量。

[0050] [数学式 1]

[0051] 衰减量 [dB] = [衰减系数 dB/(cm MHz)] × 超声波移动距离 [cm] × 频率 [MHz]

[0052] 在对象体的组织内发生脉冲的衰减。穿过对象体的组织的脉冲随着电波距离, 其振幅或强度有所增减。衰减 (Attenuation) 通常以所穿过的距离越长, 振幅减速更多的形态出现。

[0053] 这种衰减出现的原因是对象体组织的界面上的折射、散射或吸收 (Absorption)。脉冲在对象体的组织内的折射和散射成为衰减的原因, 而在特定位置 (例如, 肿瘤组织等) 中的折射可成为超声波损失的原因。但是, 在对象体为大型脏器的情况下, 从表面上看, 折射和散射的影响并不大, 但整体上还是会起到衰减的作用。并且, 在对象体 (人体) 的组织

内,由于作为衰减因素的吸收,声能变换为热能。这种声能意味着损失。

[0054] 在对象体(人体)的组织内,衰减系数通常以“dB/cm”表示。此时,由于脉冲需要往返于反射体之间,因此,移动距离为反射体间隔的两倍。若反射体相同(即,具有相同大小、相同方向、相同反射系数),则形成相同大小的反射信号。以“dB/cm”表示的组织的衰减系数就是对这种信号大小变化进行的量化。

[0055] 在对象体(人体)的组织为软组织的情况下,对衰减系数进行调查的值中,在水(Water)组织中的反射系数为“0.0002dB/cm”,在血(Blood)组织中的反射系数为“0.18dB/cm”,在肝(Liver)组织中的反射系数为“0.5dB/cm”,在肌肉(Muscle)组织中的反射系数为“1.2dB/cm”。这种反射系数均针对1MHz的频率。在这种频率中,水的衰减系数非常低,多器官软组织(肝等)的衰减系数为中等值,肌肉的衰减系数具有较高值。另一方面,在软组织中,衰减系数值在频率1MHz中具有0.5~1dB/cm范围的值。

[0056] 在软组织中的衰减与超声波的频率由密切相关性。在大部分情况下,衰减几乎与频率呈正比。因此,已知针对组织的频率1MHz中的衰减系数,当频率变成2MHz时,衰减系数也会变成两倍,当频率变成5MHz时,衰减系数也会变成五倍。频率增加,衰减也随之增加,由此,导致超声波渗透到组织的深度变浅的结果。即,利用最高超声波频率获取影像时,才能获得最好的空间分辨能力。

[0057] 并且,分析部162可利用[数学式2]、[数学式3],确认对对象体(人体)施加压力时体积(V)的变化率,由此,可确认强度(步骤Stiffness)(B)。

[0058] [数学式2]

$$[0059] \quad c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} [m/s]$$

[0060] (c:声速, B:强度, ρ :介质的密度)

[0061] [数学式3]

$$[0062] \quad B = -V \frac{\partial P}{\partial V} = \rho \frac{\partial P}{\partial \rho} [N/m^2]$$

[0063] (B:强度, ρ :介质的密度, P:功率, V:体积, α :衰减系数)

[0064] 即,分析部162在由变换器110发送脉冲时与对象体相同距离、相同位置、相同施压状态下分析对该脉冲的第一反射信号时,可得出对象体(人体)的密度(ρ)。

[0065] 并且,分析部162可利用[数学式4]来得出反射系数(R),并利用反射系数(R)来得出对象体(例如,人体)的声阻抗(Z)。

[0066] [数学式4]

$$[0067] \quad R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1}$$

[0068] (R:反射系数, P_i :所入射的声压振幅, P_r :所反射的声压振幅, Z:阻抗(Z1:相邻的第一介质(相邻面的介质)的声阻抗, Z2:第二介质(相邻面的介质)的声阻抗)

[0069] 即,分析部162在得出声阻抗后可预测超声波发送(Tx)信号的散射,在预测散射后,可预测噪音(Noise)的成分。这种信息可用于在优化部164中对接收参数的补偿。如此,分析部162对于向对象体发送的脉冲所对应的第一反射信号进行分析后,由于频率导

致的衰减及阻抗,频率特性 / 脉冲形状发生变化,由此,各频率的超声波传递速度也会发生变化。此时,越是频率高的成分,其传递速度越快,因此,分析部 162 能够以不同对象体的组织下的界面的超声波速度来得出各对象体(人体)的变化率。

[0070] 并且,分析部 162 通过对应于脉冲而接收的第一反射信号的中心频率(Center Frequency)和频率位移(Frequency Displacement)来确认对象体特性信息。分析部 162 以时间轴获得声阻抗信息,并预测对象体的非线性(Non-Linear)成分。分析部 162 通过比较包含在第一反射信号的各系数信息与默认值,生成已确认是否大于或小于默认值的上述分析结果信息,上述分析结果信息包含大于默认值的信息或小于默认值的信息。

[0071] 优化部 164 根据从分析部 162 接收的分析结果信息,优化拟向对象体发送的超声波的发送参数(Tx Parameter),或者补偿对应于超声波而从对象体接收的第二反射信号的接收参数(Rx Parameter)。即,优化部 164 向从分析部 162 接收的分析结果信息中所包含的每个系数信息(反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数等)赋予加权值(Weight),来算出加算分数,并根据加算分数来调节发送参数或接收参数。例如,向包含在分析结果的每个系数信息(反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数等)适用已设置的加权值后,算出适用加权值的所有系数加算后的加算分数,以相当于加算分数的条件对发送参数或接收参数进行调节。并且,优化部 164 进行调节,使包含在分析结果信息的系数信息中属于大于默认值的信息的上述参数或接收参数按加权值减少,或者优化部 164 进行调节,使系数信息中属于小于默认值的信息的发送参数或接收参数按加权值增加。

[0072] 优化部 164 优化的发送参数如下。即,优化部 164 根据分析结果信息,来调节变迹(Apodization)参数、发送超频(Burst)参数、发送频率选择参数、光圈组合(Aperture Compounding)参数中的至少一种发送参数,上述变迹参数是按照焦点位置(Focal Point)来分别设置各个变换器元件的大小的参数,上述发送超频参数是用于决定超声波的发送数量的参数,上述发送频率选择参数是用于选择发送波形(Tx Waveform)的中心频率的参数,上述光圈组合参数是通过分别设置各时间差帧(Frame)的接收信号的比重,来实时显示图像的参数。

[0073] 并且,优化部 164 补偿的接收参数如下。即,优化部 164 根据分析结果信息,来调节信号大小变化参数、滤波器选择参数、图像设置(Image Setting)参数、接收频率选择参数中的至少一种接收参数,上述大小变化参数是以时间轴使接收信号的大小变化的信号,上述滤波器选择参数是用于选择图像处理所需滤波器(Filter)(例如,低通滤波器(Low Pass Filter, LPF),高通滤波器(High Pass Filter, HPF))的参数,上述图像设置参数是用于设置对象体的图像数据的参数,上述接收频率选择参数是用于选择接收波形(Rx Waveform)的中心频率的参数。

[0074] 信号处理部 170 使在波束形成部 146 中聚焦的接收扫描线的反射信号变换为基带信号(Baseband Signals),使用正交解调器(Quadrature Demodulator)检出包络线(Envelope),来获取针对一个扫描线的数据。并且,信号处理部 170 将由波束生成器 140 所生成的数据处理为数字信号。

[0075] 扫描变换部 180 将从信号处理部 170 中获得的数据存储到存储器,使数据的扫描方向与显示部 190(即,显示器)的像素方向对齐,使相应数据向显示部 190 的像素位置匹

配。扫描变换部 180 将超声波影像数据变换为在规定的扫描线表示形式的显示部 190 中使用的的数据形式。

[0076] 扫描变换部 180 的主要作用是临时性超声波影像数据的存储。扫描变换部 180 从变换器 110 接收反射信号,并将所接收的反射信号存储于内部存储器(即,存储装置)内。接着,扫描变换部 180 将反射信号变换为影像数据后,向显示部 190 输出。此时,影像数据不仅可以变换为 B- 模式影像数据,还可以变换为 M- 模式影像数据、多普勒模式影像数据、色彩流模式影像数据。在扫描变换部 180 并非处于静止模式的情况下,存储于内部存储器的反射信号继续以最新信息得到更新。此时,所变换的影像数据输出到显示部 190 的同时,实时地再次最新更新。相反地,在静止模式下,扫描工作中止,仅执行输出功能。由于影像的获得和呈现分别以不同形式完成,因此,必须要进行扫描变换部 180 的扫描变换,在显示部 190 上输出超声波影像数据。此时,反射信号沿着各个扫描线到达扫描变换部 180。并且,扫描变换部 180 的存储器在存储和读取数据期间在其他数据形式之间起到缓冲作用。扫描变换部 180 以变换器 110 的信息形式和速度接收反射信号。扫描变换部 180 将反射信号以一个影像数据存储到存储器。影像数据被扫描变换部 180 从存储器中被读入显示部 190(即,显示器),并对齐显示部 190 的水平画像扫描。

[0077] 扫描变换部 180 的存储器对于从已设置的位置接收的超声波影像数据可识别为以多点(Multi-Bit)存储单位构成的各要素的矩阵(Matrix)。在此情况下,数字化的要素称为像素。即,扫描变换部 180 的存储器是这种像素的矩阵。在显示部 190 上输出的超声波影像数据实际上在扫描变换部 180 的存储器内以数字化数字的矩阵形态存在。即,在形成探伤期间,反射信号根据对象体的位置插入到像素的位置(地址)。扫描变换部 180 为了算出正确的像素地址,利用反射信号的延迟时间和变换器 110 的波束坐标。

[0078] 此时,扫描变换部 180 为了在各像素位置上表现反射信号的值而至少在 8 比特上被使用。即,8 比特在各位置上具有 256 个振幅级。如此,扫描变换部 180 的存储器随着由超声波探伤感兴趣区域(Region Of Interest, ROI),连续地以最新的反射信号信息被更新。另一方面,扫描变换部 180 的影像停止功能不仅可以为了影像存储将反射信号存储到存储器,还可以存储反射信号,以存储图片、数字信息。扫描变换部 180 的存储器通过向用于提供调节显示部 190 的亮度大小所需的信号的数字-模拟变换器(DAC)传递像素值来实现输出。

[0079] 显示部 190 输出由扫描变换部 180 生成的超声波影像数据。在此情况下,超声波影像数据是包括 B- 模式影像或 C- 模式影像的概念。即, B- 模式影像作为灰度级影像,是指表示对象体的移动的影像模式, C- 模式影像是指色彩流影像模式。另一方面, BC- 模式影像(BC-Mode Image)作为利用多普勒效果(Doppler Effect)表示血流的流动或对象体的移动的影像模式,可同时提供 B- 模式影像和 C- 模式影像,是指可同时提供血流及对象体的移动信息和解剖学信息的影像模式。即, B- 模式作为灰度级的影像,是指表示对象体的移动的影像模式, C- 模式作为色彩流影像,是指表示血流的流动或对象体的移动的影像模式。另一方面,超声波医疗装置 100 是可同时提供 B- 模式影像(B-Mode Image)和作为色彩流影像(Color Flow Image)的 C- 模式影像(C-Mode Image)的装置。

[0080] 另一方面,超声波医疗装置 100 还可包括使用者输入部,使用者输入部接收借助使用者的操作或输入的命令(Instruction)。在此情况下,使用者命令可以是用于控制超声

波医疗装置 100 的设置命令等。

[0081] 图 2 为概要表示第二实施例超声波医疗装置的信号处理部的框结构图。

[0082] 第二实施例的信号处理部 170 包括任意波形生成部 (Arbitrary Waveform Generator) 210 及规范化部 220。在第二实施例中记载了信号处理部 170 仅包含任意波形生成部 210 及规范化部 220, 但并非一定受此限定, 且在不脱离第二实施例的本质特性的范围内, 对于在信号处理部 170 中所包含的结构要素, 可进行各种修改或变形后适用。

[0083] 分析部 162 根据对应于脉冲而接收的第一反射信号, 来确认对变换器元件的共振频率 (Resonance Frequency) 特性。在此情况下, 共振频率是指变换器 110 的变换器元件 (压电元件) 所具有的共振频率。在这种共振频率下, 电能可最有效地变换为声能, 反之亦然。通常, 共振频率主要能够以变换器 110 的压电元件的厚度进行设置。例如, 薄的压电元件可以设置高共振频率, 厚的压电元件可以设置低共振频率。由于变换器 110 在压电元件的共振频率或接近该共振频率的条件下工作, 因此, 附着于高频率用变换器的压电元件的厚度更小于附着于低频率用变换器的压电元件的厚度。

[0084] 例如, 宽频变换器被设计成在一个频率以上工作, 当使用变换器时所释放的声波的频率可由超声波医疗装置 100 本身来决定。操作者可利用超声波医疗装置 100 的选择开关, 选择拟用于探伤的频率, 超声波医疗装置 100 的发送器为了形成所选择的频率, 决定将转移到变换器 110 的电气脉冲。此时, 接收器的放大器也同样以相同频率进行调整。

[0085] 但是, 以变换器 110 的压电元件的厚度被设置的共振频率根据发送脉冲的频率特性而包含有热噪音 (Thermal Noise), 因此, 第二实施例的分析部 162 根据对应于脉冲而接收的第一反射信号, 来正确地确认针对变换器元件的共振频率。

[0086] 任意波形生成部 210 生成反映有共振频率特性的任意波形 (Arbitrary Waveform)。规范化部 220 对任意波形进行快速傅氏变换 (FFT: Fast Fourier Transform) 后, 生成标准化 (Normalization) 的规范化信号。在此情况下, 快速傅氏变换 (FFT) 是光谱 (步骤 Spectral) 分析, 根据光谱分析, 复杂的信号分类或分析成简单的频率成分。用于这种光谱分析的最常见方法就是傅里叶分析 (Fourier Analysis)。

[0087] 为了在超声波医疗装置 100 中进行光谱分析, 在信号处理部 170 所包含的规范化部 220 中进行快速傅氏变换 (FFT)。规范化部 220 将以时间的函数表达的多个频率成分表示为多普勒信号。规范化部 220 将这种多普勒信号段按 1 ~ 5ms 连续地细分。此时, 信号段在模拟数字转换器 150 中变换为数字值后发送到规范化部 220。规范化部 220 在若干离散频率中显示各个相对信号值后, 对其他信号段进行工作, 并连续地予以显示。在规范化部 220 中进行的快速傅氏变换结果中, 以时间表示水平轴, 并按照对应于上述的信号段的小间隔的划分。即, 垂直轴表示多普勒频率或半导体的速度, 以离散频率区分后存储。在垂直间隔中, 存储值越高, 频率越高。规范化部 220 在段之间具有用于表现频率分布的灰度级浓度或密度。通过成功地分类信号段, 分析器可以实现连续地光谱表现。在规范化部 220 中进行的标准化是指对不标准的信号 (进行快速傅氏变换的信号) 进行数值化的过程。即, 标准化是指针对不标准的信号设置基准, 分析峰值 (Peak), 算出 “ π ” 的过程。

[0088] 第二实施例的发送部 132 根据从规范化部 220 所接收的规范化信号来生成超声波。即, 第二实施例的发送部 132 包括用于生成基于规范化信号的超声波的脉冲发生器。接着, 第二实施例的变换器 110 向对象体发送根据规范化信号所生成的超声波, 从对象体接

收对应于根据规范化信号所生成的超声波的第二反射信号。接着,扫描变换部 180 接收对应于根据规范化信号所生成的超声波的第二反射信号,并将第二反射信号变换为用于显示的(超声波)影像数据,使得在所设的显示部上显示影像数据。

[0089] 即,在第二实施例的超声波医疗装置 100 的脉冲发生部 130 中生成脉冲,由变换器 110 向对象体发送脉冲后,接收对应于脉冲而反射的第一反射信号。接着,在超声波医疗装置 100 的分析部 162 中,根据第一反射信号,来确认对于变换器元件的共振频率特性,在任意波形生成部 210 中生成反映有共振频率特性的任意波形后,在规范化部 220 中生成对任意波形进行标准化的规范化信号并传输到发送部 132。接着,在超声波医疗装置 100 的发送部 132 中,根据从规范化部 220 所接收的规范化信号来生成超声波。在超声波医疗装置 100 的变换器 110 中,向对象体发送根据规范化信号所生成的超声波,并从对象体接收对应于根据规范化信号所生成的超声波的第二反射信号。接着,在超声波医疗装置 100 的扫描变换部 180 中接收第二反射信号,将第二反射信号变换为用于显示的(超声波)影像数据,使得在所设显示部 190 上显示影像数据。即,在根据规范化信号所生成的超声波中已经反映有变换器 110 的变换器元件的共振频率特性,因此,在扫描变换部 180 中生成最终得到优化的(超声波)影像数据。

[0090] 图 3 为用于说明第一实施例利用对象体(人体)特性的超声波优化方法的顺序图。

[0091] 超声波医疗装置 100 生成脉冲并向对象体发送脉冲,从对象体接收对应于脉冲而反射的第一反射信号(步骤 S310)。超声波医疗装置 100 利用对应于脉冲而接收的第一反射信号的频率特性,生成对象体特性信息(步骤 S320)。在步骤 S320 中,超声波医疗装置 100 利用第一反射信号的频率特性,确认反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数中的至少一种信息,并将其识别为对象体特性信息。此时,超声波医疗装置 100 通过对应于脉冲而接收的第一反射信号的中心频率和频率位移,确认对象体特性信息。

[0092] 超声波医疗装置 100 生成对象体特性信息对比默认值的分析结果信息(步骤 S330)。在步骤 S330 中,超声波医疗装置 100 通过比较包含在第一反射信号的各系数信息与默认值,生成已确认是否大于或小于默认值的上述分析结果信息,上述分析结果信息包含大于默认值的信息或小于默认值的信息。并且,在步骤 S330 中,超声波医疗装置 100 根据衰减系数(α)、超声波移动距离(d)及频率,来算出针对对象体的衰减量,并根据介质的密度(ρ)和强度(B),来算出声速(c),并根据所反射的声压振幅(P_r)和所入射的声压振幅(P_i)之比,来算出反射系数(R)。这种衰减系数(α)、超声波移动距离(d)、频率、衰减量、介质的密度(ρ)、强度(B)、声速(c)、声压振幅(P_r)、声压振幅(P_i)、反射系数(R)可作为由超声波医疗装置 100 对发送参数进行优化或对接收参数进行补偿所需的判断信息(分析结果信息)而生成。并且,超声波医疗装置 100 以时间轴来获得声阻抗信息,并可预测对象体的非线性成分。

[0093] 超声波医疗装置 100 根据分析结果信息,确认是否有必要对拟向对象体发送的超声波的发送参数进行优化(步骤 S340)。在步骤 S340 中,超声波医疗装置 100 通过向每个包含在分析结果信息的系数信息(反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数等)赋予加权值,来算出加算分数,根据加算分数来确认是否有必要优化

发送参数。例如，向分析结果中所包含的每个系数信息（反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数等）适用已设置的加权值后，算出适用加权值的所有系数的加算分数，若存在对应于加算分数的优化条件，则可调节（优化）发送参数。

[0094] 步骤 S340 的确认结果，在需要优化发送参数的情况下，超声波医疗装置 100 根据相应的条件对发送参数进行优化（步骤 S350）。即，在步骤 S350 中，超声波医疗装置 100 进行调节，使包含在分析结果信息的系数信息中属于大于默认值的信息的发送参数按加权值减少，或者超声波医疗装置 100 进行调节，使系数信息中属于小于默认值的信息的发送参数按加权值增加。此时，超声波医疗装置 100 根据分析结果信息，来调节变迹参数、发送超频参数、发送频率选择参数、光圈组合参数中的至少一种发送参数，上述变迹参数是按照焦点位置来分别设置各个变换器元件的大小的参数，上述发送超频参数是用于决定超声波的发送数量的参数，上述发送频率选择参数是用于选择发送波形的中心频率的参数，上述光圈组合参数是通过分别设置各时间差帧的接收信号的比重，来实时显示图像的参数。

[0095] 超声波医疗装置 100 确认是否有必要对从对象体对应于超声波而接收的第二反射信号的接收参数进行补偿（步骤 S360）。在步骤 S360 中，超声波医疗装置 100 通过向每个包含在分析结果信息的系数信息（反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数等）赋予加权值，来算出加算分数，根据加算分数来确认是否有必要补偿接收参数。例如，向分析结果中所包含的每个系数信息（反射系数、透射系数、声阻抗、散射系数、衰减系数、弹性系数及温度系数等）适用已设置的加权值后，算出适用加权值的所有系数的加算分数，若存在对应于加算分数的优化条件，则可调节（补偿）接收参数。

[0096] 步骤 S360 的确认结果，在需要补偿接收参数的情况下，超声波医疗装置 100 根据相应的条件对接收参数进行补偿（步骤 S370）。即，在步骤 S370 中，超声波医疗装置 100 进行调节，使包含在分析结果信息的系数信息中属于大于默认值的信息的接收参数按加权值减少，或者超声波医疗装置 100 进行调节，使系数信息中属于小于默认值的信息的接收参数按加权值增加。此时，此时，超声波医疗装置 100 根据分析结果信息，来调节信号大小变化参数、滤波器选择参数、图像设置参数、接收频率选择参数中的至少一种接收参数，上述大小变化参数是以时间轴使接收信号的大小变化的信号，上述滤波器选择参数是用于选择图像处理所需滤波器（例如，低通滤波器（LPF）、高通滤波器（HPF））的参数，上述图像设置参数是用于设置对象体的图像数据的参数，上述接收频率选择参数是用于选择接收波形的中心频率的参数。

[0097] 在图 3 中记载了依次执行步骤 S310 ~ 步骤 S370 的过程，但这仅仅是对于第一实施例的技术思想的示例性说明，对于第一实施例所属技术领域的普通技术人员来说，可在不脱离第一实施例的本质特性的范围内，通过变更实施图 3 所记载的顺序，或者并列实施步骤 S310 ~ 步骤 S370 中的一个以上步骤，来进行各种修改及变形，因此，图 3 并非受到时间数列的限制。

[0098] 如上所述，图 3 所记载的第一实施例的利用对象体（人体）特性的超声波优化方法能够以应用程序呈现并存储于计算机可读存储介质。存储有用于呈现第一实施例的利用对象体（人体）特性的超声波优化方法的应用程序的计算机可读存储介质包括可由计算机系统读取的存储有数据的所有类型的存储装置。作为这种计算机可读存储介质的例，有只读存储器（ROM）、随机存取存储器（RAM）、光盘只读存储器（CD-ROM）、磁带、软盘、光数据存

储装置等,并且也包括以载波(例如,通过互联网的传输)的形态呈现的介质。并且,计算机可读存储介质分散在通过网络相连接的计算机系统中,可采用分散方式存储和执行计算机可读代码。并且,用于呈现第一实施例的功能性(Functional)应用程序、代码及代码段可由第一实施例所属技术领域的程序员轻松导出。

[0099] 图4为用于说明第二实施例利用共振频率特性的超声波优化方法的顺序图。

[0100] 超声波医疗装置100生成脉冲并发送到对象体,从对象体接收对应于脉冲而反射的第一反射信号(步骤S410)。超声波医疗装置100利用对应于脉冲而接收的第一反射信号的频率特性,确认共振频率特性(步骤S420)。

[0101] 超声波医疗装置100生成反映有共振频率特性的任意波形(步骤S430)。超声波医疗装置100对任意波形进行快速傅氏变换(FFT)后,生成标准化的规范化信号(步骤S440)。超声波医疗装置100根据规范化信号,生成超声波(步骤S450)。

[0102] 超声波医疗装置100向对象体发送根据规范化信号所生成的超声波,从对象体接收对应于根据规范化信号所生成的超声波的第二反射信号(步骤S460)。超声波医疗装置100接收第二反射信号,并将第二反射信号变换为用于显示的影像数据,使得在所设显示部上显示影像数据(步骤S470)。即,在超声波医疗装置100中,根据规范化信号所生成的超声波中已经反映有变换器110的变换器元件的共振频率特性,因此,在扫描变换部180中生成最终得到优化的(超声波)影像数据。

[0103] 在图4中记载了依次执行步骤S410~步骤S470的过程,但这仅仅是对于第二实施例的技术思想的示例性说明,对于第二实施例所属技术领域的普通技术人员来说,可在不脱离第二实施例的本质特性的范围内,通过变更实施图4所记载的顺序,或者并列实施步骤S410~步骤S470中的一个以上步骤,来进行各种修改及变形,因此,图4并非受到时间数列的限制。

[0104] 图5为用于说明第一实施例、第二实施例利用脉冲来获得对象体(人体)特性或共振频率特性的方法的图。

[0105] 超声波医疗装置100的脉冲发生部130生成脉冲。此时,脉冲发生部130向发送部132传递脉冲,或者借助收发开关120的控制,直接向变换器110施加脉冲,使得从变换器110的各变换器元件中输出脉冲。即,超声波医疗装置100的变换器110向对象体发送脉冲,并从对象体接收对应于脉冲的第一反射信号。接着,超声波医疗装置100的分析部162查找变换器110的变换器元件的共振频率特性,并直接适用于超声波的生成。

[0106] 如图5的(a)所示,在操作者选择“测试模式(Test Mode)”或“对象体(人体)特性提取模式”的情况下,超声波医疗装置100为了确认变换器110的变换器元件的共振频率特性,向对象体发送脉冲。如图5的(b)所示,超声波医疗装置100从对象体接收对应于脉冲的第一反射信号并进行模拟-数字转换后存储到存储器。

[0107] 图6为表示第二实施例利用共振频率来获取实时图像的发送脉冲发生器的图。

[0108] 在操作者选择“实时模式(Live Mode)”的情况下,超声波医疗装置100利用通过分析对应于脉冲而接收的第一反射信号所获得的最优化的共振频率,生成用于实时图像(Live Image)的超声波。即,如图6所示,超声波医疗装置100根据对应于脉冲而接收的第一反射信号,确认针对变换器元件的共振频率特性。超声波医疗装置100利用任意波形生成部210,生成反映有共振频率特性的任意波形。即,查找变换器110的最优化的共振频率

特性,以该频率生成向对象体发送的超声波,从而生成超声波影像数据。

[0109] 此时,超声波医疗装置 100 查找准确地适合变换器 110 的变换器元件的特性的共振频率特性,最终用于生成超声波影像数据的生成。并且,当获得准确地适合变换器 110 的变换器元件的特性的共振频率并将其用到超声波影像数据的生成时,不仅可以使在变换器 110 中产生的热噪音最小化,而且可以向对象体(人体)施加更高的发送功率(Tx Power),从而提高透射率(Penetration)。

[0110] 图 7 为表示第二实施例用于生成针对频率位移的任意波形的信号处理步骤的图。

[0111] 如图 7 所示,超声波医疗装置 100 利用规范化部 220 对任意波形进行快速傅氏变换(FFT)后,生成标准化的规范化信号。即,超声波医疗装置 100 的规范化部 220 在生成反映有共振频率特性的任意波形后,为了实现最优化的频率位移,利用快速傅氏变换(FFT)。超声波医疗装置 100 根据第一反射信号查找最优化的共振频率特性后,在快速傅氏变换(FFT)和标准化中可进行频率变更。超声波医疗装置 100 执行上述的信号处理步骤,可生成用于形成高频图形(Harmonic Image)的理想的超声波。

[0112] 即,在超声波医疗装置 100 中,当脉冲发生部 130 生成脉冲时,由变换器 110 向对象体发送脉冲后,接收对应于脉冲而反射的第一反射信号。接着,在分析部 162 中,根据第一反射信号,来确认对于变换器元件的共振频率特性,在任意波形生成部 210 中生成反映有共振频率特性的任意波形后,在规范化部 220 中生成对任意波形进行标准化的规范化信号并传输到发送部 132。接着,在发送部 132 中,根据从规范化部 220 所接收的规范化信号来生成超声波,在变换器 110 中,向对象体发送根据规范化信号所生成的超声波,并从对象体接收对应于根据规范化信号所生成的超声波的第二反射信号。接着,在超声波医疗装置 100 的扫描变换部 180 中接收第二反射信号。接着,超声波医疗装置 100 将第二反射信号变换为用于显示的(超声波)影像数据,使得在所设显示部上显示影像数据。即,在根据规范化信号所生成的超声波中已经反映有变换器 110 的变换器元件的共振频率特性,因此,在扫描变换部 180 中变换的影像数据得到优化。

[0113] 图 8 为表示第一实施例利用对象体(人体)特性来优化发送参数或补偿接收参数的步骤的图。

[0114] 如图 8 所示,超声波医疗装置 100 确认并分析分别具有不同系数的对象体(人体)特性。此时,超声波医疗装置 100 为了提取对象体(人体)的特性,向对象体发送脉冲后,分析(例如,信噪比(Signal to Noise Ratio, SNR),查找中心频率或频率位移高的位置)对应于脉冲的第一反射信号,优化发送参数。在此情况下,如图 8 所示,超声波医疗装置 100 可优化的发送参数可以是变迹参数、发送超频参数、发送频率选择参数、光圈组合参数中的至少一种发送参数,上述变迹参数是按照焦点位置来分别设置各个变换器元件的大小的参数,上述发送超频参数是用于决定超声波的发送数量的参数,上述发送频率选择参数是用于选择发送波形的中心频率的参数,上述光圈组合参数是通过分别设置各时间差帧的接收信号的比重,来实时显示图像的参数。

[0115] 并且,超声波医疗装置 100 为了确认对象体(人体)的特性,向对象体发送脉冲后,分析(例如,信噪比(步骤 SNR),查找中心频率或频率位移高的位置)对应于脉冲的第一反射信号,补偿接收参数。在此情况下,如图 8 所示,超声波医疗装置 100 可补偿的接收参数可以是信号大小变化参数、滤波器选择参数、图像设置参数、接收频率选择参数中的至

少一种接收参数,上述大小变化参数是以时间轴使接收信号的大小变化的信号,上述滤波器选择参数是用于选择图像处理所需滤波器(例如,低通滤波器(LPF)、高通滤波器(HPF))的参数,上述图像设置参数是用于设置对象体的图像数据的参数,上述接收频率选择参数是用于选择接收波形的中心频率的参数。

[0116] 图9为表示第一实施例根据对象体(人体)特性的系统的图。

[0117] 如图9所示,超声波医疗装置100可借助操作者的操作在控制面板(Control Panel)中选择或填写患者的“身体信息”。即,超声波医疗装置100可在患者的“身体信息”中生成“对象体特性信息”。

[0118] 另一方面,超声波医疗装置100可对针对特定对象体(患者)累积的对象体特性信息进行数据库化后将其设置为基准值。例如,超声波医疗装置100可借助操作者的操作来接收属于患者的身体信息的“性别信息”、“年龄信息”、“身高信息”及“体重信息”中的至少一种信息,提取当输出针对该身体信息的优化超声波影像数据时的发送参数或接收参数来进行数据库化,将累积类似的身体信息后的平均值设置为基准值。

[0119] 上述说明仅仅是对于本实施例的技术思想的示例性说明,本实施例所属技术领域的普通技术人员可在不脱离本实施例的本质特性的范围内进行各种修改及变形。因此,本实施例是为了说明本实施例的技术思想而提出的,而并非用于限定,本实施例的技术思想的范围也不受到这种实施例的限定。本实施例的保护范围应由本发明所要保护的内容来予以解释,并且与此等同范围内的所有技术思想均应包含在本实施例所要保护的范围内。

[0120] CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

[0121] 本申请专利根据美国专利法119(a)条(35U.S.C § 119(a))针对于2013年05月09日向韩国申请的专利申请号第10-2013-0052724号主张优先权,其所有内容作为参考文献并入本专利申请。同时,本申请专利针对除了美国以外的其他国家均以同上理由主张优先权,并将其所有内容作为参考文献并入本专利申请。

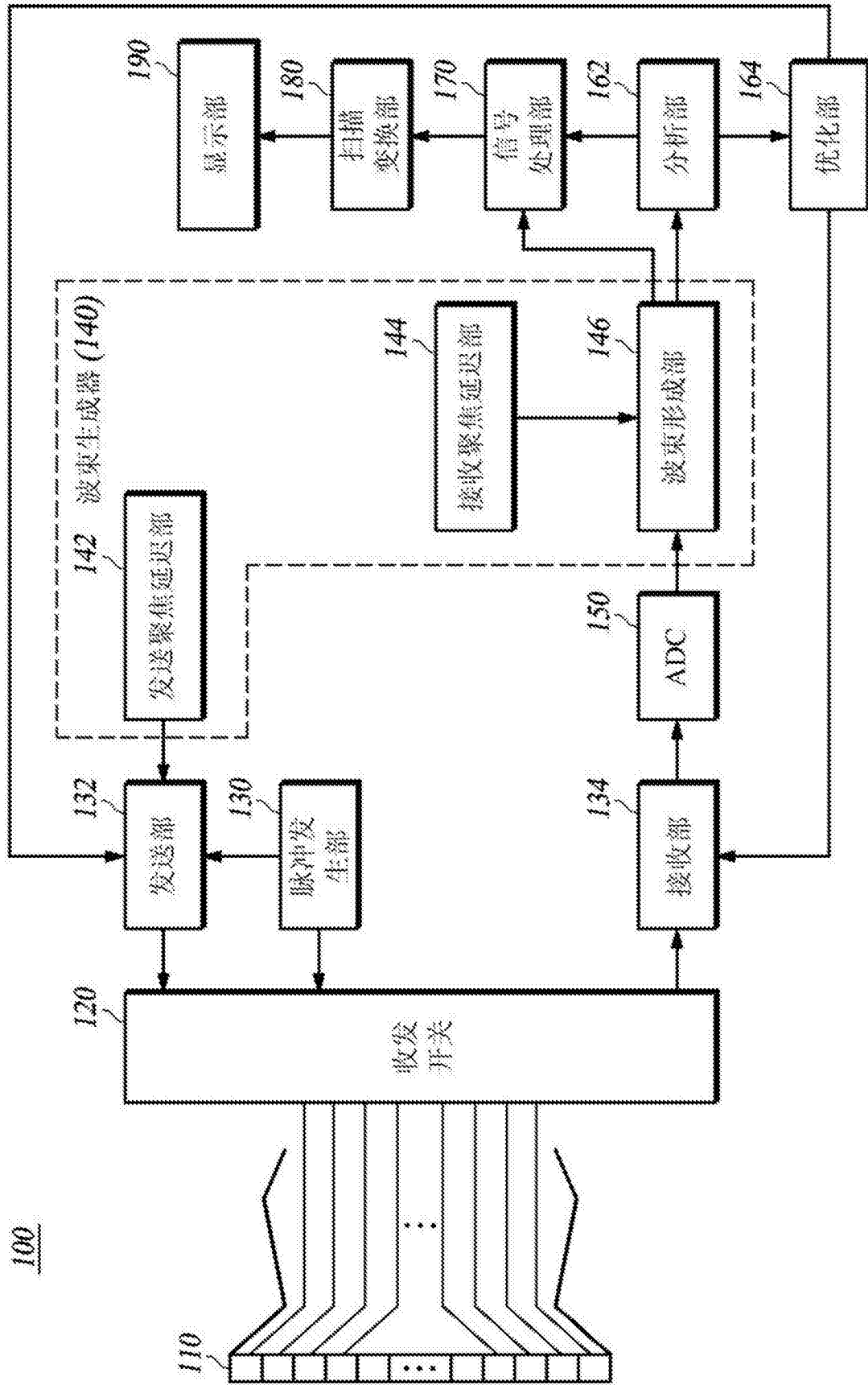


图 1

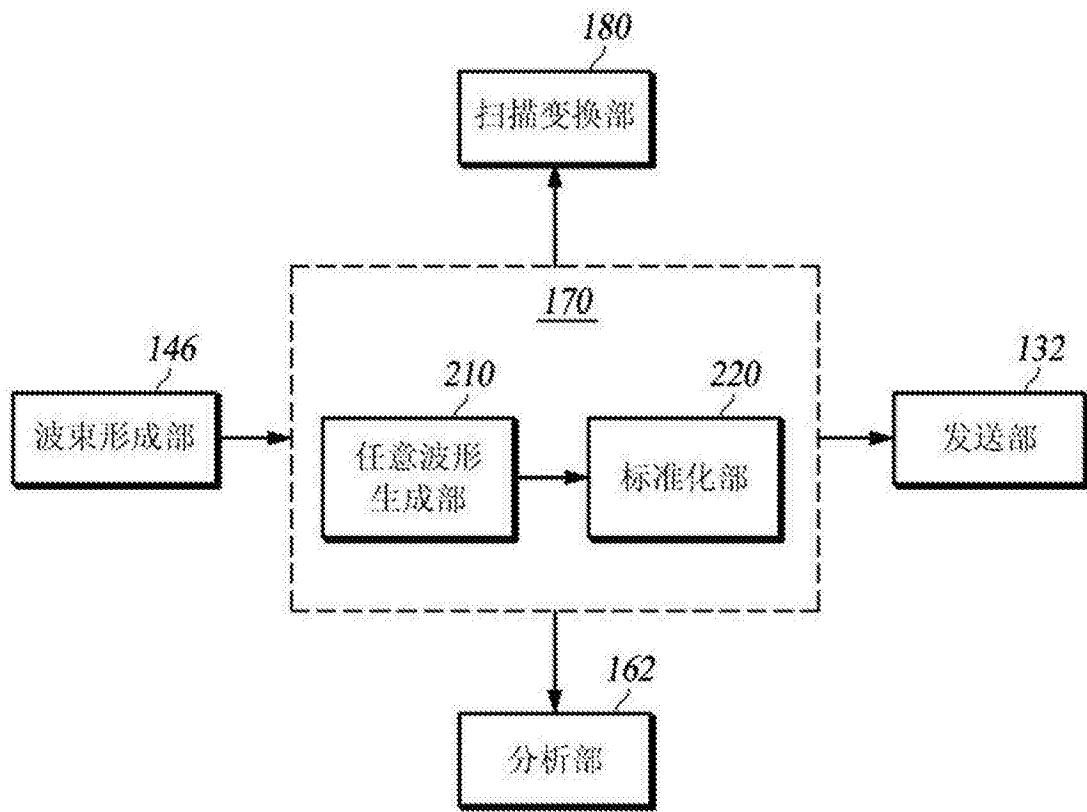


图 2

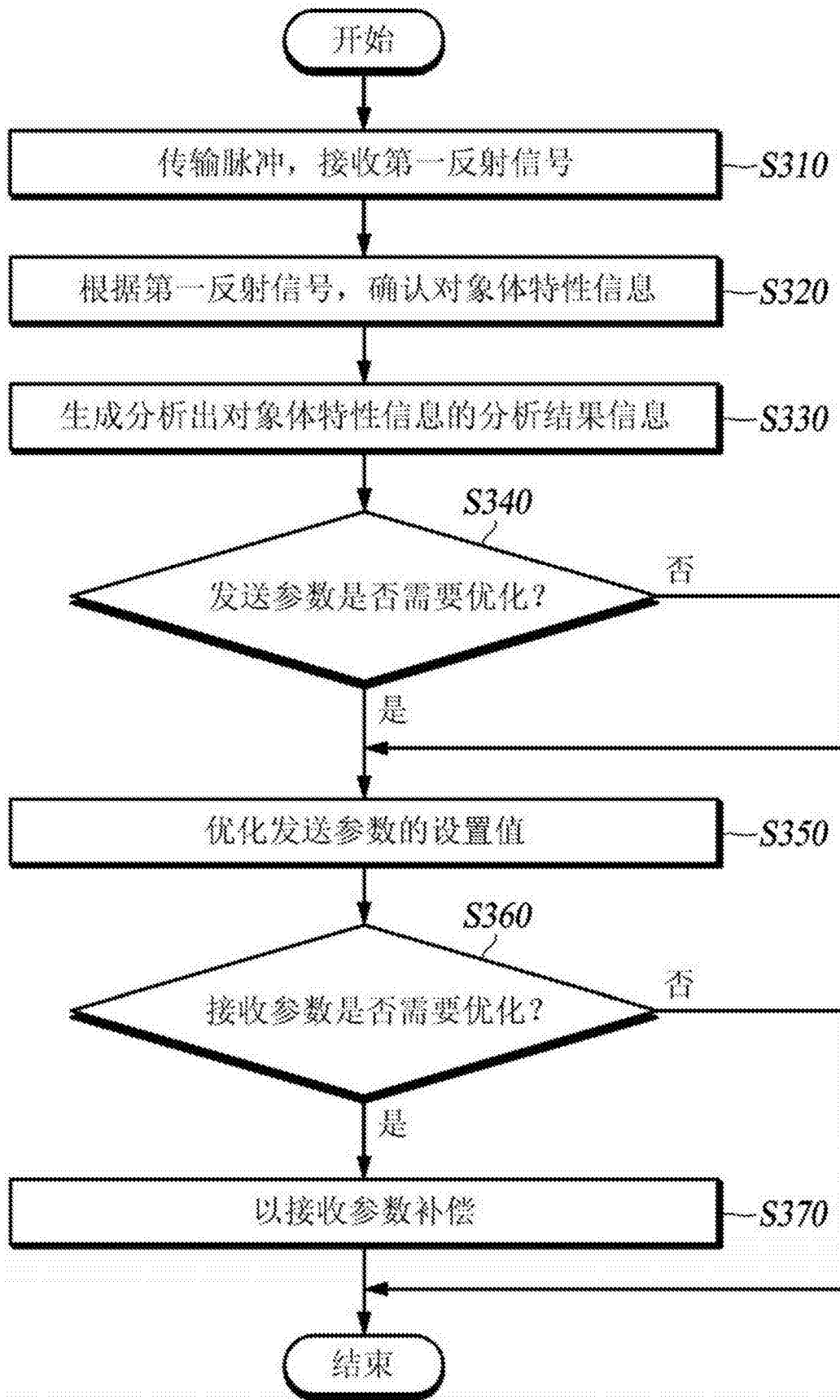


图 3



图 4

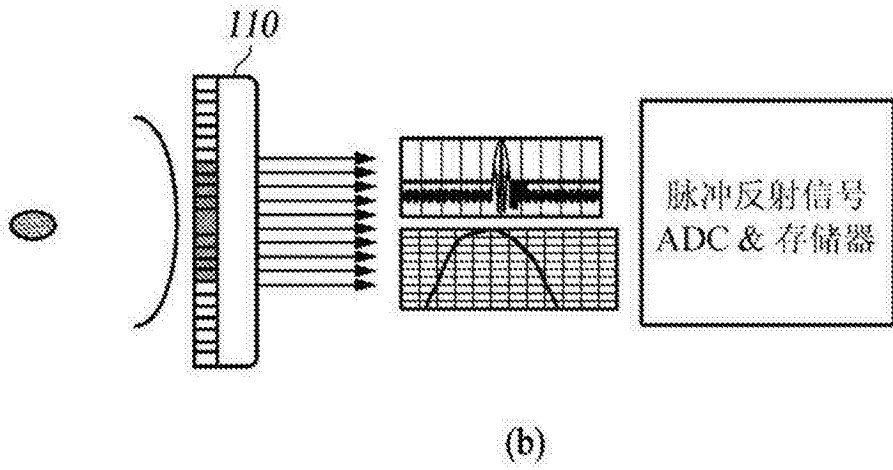
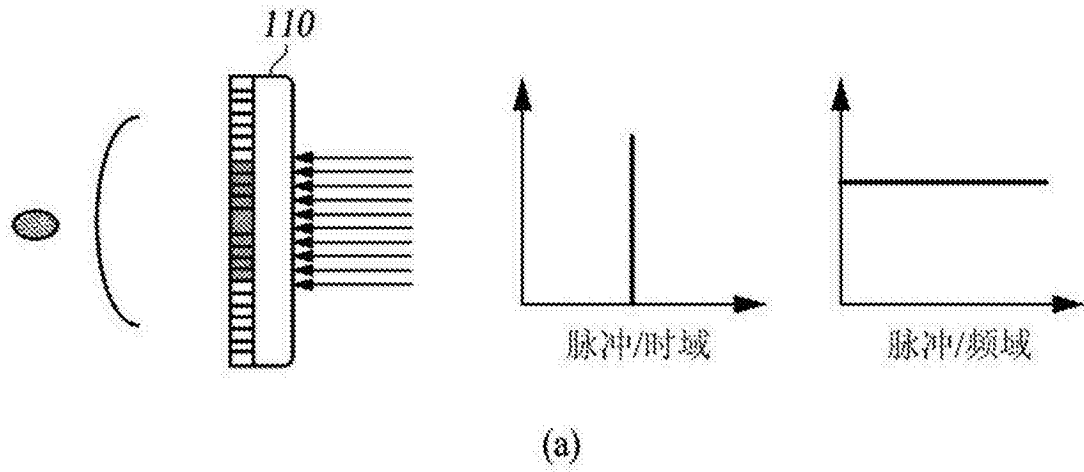


图 5

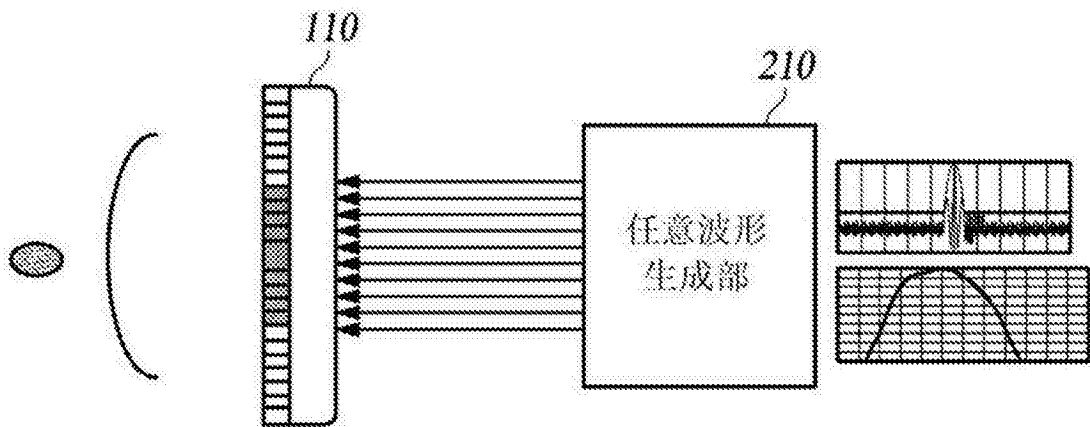


图 6

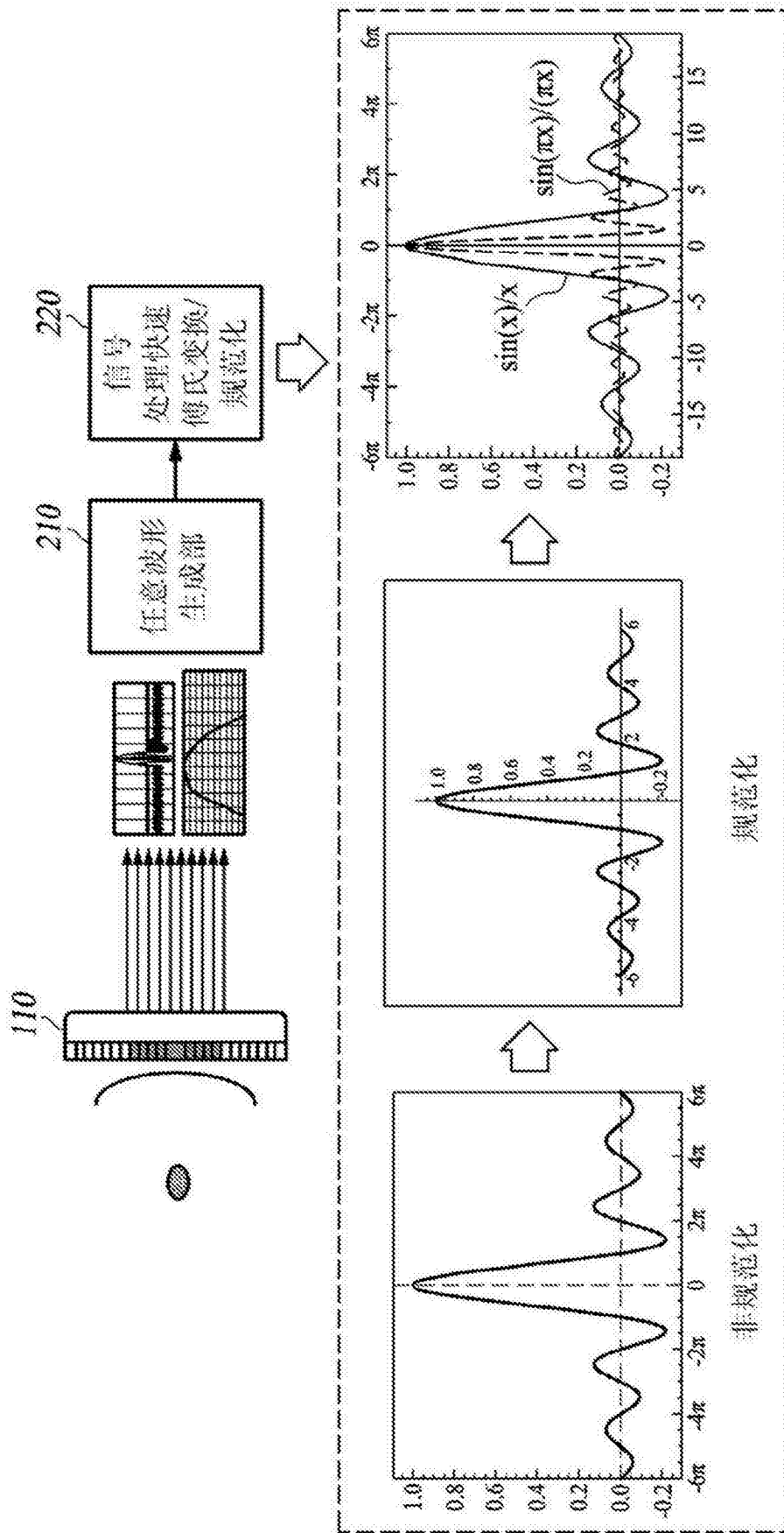


图 7

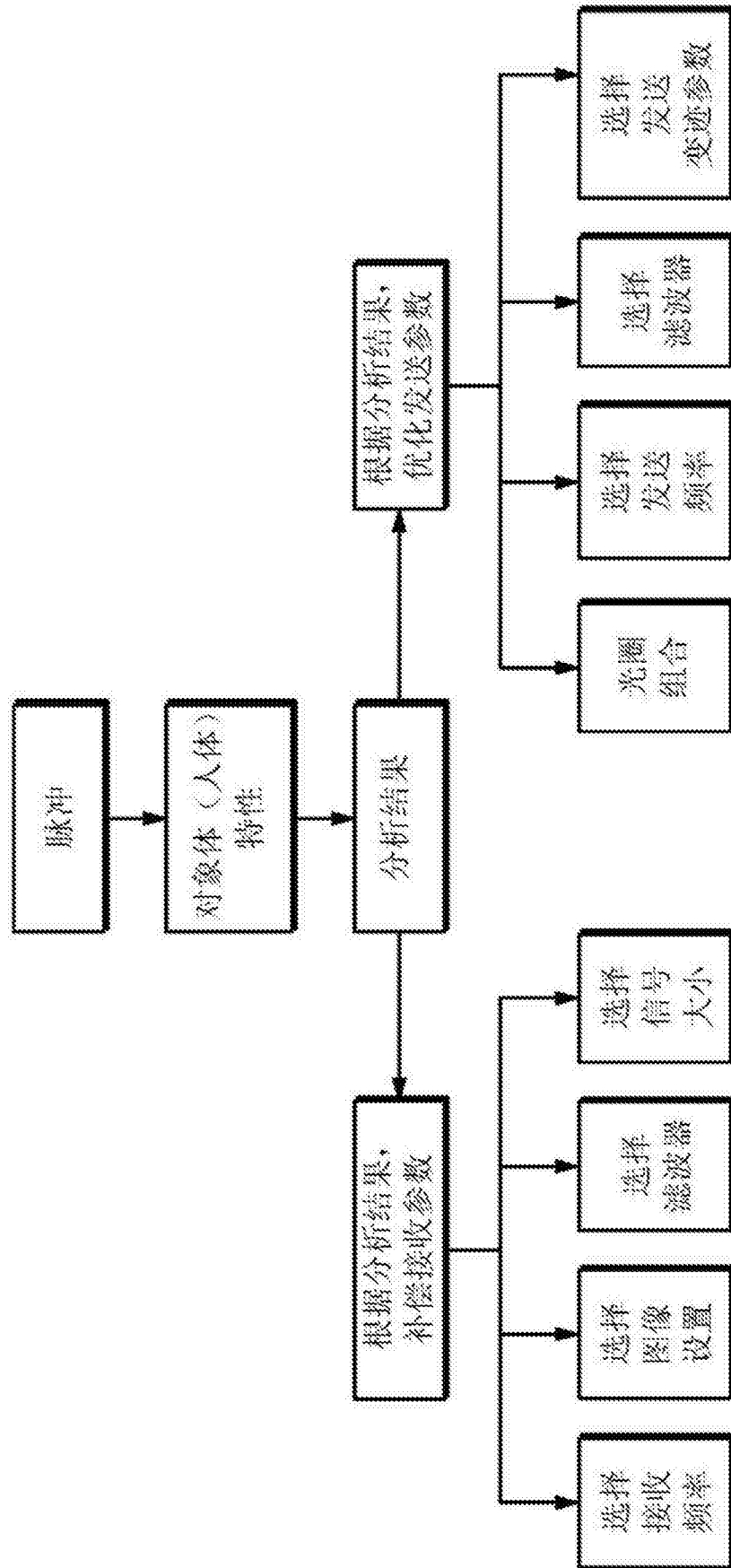


图 8

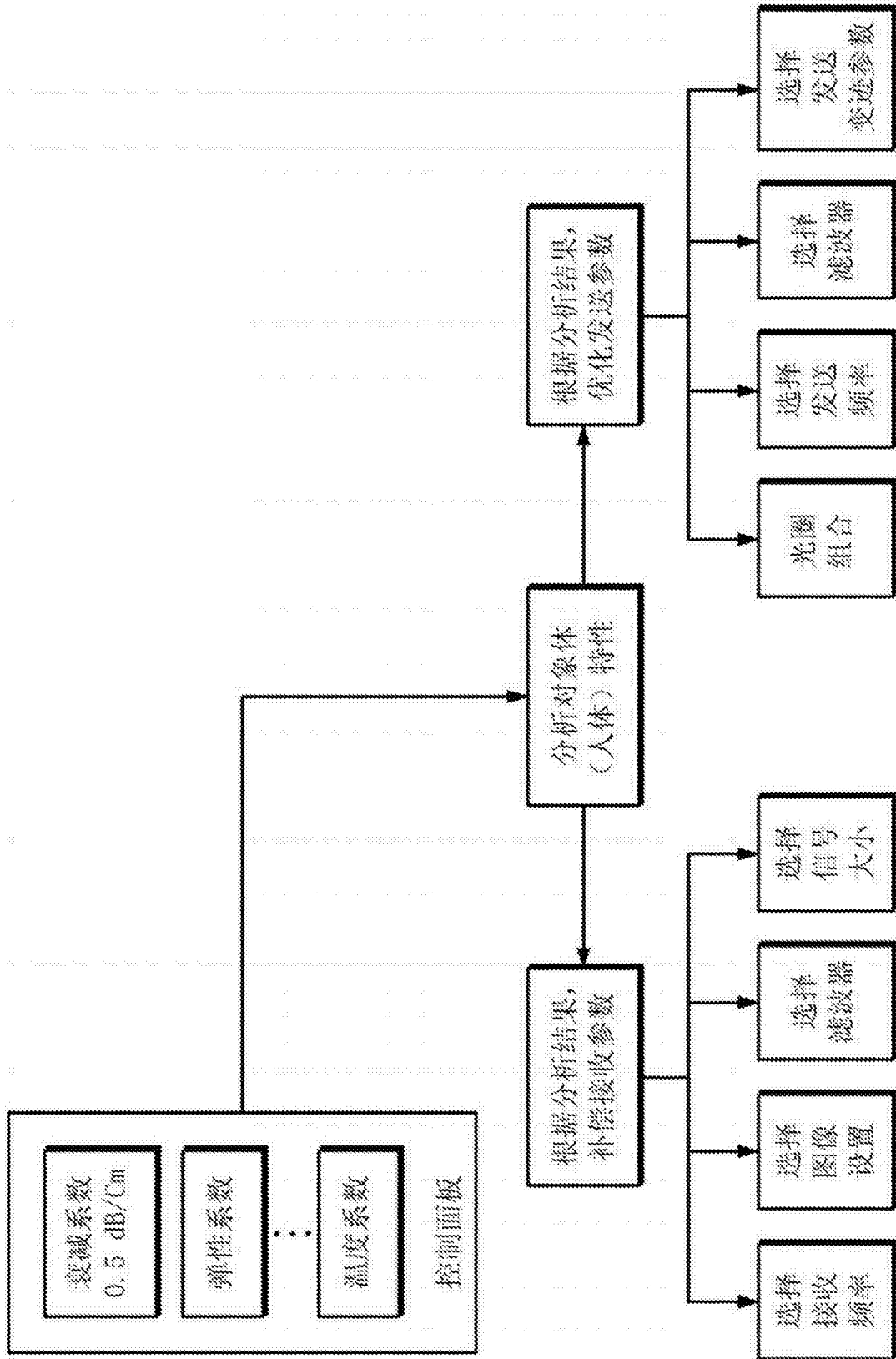


图 9

专利名称(译)	超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置		
公开(公告)号	CN105338908A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201380077808.3	申请日	2013-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗机械贸易有限公司		
[标]发明人	李贤淑		
发明人	李贤淑		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/585 A61B8/14 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/485 A61B8/5207 A61B8/5223 A61B8/5269 A61B8/54 A61B8/546 G01S7/5202 G01S7/52036 G01S7/52038 G01S7/52042 G01S7/52046		
代理人(译)	王朋飞		
优先权	1020130052724 2013-05-09 KR		
其他公开文献	CN105338908B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。本发明提供一种通过分析向对象体发送的对脉冲的反射信号，并确认对象体(人体)特性，根据对象体(人体)特性，来拟优化超声波的发送参数或拟补偿接收参数的超声波优化方法和用于该超声波优化方法的超声波医疗装置。

