



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105338909 A

(43) 申请公布日 2016. 02. 17

(21) 申请号 201380077810. 0

(22) 申请日 2013. 04. 30

(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/KR2013/003763 2013. 04. 30

(87) PCT国际申请的公布数据
W02014/178457 KO 2014. 11. 06

(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 张善焯 蔡洙平 赵现哲 孙健豪

(74) 专利代理机构 北京路浩知识产权代理有限公司 11002

代理人 瞿卫军 王朋飞

(51) Int. Cl.
A61B 8/14(2006. 01)
G01N 29/24(2006. 01)

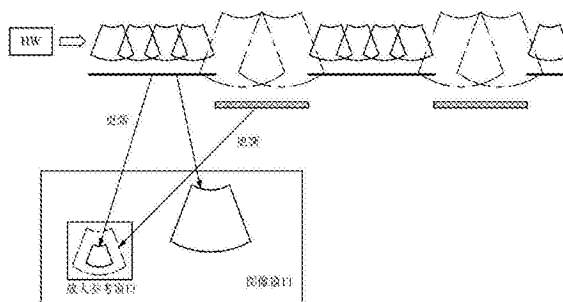
权利要求书2页 说明书10页 附图6页

(54) 发明名称

影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置

(57) 摘要

本发明公开影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置。本发明提供在超声波医疗装置的两种放大方式（读取放大、写入放大）中，使得在采用写入放大方式时全部影像实时更新于放大参考窗口，从而能够提高诊断效率的影像放大方法和用于该影像放大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:

变换器,根据写入放大命令向对象体的放大区域发送超声波,从上述放大区域接收对应于上述超声波的第一反射信号;

扫描变换部,将上述第一反射信号变换为用于显示的放大影像数据,使得上述放大影像数据表示于所设显示部上的第一窗口区域;以及

放大处理部,控制上述变换器,使得按已设置的恒定周期向上述对象体发送平面波,将从上述对象体所接收的第二反射信号变换为全部影像数据,使得上述全部影像数据表示于上述显示部上的第二窗口区域。

2. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部使得上述放大影像数据表示于作为主区域的图像窗口区域的同时,使得上述放大影像数据表示于作为子区域的放大参考窗口区域。

3. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部使得上述全部影像数据在上述放大参考窗口区域中实时更新。

4. 根据权利要求2所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大参考窗口区域包含在上述图像窗口区域内。

5. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部控制上述变换器,使得上述平面波按已设置的时间或已设置的帧基准发送到上述对象体。

6. 根据权利要求5所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部控制上述变换器,使得上述平面波按已设置的秒单位发送到上述对象体。

7. 根据权利要求5所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部控制上述变换器,使得上述平面波按已设置的帧基准并以每个任意帧已设置的次数发送到上述对象体。

8. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述变换器沿着已设置的扫描线向上述放大区域传输上述超声波后,从上述放大区域接收上述第一反射信号,或者,上述变换器利用已设置的扫描线全部,向上述对象体传输上述平面波后,从上述对象体接收上述第二反射信号。

9. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,还包括:

模拟数字转换器,将上述第一反射信号或上述第二反射信号转换为数字信号;以及

波束生成器,生成用于向上述放大区域聚焦上述超声波所需的第一延迟时间,或者生成用于向上述对象体聚焦上述平面波所需的第二延迟时间后,从而生成将适用上述第一延迟时间或第二延迟时间的各上述数字信号组合为一个信号的组合信号。

10. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部控制上述变换器,向上述对象体按多个角度发生上述平面波,并分别接收由此产生的上述第二反射信号后,生成对上述第二反射信号进行合成的上述全部影像数据。

11. 根据权利要求1所述的超声波医疗装置,其特征在于,上述放大处理部控制上述变换器,使得根据上述写入放大命令,上述超声波连续地向上述放大区域传输,在每次到达已设置的恒定周期时,临时中断发送上述超声波,使得上述平面波发送到上述对象体。

12. 一种影像放大方法,由超声波医疗装置放大影像,上述影像放大方法的特征在于,包括:

接收步骤,根据写入放大命令,向对象体的放大区域发送超声波,从上述放大区域接收对应于上述超声波的第一反射信号;

扫描步骤,将上述第一反射信号变换为用于显示的放大影像数据,使得上述放大影像数据表示于所设显示部上的第一窗口区域;以及

放大处理步骤,按已设置的恒定周期向上述对象体发送平面波,将从上述对象体所接收的第二反射信号变换为全部影像数据,使得上述全部影像数据表示于上述显示部上的第二窗口区域。

13. 根据权利要求 12 所述的影像放大方法,其特征在于,上述放大处理步骤包括使得上述放大影像数据表示于作为主区域的图像窗口区域的同时,使得上述放大影像数据表示于作为子区域的放大参考窗口区域的步骤。

14. 根据权利要求 12 所述的影像放大方法,其特征在于,上述放大处理步骤包括使得上述平面波按已设置的时间或已设置的帧基准发送到上述对象体的步骤。

15. 根据权利要求 12 所述的影像放大方法,其特征在于,上述放大处理步骤包括使得根据上述写入放大命令,上述超声波连续地向上述放大区域传输,在每次到达已设置的恒定周期时,临时中断发送上述超声波,使得上述平面波发送到上述对象体的步骤。

影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置

技术领域

[0001] 本实施例涉及一种影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置。更具体地,涉及一种在超声波医疗装置的两种放大方式(读取放大、写入放大)中,使得在采用写入放大方式时全部影像实时更新于放大参考(Zoom Reference)窗口,从而能够提高诊断效率的影像放大方法和用于该影像放大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] 超声波系统具有无浸湿及非破坏特性,因此,广泛用于用于获取对象体内部的信息的医疗领域。在不需要实施直接切开对象体后进行观察的外科手术的前提下,利用超声波系统可实时提供对象体内部的高分辨率影像,因此,广泛用于医疗领域。这种超声波系统提供一种向对象体发送超声波信号,并从对象体接收反射信号,来形成对象体的超声波影像,并放大提供超声波影像的影像放大功能。即,在超声波系统中,若向超声波影像设置拟放大的放大区域,则对相应于放大区域的影像进行放大。

[0004] 通常的影像放大功能仅表示诊断对象的放大区域,无法实时提供针对诊断对象的全部影像,或者无法以高分辨率提供全部影像。即,操作者很难实时确认除了放大区域以外的全部影像。

发明内容

[0005] (一) 要解决的技术问题

[0006] 本实施例的主要目的在于提供一种在超声波医疗装置的两种放大方式(读取放大、写入放大)中,使得在采用写入放大方式时全部影像实时更新于放大参考窗口,从而能够提高诊断效率的影像放大方法和用于该影像放大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:变换器(Transducer),根据写入放大(Write Zoom)命令向对象体的放大区域发送超声波,从上述放大区域接收对应于上述超声波的第一反射信号;扫描变换部(Scan Converter),将上述第一反射信号变换为用于显示(Display)的放大影像数据,使得上述放大影像数据表示于所设显示部上的第一窗口区域;以及放大处理部,控制上述变换器,使得按已设置的恒定周期向上述对象体发送平面波(Plane Wave),将从上述对象体所接收的第二反射信号变换为全部影像数据,使得上述全部影像数据表示于上述显示部上的第二窗口区域。

[0009] 并且,本发明的再一实施方式提供影像放大方法,由超声波医疗装置放大影像,上述影像放大方法的特征在于,包括:接收步骤,根据写入放大命令,向对象体的放大区域发送超声波,从上述放大区域接收对应于上述超声波的第一反射信号;扫描步骤,将上述第一反射信号变换为用于显示的放大影像数据,使得上述放大影像数据表示于所设显示部上的第一窗口区域;以及放大处理步骤,按已设置的恒定周期向上述对象体发送平面波,将从上

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。

[0028] 图 1 为简要表示本实施例用于放大影像的超声波医疗装置的框结构图。

[0029] 本实施例的超声波医疗装置 100 包括变换器 (Transducer) 110、收发开关 120、发送部 132、接收部 134、发送聚焦延迟部 142、接收聚焦延迟部 144、波束形成部 146、模拟数字转换器 150、信号处理部 170、扫描变换部 182、放大处理部 184 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、发送部 132、接收部 134、发送聚焦延迟部 142、接收聚焦延迟部 144、波束形成部 146、模拟数字转换器 150、信号处理部 170、扫描变换部 182、放大处理部 184 及显示部 190，但这仅仅是对于本实施例的技术思想的示例性说明，对于本实施例所属技术领域的普通技术人员来说，在不脱离本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。

[0030] 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。

[0031] 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 (ScanLine)。这种变换器 110 均可用于接收用途及发送用途。

[0032] 变换器 110 为了执行写入放大，向在感兴趣区域中由操作者 (Operator) 选择的放大区域发送超声波，并从放大区域接收对应于超声波的第一反射信号，或向对象体发送平面波 (Plane Wave)，并接收从对象体反射的对应于平面波的第二反射信号。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。例如，在变换器 110 以 1D、1.25D、1.5D、1.75D 呈现的情况下，按已设置的角度 (0° 至 360°) 进行旋转 (Rotation)，并向放大区域发送超声波后，从放大区域接收对应于超声波的第一反射信号，或者，向对象体发送平面波后，接收从对象体反射的对应于平面波的第二反射信号。另一方面，在变换器 110 以 2D 呈现的情况下，以没有任何旋转的状态，向放大区域发送超声波后，从放大区域接收对应于超声波的第一反射信号，或者向对象体发送平面波后，接收从对象体反射的对应于平面波的第二反射信号。

[0033] 这种变换器 110 适当延迟输入到各变换器元件的脉冲 (Pulse) 的输入时间，由此，将聚焦的超声波波束 (Beam) 沿着发送扫描线发送到对象体。另一方面，从放大区域反射的第一反射信号或从对象体反射的第二反射信号在变换器 110 中以相互不同的接收时间被输入，变换器 110 将所输入的第一反射信号或第二反射信号输出到波束生成器 140。

[0034] 本实施例的变换器 110 根据写入放大 (Write Zoom) 命令向对象体的放大区域发送超声波，从放大区域接收对应于超声波的第一反射信号。即，在操作者拟放大输出到显示部 190 的超声波影像的情况下，利用使用者输入部，输入放大命令。此时，放大命令可以选择写入放大命令或读取放大 (Read Zoom) 命令中的任一放大命令。接着，操作者利用“光

标”等在输出到显示部 190 的超声波影像中选择拟放大的放大区域。并且,本实施例的变换器 110 根据写入放大命令向对象体发送平面波,从对象体接收对应于平面波的第二反射信号。变换器 110 沿着已设置的扫描线向放大区域传输超声波后,从放大区域接收第一反射信号,或者,利用已设置的扫描线全部,向对象体传输平面波后,从对象体接收第二反射信号。

[0035] 收发开关 120 执行切换发送部 132 和接收部 134 的功能,使得能够由变换器 110 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。

[0036] 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。接收部 134 接收从变换器 110 的各个变换器元件中输出的超声波在对象体中反射后返回的反射信号(第一反射信号、第二反射信号),对于所接收的反射信号(第一反射信号、第二反射信号)进行放大、消除混叠(Aliasing)现象及噪音成分、针对超声波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。

[0037] 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。本实施例的波束生成器 140 生成用于向放大区域聚焦超声波所需的第一延迟时间,或者生成用于向对象体聚焦平面波所需的第二延迟时间后,从而生成将适用第一延迟时间或第二延迟时间的各数字信号组合为一个信号的组合信号。另一方面,波束生成器 140 能够以全并行路径(Full Parallel Path)方式与信号处理部 170 相连接,以实现软件层面的高速图像处理。

[0038] 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。

[0039] 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)。

[0040] 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。

[0041] 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。

[0042] 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。

[0043] 信号处理部 170 为了针对对应于面波的第二反射信号进行高速图像处理, 可在软件层面对相应数据进行并列处理。即, 为了进行高速图像处理, 信号处理部 170 比较输入数据列和比较数据列, 并生成比较结果数据列, 从构成比较结果数据列的各比较结果数据中提取代表性比特, 根据代表性比特来生成代表性比特列, 将与可由代表性比特列所表示的比特图案相对应的多个操作数据列存储到数据表, 在多个操作数据列中, 利用根据代表性比特列所选择的特定的操作数据列, 针对输入数据列执行数据运算, 来生成排出量数据列。如上所述, 为了实现信号处理部 170 的高速图像处理, 执行软件层面的并列处理, 但在体系结构层面, 可由多核中央处理器 (Central Processing Unit, CPU) 及图形处理单元 (Graphic Processing Unit, GPU) 同时在数千个路径上执行并列处理。

[0044] 扫描变换部 182 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 182 将超声波影像数据 (放大影像数据、全部影像数据) 变换为在规定的扫描线表示形式的显示部 190 中使用的数据形式。

[0045] 扫描变换部 182 的主要作用是临时性超声波影像数据 (放大影像数据、全部影像数据) 的存储。扫描变换部 182 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 182 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 182 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 182 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 182。并且, 扫描变换部 182 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 182 以变换器 110 的信息形式和速度接收反射信号。扫描变换部 182 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

182 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。

[0046] 扫描变换部 182 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 182 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 182 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 182 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。

[0047] 此时,扫描变换部 182 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 182 的存储器随着由超声波波束探伤感兴趣区域 (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 182 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 182 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。

[0048] 本实施例的扫描变换部 182 将第一反射信号变换为用于显示的放大影像数据,使得放大影像数据表示于所设显示部 190 上的第一窗口区域。在此情况下,第一窗口区域是指作为主区域的图像窗口 (Image Window) 区域。

[0049] 本实施例的放大处理部 184 控制变换器 110,使得平面波 (Plane Wave) 按已设置的恒定周期发送到对象体,将从对象体接收的第二反射信号变换为用于显示的全部影像数据,使得全部影像数据显示于所设显示部 190 上的第二窗口区域。在此情况下,第二窗口区域是指放大参考窗口 (Zoom Reference Window) 区域。

[0050] 放大处理部 184 使得放大影像数据表示于作为主区域的图像窗口区域的同时,使得全部影像数据表示于作为子区域的放大参考窗口区域。此时,放大参考窗口区域包含在图像窗口区域内。放大处理部 184 使得根据第二反射信号的全部影像数据实时地更新到放大参考窗口区域。此时,第二反射信号作为对应于平面波的信号,可在软件层面进行高速图像处理。放大处理部 184 控制变换器 110 并按已设置的时间或已设置的帧基准,向对象体发送平面波。即,放大处理部 184 控制变换器 110,使得平面波按已设置的秒钟单位发送到对象体。例如,平面波的传输周期可以设置为秒钟 (Second) 单位、毫秒 (Millisecond) 单位、微秒 (Microsecond) 单位及纳秒 (Nanosecond) 单位中的一种,放大处理部 184 可按已设置的秒钟单位向对象体发送平面波。并且,放大处理部 184 控制变换器 110,使得平面波按已设置的帧基准并以每个任意帧已设置的次数发送到对象体。例如,平面波的传输周期可以设置为每帧一次,放大处理部 184 可按照每帧一次的频率向对象体发送平面波。

[0051] 放大处理部 184 控制变换器 110 并按照多个角度向对象体发送平面波,并分别接收由此产生的第二反射信号后,生成对上述第二反射信号进行合成的全部影像数据。即,放大处理部 184 可控制变换器 110 并向对象体发送仅一次平面波,但也可以多次发送。若放大处理部 184 控制变换器 110 并向对象体发送多个平面波,则向对象体以相互不同的角度发生平面波后分别接收与此相对应的第二反射信号并生成合成有上述第二反射信号的全部影像数据。当然,第二反射信号为对应于平面波的信号,因此,可以在软件层面进行高速

图像处理。并且,放大处理部 184 控制变换器 110,使得根据写入放大命令,超声波连续地向放大区域传输,在每次到达已设置的恒定周期时,临时中断发送超声波,使得平面波发送到对象体。

[0052] 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。

[0053] 图 2 为用于说明本实施例影像放大方法的顺序图。

[0054] 超声波医疗装置 100 向对象体传输超声波,并从对象体接收对应于超声波的第一反射信号 (步骤 S210)。超声波医疗装置 100 将第一反射信号变换为超声波影像数据并通过所设显示部 190 来输出 (步骤 S220)。在超声波医疗装置 100 中,借助操作者的操作或命令来输入放大命令的情况下,根据放大命令来选择超声波影像数据中拟放大的放大区域 (步骤 S230)。在步骤 S230 中,在操作者拟对输出到显示部 190 的超声波影像进行放大的情况下,利用使用者输入部并输入放大命令。此时,放大命令可以选择写入放大命令或读取放大命令中的一种放大命令。接着,操作者利用“光标”等在输出到显示部 190 的超声波影像中选择放大区域。

[0055] 步骤 S230 之后,超声波医疗装置 100 根据写入放大命令向对象体的放大区域发送超声波,从放大区域接收对应于超声波的第一反射信号。超声波医疗装置 100 将针对放大区域的第一反射信号变换为用于显示的放大影像数据,并使得放大影像数据表示于所设显示部 190 上的第一窗口区域 (步骤 S240)。在此情况下,第一窗口区域是指作为主区域的图像窗口区域。在步骤 S240 中,超声波医疗装置 100 沿着已设置的扫描线向放大区域传输超声波后,从放大区域接收第一反射信号。

[0056] 超声波医疗装置 100 按已设置的恒定周期向对象体发送平面波 (步骤 S250)。在步骤 S250 中,超声波医疗装置 100 使得平面波按已设置的时间或已设置的帧基准发送到对象体。即,超声波医疗装置 100 使得平面波按已设置的秒钟单位发送到对象体。例如,平面波的传输周期可以设置为秒钟单位、毫秒单位、微秒单位及毫微秒单位中的一种,超声波医疗装置 100 可使得平面波按已设置的秒钟单位发送到对象体。并且,超声波医疗装置 100 使得平面波按已设置的帧基准并以每个任意帧已设置的次数发送到对象体。例如,平面波的传输周期可以设置为每帧一次,超声波医疗装置 100 可按照每帧一次的频率向对象体发送平面波。

[0057] 超声波医疗装置 100 将从对象体接收的第二反射信号变换为全部影像数据,使得全部影像数据表示于显示部 190 上的第二窗口区域 (步骤 S260)。在此情况下,第二窗口区域是指放大参考窗口区域。在步骤 S260 中,超声波医疗装置 100 利用已设置的扫描线全部,向对象体传输平面波后,从对象体接收第二反射信号。并且,超声波医疗装置 100 使得放大影像数据表示于作为主区域的图像窗口区域 (第一窗口区域) 的同时,使得全部影像数据表示于作为子区域的放大参考窗口区域 (第二窗口区域)。此时,放大参考窗口区域 (第二窗口区域) 包含在图像窗口区域 (第一窗口区域) 内。

[0058] 并且,在步骤 S260 中,超声波医疗装置 100 按照多个角度向对象体发送平面波,并分别接收由此产生的第二反射信号后,生成对上述第二反射信号进行合成的全部影像数据。即,超声波医疗装置 100 可向对象体发送仅一次平面波,但也可以多次发送。若超声波

医疗装置 100 向对象体发送多个平面波,则向对象体以相互不同的角度发生平面波后分别接收与此相对应的第二反射信号并生成合成有上述第二反射信号的全部影像数据。接着,超声波医疗装置 100 使得根据第二反射信号的全部影像数据更新到放大参考窗口区域。此时,第二反射信号作为对应于平面波的信号,可在软件层面进行高速图像处理。

[0059] 在步骤 S250 及步骤 S260 中,超声波医疗装置 100 根据写入放大命令,使得超声波连续地向放大区域传输,在每次到达已设置的恒定周期时,临时中断发送超声波,使得平面波发送到对象体。

[0060] 在图 2 中记载了依次执行步骤 S210 ~ 步骤 S260 的过程,但这仅仅是对于本实施例的技术思想的示例性说明,对于本实施例所属技术领域的普通技术人员来说,可在不脱离本实施例的本质特性的范围内,通过变更实施图 2 所记载的顺序,或者并列实施步骤 S210 ~ 步骤 S260 中的一个以上步骤,来进行各种修改及变形,因此,图 2 并非受到时间数列的限制。

[0061] 如上所述,图 2 所记载的本实施例的影像放大方法能够以应用程序呈现并存储于计算机可读存储介质。存储有用于呈现本实施例的影像放大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,用于呈现本实施例的功能性 (Functional) 应用程序、代码及代码段可由本实施例所属技术领域的程序员轻松导出。

[0062] 图 3 为用于说明本实施例读取放大和写入放大的图。

[0063] 本实施例的超声波医疗装置 100 所采用的影像放大方法有读取放大 (Read Zoom) 和写入放大 (Write Zoom)。即,超声波医疗装置 100 支持对感兴趣区域 (ROI) 进行放大的功能,可以放大由操作者选择的区域(放大区域)的影像。此时,超声波医疗装置 100 根据操作者的放大命令,采用“读取放大”或“写入放大”中的一种方式,来放大影像。这种影像放大方法可用于使解剖学层面的详细事项实现可视化。即,通过扫描感兴趣区域 (ROI) 全部来从诊断对象(患者)的内部获得一般影像,在这种影像中,选择解剖学层面的感兴趣区域,并在显示部 190 上进行放大。

[0064] 图 3 的 (a) 所示的“读取放大”是暂停 (Freeze) 影像后,对所暂停的影像的特定区域(放大区域)进行放大的方法。根据“读取放大”方式,在存储于扫描变换部 182 的存储器的一个帧的影像数据中,将属于放大区域(特定区域)的数据再次填充到画面整体,从而提供经放大的影像。此时,在“读取放大”中,放大前的数据和显示部 190 的像素无法匹配的部分有关空像素的值,通常采用线性内插法 (Linear Interpolation) 来求出。如此,“读取放大”并不是以实际聚焦的数据来填充经影像放大而产生的空隙,因此,放大的影像其分辨率下降。由此,放大后的最终影像的明暗特性将不同于原始影像,并且由于实际数据和所计算的数据的噪音特性差异,导致出现条纹缺陷,在所放大的影像中出现去块效应 (Blocking Effect),因此无法提供精细的特定区域影像。即,“读取放大”是通过放大已经存在于扫描变换部 182 的存储器的内部的影像信息来输出到显示部 190 而显示的方式。此时,感兴趣区域 (ROI) 内的像素所存储的影像信息为了填充显示部 190 上的整体画面而进

行放大。由于“读取放大”在静止的影像中完成,因此,患者(即,对象体)不需要接受多次检查,但由于存储器像素本身变大,因此,信息不够精细。这种“读取放大”可以在扫描变换部 182 的后处理(Post-Processing)过程中执行,并将其定义为将存储于扫描变换部 182 的数据输出到画面的过程,在这种输出过程中进行放大的方式称为“读取放大”。

[0065] 另一方面,在图 3 的 (b) 所示的“写入放大”中,操作者在原始的影像(感兴趣区域)中,利用“光标”等来选择需要放大的区域(放大区域)。当选择“写入放大”时,变换器 110 再次向放大区域传输超声波。此时,只有放大区域内的反射信号输入到扫描变换部 182 的存储器,存储器内的所有像素用于表达放大区域。超声波医疗装置 100 在需要暂停放大影像数据时可以决定“写入放大”或“读取放大”中的一种。如上所述,“读取放大”只能在静止的影像中完成,而“写入放大”则需要再探伤放大区域,以放大影像。即,为了查看“写入放大”的效果,应实时存储工作影像。这种“写入放大”可以在扫描变换部 182 的预处理(Pre-Processing)过程中执行,可以定义成向扫描变换部 182 的存储器存储数据的过程,在这种存储过程中进行放大的方式称为“写入放大”。

[0066] 即,“写入放大”考虑到放大区域(Zoom ROI)区域的图像性能,从硬件仅获得属于感兴趣区域的图像数据。因此,在“写入放大”中,在放大参考窗口中除了放大区域以外的全部影像相关数据不会得到更新,因此,将影像固定到放大时的图像。

[0067] 另一方面,下面将对于扫描变换部 182 在“读取放大”或“写入放大”时所采用的“预处理”过程和“后处理”过程进行说明。在将反射信号存储到扫描变换部 182 的存储器内部之前,若发生信号处理,则视为预处理,在将反射信号存储到扫描变换部 182 的存储器内部后,若发生信号处理,则视为后处理。预处理是为了强调特殊的振幅范围内的反射信号的相互不同形态的信号压缩相关选择。并且,关于预处理,当反射信号存储到扫描变换部 182 时,针对各像素位置的信号可以与波束在之前探伤期间所收集的相同位置的之前信号相结合。关于后处理,若存在调节有关选项,则能够以各种亮度级别(Brightness Level)在显示部 190 上表示已存储的反射信号。后处理是指存储于存储器(存储装置)的内部的信息操作。预处理可适用于存储到存储器(存储装置)的影像信息,而后处理则存在于当前移动的影像和存储器的静止影像中。

[0068] 但是,在本实施例的超声波医疗装置 100 中,图 3 的 (b) 所示的“图像窗口”中显示放大影像数据的同时,在“放大参考窗口”中显示全部影像数据,“放大参考窗口”内的全部影像数据得到实时更新。即,显示于“图像窗口”的放大影像数据是基于通过硬件(即,变换器 110)的超声波而形成的图像,“放大参考窗口”内的全部影像数据也是基于通过硬件(即,变换器 110)的平面波而形成的图像。

[0069] 图 4 为用于说明本实施例利用超声波的影像处理的图。

[0070] 如图 4 所示,超声波医疗装置 100 的图像合成方式采用每个图像的一个扫描线利用一个超声波波束来分别合成的方式。即,超声波医疗装置 100 沿着已设置的扫描线向放大区域传输超声波后,从放大区域接收第一反射信号。接着,超声波医疗装置 100 将各扫描线的第一反射信号变换为超声波影像数据并通过所设显示部 190 来输出。例如,如图 4 所示,在存在第一扫描线至第 N 扫描线的情况下,超声波医疗装置 100 以第一扫描线传输超声波后,接收第一反射信号并执行影像处理,如此,一直执行到第 N 扫描线,形成最终图像。

[0071] 图 5 为用于说明本实施例利用平面波的影像处理的图。

[0072] 如图 5 所示, 超声波医疗装置 100 在通过产生平面波来获得图像的过程中, 一次利用所有变换器元件来获得最终图像, 因此, 相比于一般的影像处理方式, 运行速度更加快速。即, 超声波医疗装置 100 向对象体发送平面波, 并将对应于平面波的第二反射信号变换为全部影像数据, 将全部影像数据表示于显示部 190。此时, 超声波医疗装置 100 将第二反射信号变换为全部影像数据时, 可以执行软件层面的并列处理, 以实现高速图像处理。

[0073] 图 6 为用于说明本实施例利用超声波及平面波的影像处理的图。

[0074] 如图 6 所示, 超声波医疗装置 100 根据写入放大命令向对象体的放大区域发送超声波, 并从放大区域接收对应于超声波的第一反射信号, 将所接收的第一反射信号变换为用于显示的放大影像数据, 使得放大影像数据表示于所设显示部 190 上的图像窗口区域 (第一窗口区域)。超声波医疗装置 100 使得放大影像数据输出到图像窗口区域 (第一窗口区域) 的同时, 按已设置的恒定周期向对象体发送平面波, 将从对象体所接收的第二反射信号变换为全部影像数据, 使得全部影像数据表示于显示部 190 上的放大参考窗口区域 (第二窗口区域)。

[0075] 超声波医疗装置 100 在“写入放大”时, 对于实时影像的处理, 按照恒定间隔配置平面波来获得全部影像数据, 并将其实时更新到放大参考窗口 (第二窗口)。即, 超声波医疗装置 100 可以将基于软件层面的波束形成的平面波所对应的第二反射信号超高速地变换为全部影像数据 (例如, 每秒 1,000 张至 10,000 张), 因此, 在不影响每秒钟帧数 (frame per second, FPS) 的前提下, 可以将影像数据实时地更新到放大参考窗口 (第二窗口)。

[0076] 另一方面, 超声波医疗装置 100 使得平面波按照已设置的时间或已设置的帧基准发送到对象体, 根据写入放大命令, 使得超声波连续地向放大区域传输, 在每次到达已设置的恒定周期时, 临时中断发送超声波, 使得平面波发送到对象体。

[0077] 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, 并且与此同等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。

[0078] CROSS-REFERENCE TO RELATED APPLICATION

[0079] 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 04 月 30 日向韩国申请的专利申请号第 10-2013-0048827 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。

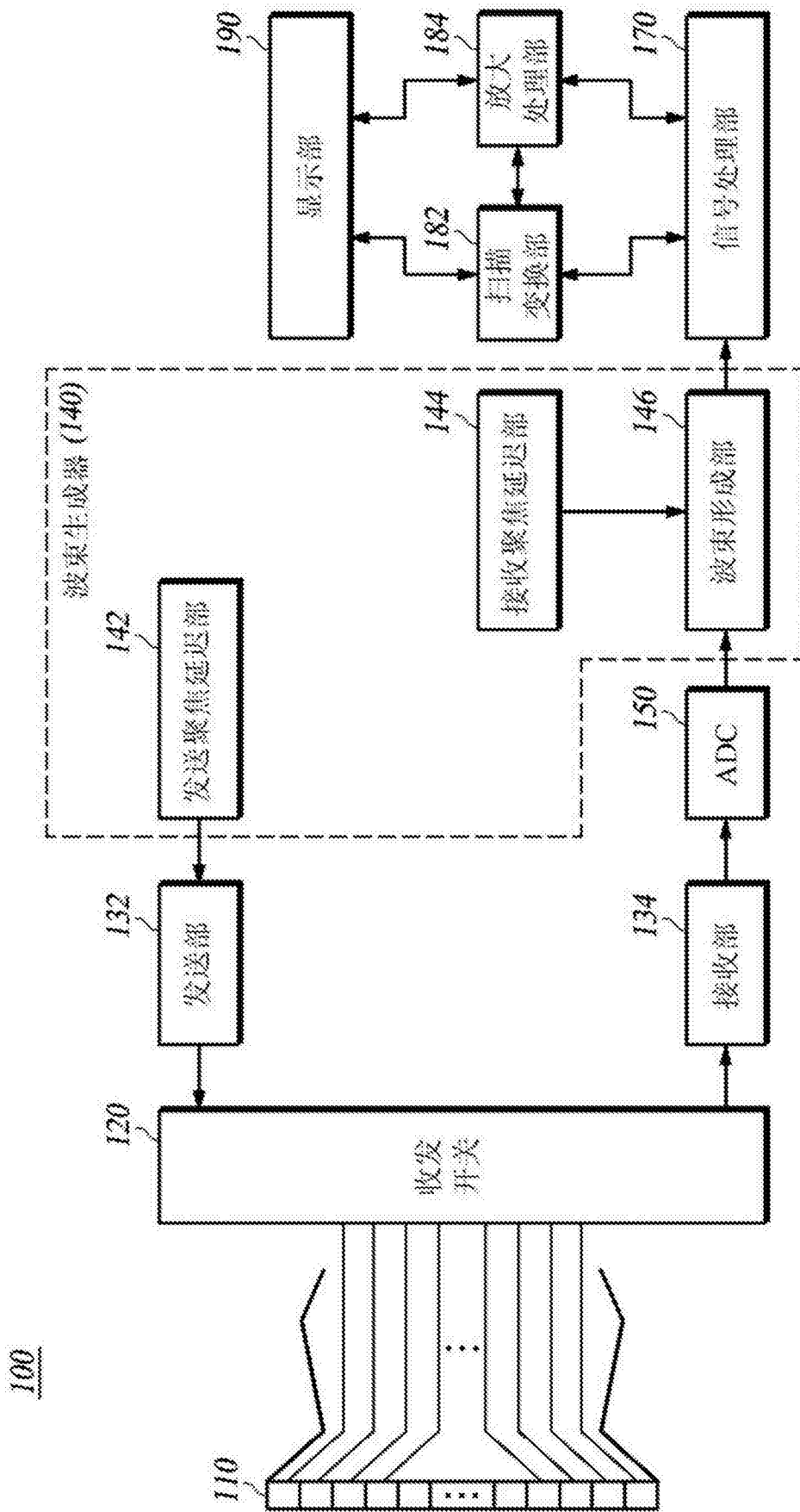


图 1

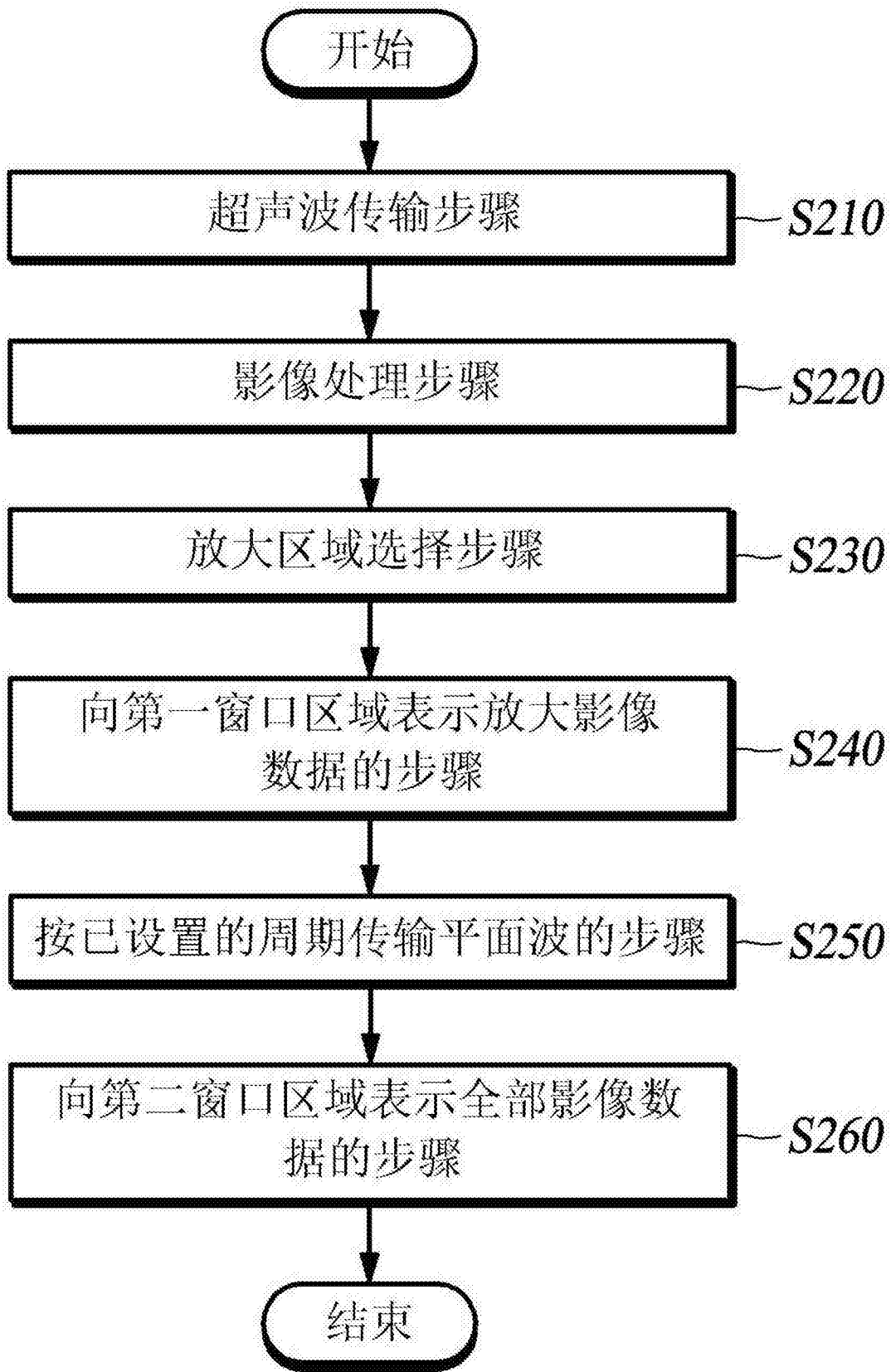
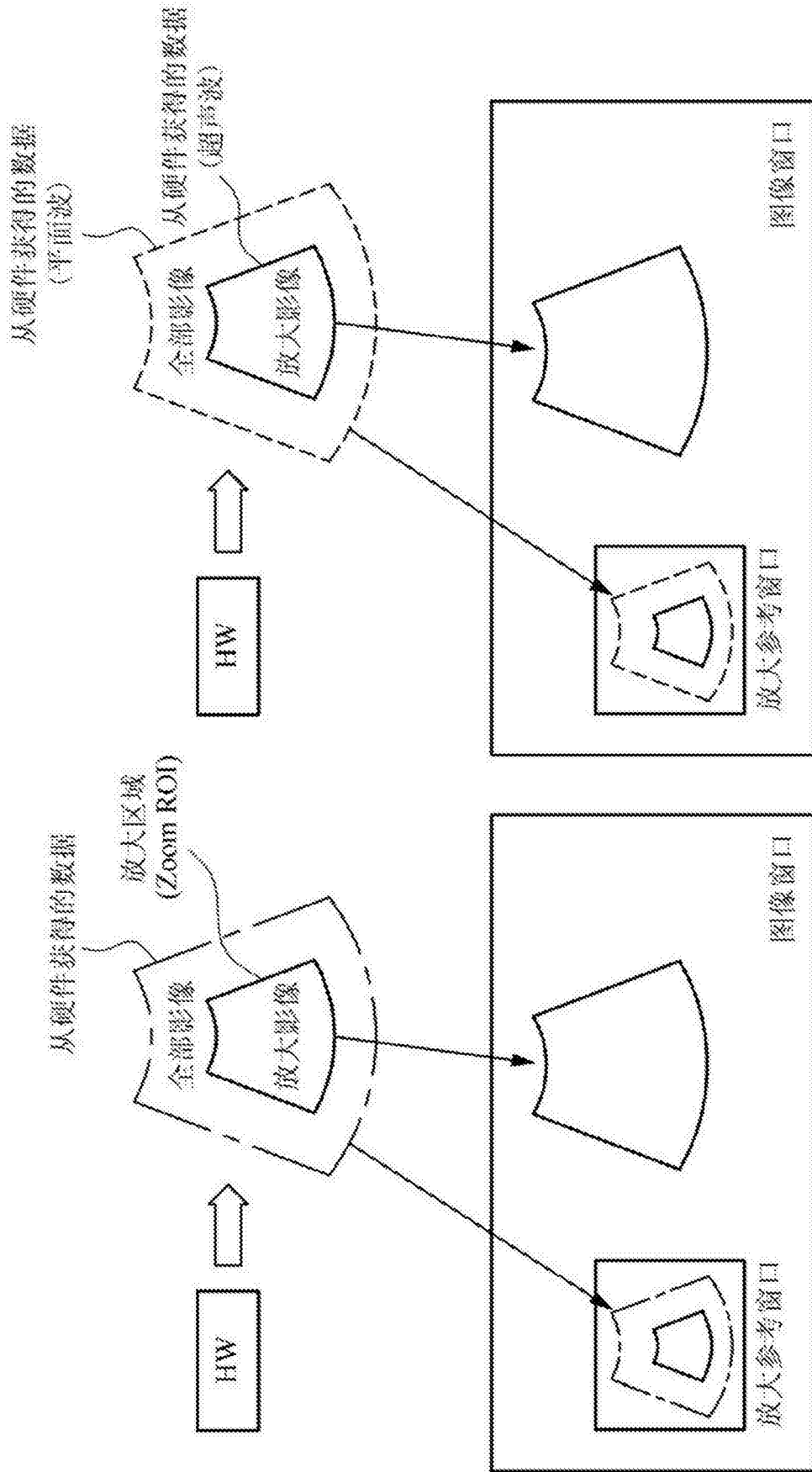


图 2



(b) 写入放大

(a) 读取放大

图 3

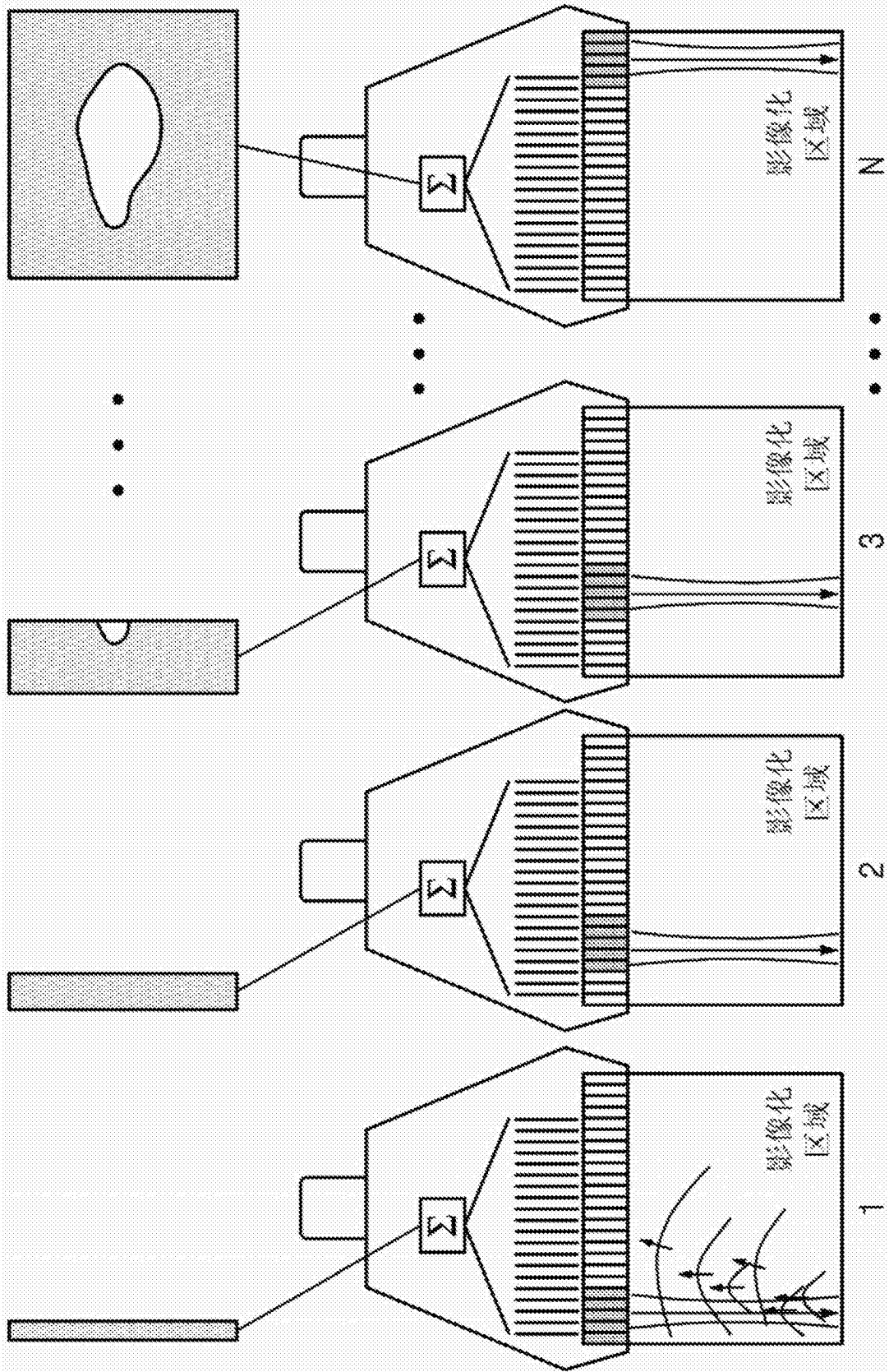


图 4

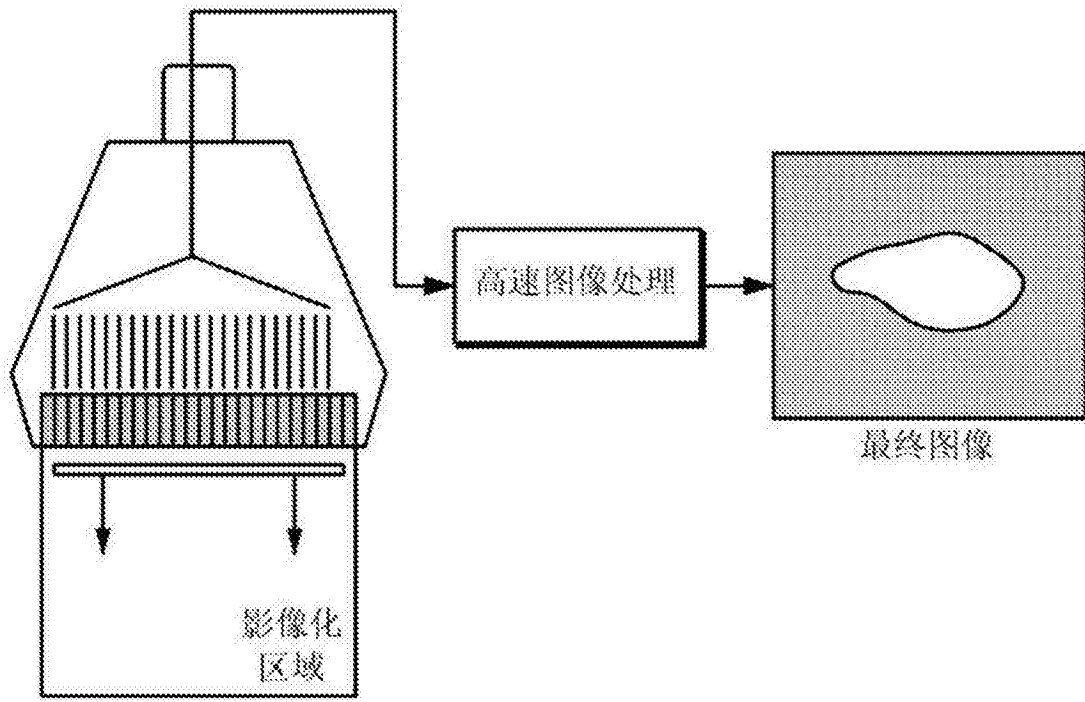


图 5

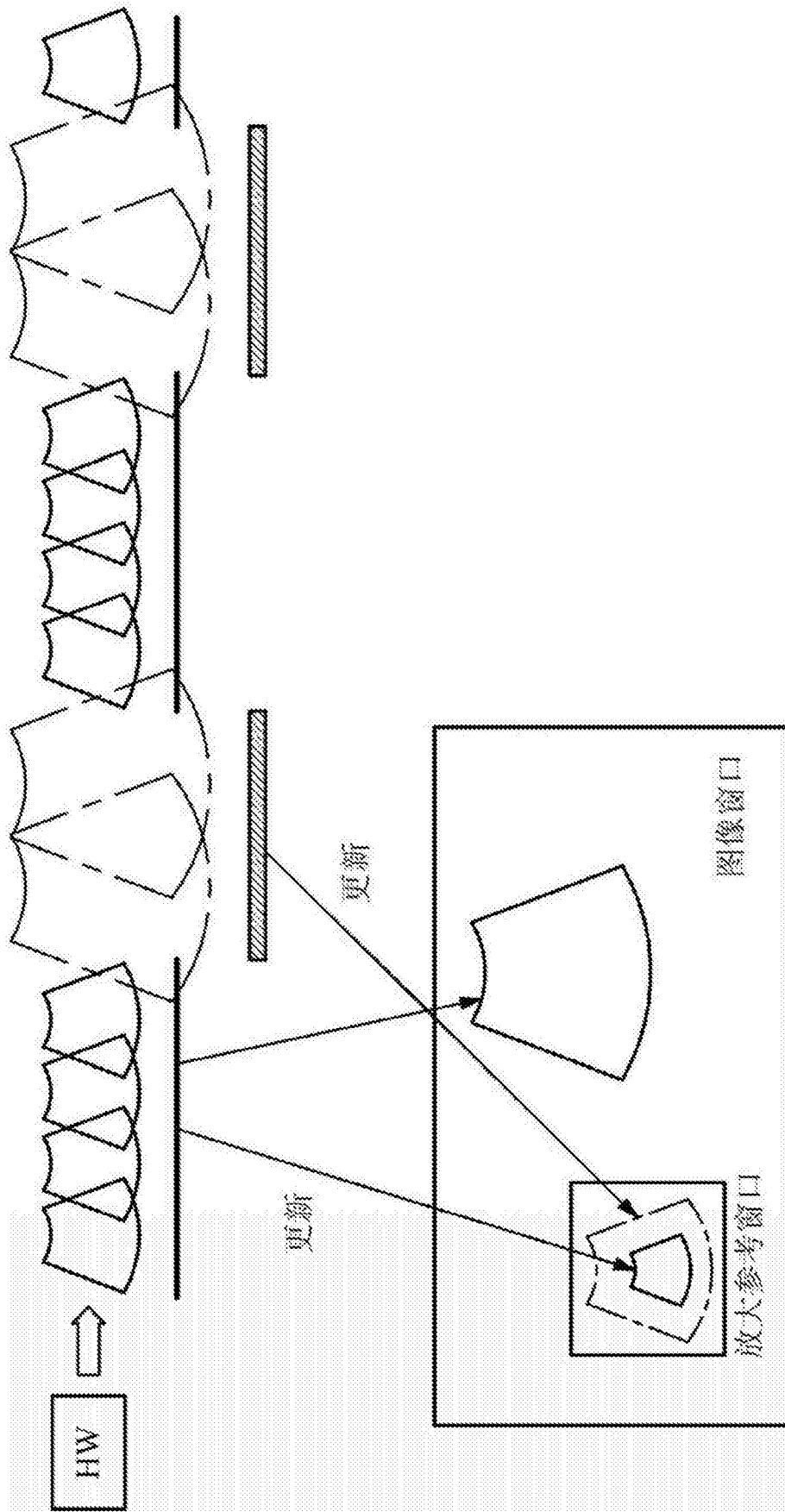


图 6

专利名称(译)	影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置		
公开(公告)号	CN105338909A	公开(公告)日	2016-02-17
申请号	CN201380077810.0	申请日	2013-04-30
[标]申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
申请(专利权)人(译)	爱飞纽医疗器械贸易有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	ALPINION医疗系统CO.LTD.		
[标]发明人	张善焯 蔡洙平 赵现哲 孙健豪		
发明人	张善焯 蔡洙平 赵现哲 孙健豪		
IPC分类号	A61B8/14 G01N29/24		
代理人(译)	王朋飞		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置。本发明提供在超声波医疗装置的两种放大方式(读取放大、写入放大)中,使得在采用写入放大方式时全部影像实时更新于放大参考窗口,从而能够提高诊断效率的影像放大方法和用于该影像放大方法的超声波医疗装置。

