



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101574269 B

(45) 授权公告日 2011.07.06

(21) 申请号 200910136647.6

(22) 申请日 2009.05.08

(30) 优先权数据

2008-122264 2008.05.08 JP

(73) 专利权人 奥林巴斯医疗株式会社

地址 日本东京都

(72) 发明人 宫本浩仲

(74) 专利代理机构 北京林达刘知识产权代理事

务所(普通合伙) 11277

代理人 刘新宇

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006.01)

审查员 薛林

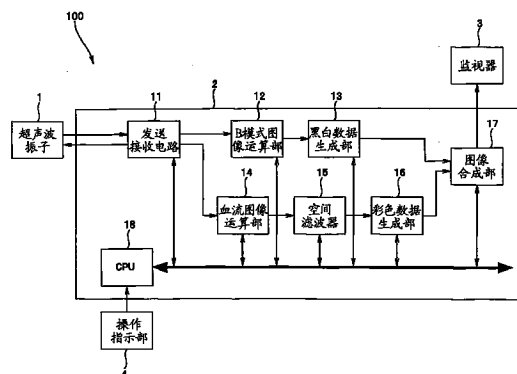
权利要求书 1 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波观测装置

(57) 摘要

本发明的超声波观测装置将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收,并且对该电信号实施各种信号处理,由此能够生成上述被检体的血流图像,该超声波观测装置具备:发送频率切换部,其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带;以及血流色彩生成部,其与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色彩。



1. 一种超声波观测装置, 将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收, 并且对该电信号实施各种信号处理, 由此能够生成上述被检体的血流图像, 该超声波观测装置具备:

发送频率切换部, 其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带; 以及

血流色彩生成部, 其与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色彩。

2. 根据权利要求 1 所述的超声波观测装置, 其特征在于,

上述血流色彩生成部与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色相或色度。

3. 一种超声波观测装置, 将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收, 并且对该电信号实施各种信号处理, 由此能够生成上述被检体的血流图像, 该超声波观测装置具备:

发送频率切换部, 其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带;

血流色彩生成部, 其与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色彩; 以及

滤波处理部, 其在生成上述血流图像时进行空间滤波处理, 并且与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更该空间滤波处理的处理内容。

4. 根据权利要求 3 所述的超声波观测装置, 其特征在于,

上述血流色彩生成部与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色相或色度。

5. 根据权利要求 3 或 4 所述的超声波观测装置, 其特征在于,

上述滤波处理部具有第一空间滤波器和第二空间滤波器, 与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更该第一空间滤波器或该第二空间滤波器中的处理内容, 其中, 上述第一空间滤波器被设置在将上述血流图像的坐标形式从极坐标变换为正交坐标的坐标变换处理部的前级侧, 上述第二空间滤波器被设置在该坐标变换处理部的后级侧, 具备与该第一空间滤波器不同的功能。

6. 根据权利要求 3 或 4 的超声波观测装置, 其特征在于,

上述滤波处理部具有第一空间滤波器和第二空间滤波器, 与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更该第一空间滤波器和该第二空间滤波器中的处理内容, 其中, 上述第一空间滤波器被设置在将上述血流图像的坐标形式从极坐标变换为正交坐标的坐标变换处理部的前级侧, 上述第二空间滤波器被设置在该坐标变换处理部的后级侧, 具备与该第一空间滤波器不同的功能。

超声波观测装置

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波观测装置,特别是涉及一种能够生成被检体的血流图像的超声波观测装置。

背景技术

[0002] 以往,广泛使用着如下的超声波观测装置:向作为被检体的生物体内发送超声波,接收超声波在作为该生物体内的被检查部位的生物体组织反射的反射波,由此能够得到该生物体的断层图像以及该断层图像的有关区域内的血流图像。另外,例如在手术操作者等进行病变的深达度的观测或脏器内部的状态的观察等时使用由上述超声波观测装置得到的生物体的断层图像和血流图像。并且,作为具有这种功能的装置,例如提出了美国专利第 6419632 号的超声波诊断装置。

[0003] 根据美国专利第 6419632 号,公开了如下结构:在超声波诊断装置中,向被检体发送具有宽频带频率特性的超声波脉冲,对该超声波脉冲在该被检体反射的回波信号进行规定的信号处理,由此能够获取在该被检体内存在的微小血管的血流图像。

[0004] 但是,在美国专利第 6419632 号的超声波诊断装置中,有时由于在将所获取的微小血管的血流图像可视化时(对回波信号)进行的信号处理,会导致在实际可视化得到的血流图像中发生渗色(滲み)。其结果,根据美国专利第 6419632 号的超声波诊断装置,产生如下问题:在可视化得到的血流图像中难以辨别微小血管的分支状态。

[0005] 另一方面,作为根据微小血管中的血流速度以及微小血管的结构来提高血流图像的描绘能力的方法,例如考虑将该血流图像的显示色彩调整为最佳色彩的方法。但是,在以手动的方式进行这种显示色彩的调整的情况下,需要对向被检体发送的超声波脉冲的频率特性进行调整使得该显示色彩成为合适的色彩,因此其结果导致对操作者施加了过重的负担。

[0006] 本发明是鉴于上述情形而完成的,其目的在于提供一种与以往相比能够提高微小血管的检测能力以及描绘能力的超声波观测装置。

发明内容

[0007] 本发明的超声波观测装置将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收,并且对该电信号实施各种信号处理,由此能够生成上述被检体的血流图像,该超声波观测装置的特征在于具备:发送频率切换部,其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带;以及血流色彩生成部,其与由上述发送频率切换部进行的频带的切换联动地变更描绘上述血流图像时的色彩。

[0008] 本发明的超声波观测装置将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收,并且对该电信号实施各种信号处理,由此能够生成上述被检体的血流图像,该超声波观测装置的特征在于具备:发送频率切换部,其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带;以及滤波处理部,其在

生成上述血流图像时进行空间滤波处理,并且与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更该空间滤波处理的处理内容。

[0009] 本发明的超声波观测装置将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收,并且对该电信号实施各种信号处理,由此能够生成上述被检体的血流图像,该超声波观测装置的特征在于具备:发送频率切换部,其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带;血流色彩生成部,其与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色彩;以及滤波处理部,其在生成上述血流图像时进行空间滤波处理,并且与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更该空间滤波处理的处理内容。

附图说明

[0010] 图 1 是表示具备本发明的实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的主要部分的结构的一例的图。

[0011] 图 2 是表示图 1 的超声波观测装置所具备的 B 模式图像运算部的详细结构的一例的框图。

[0012] 图 3 是表示图 1 的超声波观测装置所具备的血流图像运算部的详细结构的一例的框图。

[0013] 图 4 是表示在图 3 的血流图像运算部所具备的空间滤波器中设定的滤波器系数的一例的图。

[0014] 图 5 是表示在图 3 的血流图像运算部所具备的空间滤波器中设定的滤波器系数的、与图 4 不同的例子的图。

[0015] 图 6 是表示在设置于图 1 的血流图像运算部的后级的空间滤波器中设定的滤波器系数的一例的图。

[0016] 图 7 是表示在设置于图 1 的血流图像运算部的后级的空间滤波器中设定的滤波器系数的、与图 6 不同的例子的图。

[0017] 图 8A 是表示图 1 的彩色数据 (color data) 生成部所具备的调色板 (color palette) 的一例的图。

[0018] 图 8B 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的、与图 8A 不同的例子的图。

[0019] 图 9A 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的、与图 8A 和图 8B 不同的例子的图。

[0020] 图 9B 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的、与图 8A、图 8B 以及图 9A 不同的例子的图。

[0021] 图 10 是表示从图 1 的超声波观测装置向监视器输出的图像的一例的图。

[0022] 图 11 是用于说明血流图像的显示模式间的转换的图。

具体实施方式

[0023] 下面,参照附图说明本发明的实施方式。

[0024] 图 1 至图 11 是本发明的实施方式所涉及的图。图 1 是表示具备本发明的实施方式所涉及的超声波观测装置的超声波观测系统的主要部分的结构的一例的图。图 2 是表示

图 1 的超声波观测装置所具备的 B 模式图像运算部的详细结构的一例的框图。图 3 是表示图 1 的超声波观测装置所具备的血流图像运算部的详细结构的一例的框图。图 4 是表示在图 3 的血流图像运算部所具备的空间滤波器中设定的滤波器系数的一例的图。图 5 是表示在图 3 的血流图像运算部所具备的空间滤波器中设定的滤波器系数的、与图 4 不同的例子的图。图 6 是表示在设置于图 1 的血流图像运算部的后级的空间滤波器中设定的滤波器系数的一例的图。图 7 是表示在设置于图 1 的血流图像运算部的后级的空间滤波器中设定的滤波器系数的、与图 6 不同的例子的图。

[0025] 图 8A 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的一例的图。图 8B 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的、与图 8A 不同的例子的图。图 9A 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的、与图 8A 和图 8B 不同的例子的图。图 9B 是表示图 1 的彩色数据生成部所具备的调色板的、与图 8A、图 8B 以及图 9A 不同的例子的图。图 10 是表示从图 1 的超声波观测装置向监视器输出的图像的一例的图。图 11 是用于说明血流图像的显示模式间的转换的图。

[0026] 如图 1 所示, 超声波观测系统 100 具有以下部分来构成主要部分: 超声波振子 1; 超声波观测装置 2, 其对来自超声波振子 1 的电脉冲信号实施处理, 将该处理后的电脉冲信号作为影像信号进行输出; 监视器 3, 其根据从超声波观测装置 2 输出的影像信号进行图像显示; 以及操作指示部 4, 其能够输出用于对超声波观测系统 100 的各部分进行指示的指示信号。

[0027] 由多个阵列振子构成的超声波振子 1 将从超声波观测装置 2 输出的电脉冲信号变换为声波脉冲信号, 并将该声波脉冲信号发送到被检体 (未图示)。另外, 超声波振子 1 接收对被检体发送的声波脉冲信号在该被检体进行反射而产生的声波反射信号, 将基于该声波反射信号的各声线的扫描信息变换为电脉冲信号并输出到超声波观测装置 2。

[0028] 此外, 本实施方式的超声波振子 1 也可以是由多个阵列振子以外的其它要素构成的超声波振子。(在这种情况下, 后述的发送接收电路 11 为不具备波束形成电路的结构。)

[0029] 如图 1 所示, 超声波观测装置 2 具有: 发送接收电路 11, 其具备作为发送频率切换部的功能; B 模式图像运算部 12; 黑白数据生成部 13; 血流图像运算部 14; 空间滤波器 15, 其构成滤波处理部的一部分; 彩色数据生成部 16, 其具备作为血流色彩生成部的功能; 图像合成部 17, 其与监视器 3 相连接; 以及 CPU 18, 其与操作指示部 4 相连接。

[0030] 发送接收电路 11 具备前置放大器、A/D 变换电路以及波束形成电路。发送接收电路 11 生成与 CPU 18 的控制相应的中心频率以及脉冲波数的电脉冲并输出到超声波振子 1。另外, 发送接收电路 11 通过对来自超声波振子 1 的电脉冲信号实施放大以及 A/D 变换处理来生成数字 RF 数据。然后, 发送接收电路 11 将所生成的数字 RF 数据中的 B 模式图像生成用的数据输出到 B 模式图像运算部 12, 将血流图像生成用的数据输出到血流图像运算部 14。

[0031] 例如如图 2 所示, B 模式图像运算部 12 具有使用公知技术分别构成的带通滤波器 121、Log 压缩处理部 122、增益 /STC 处理部 123、对比度处理部 124、低通滤波器 125 以及 B 模式坐标变换处理部 126。并且, 输出到 B 模式图像运算部 12 的数字 RF 数据被依次实施上述各部分的处理, 从而以被变换为 B 模式图像数据的状态输出到黑白数据生成部 13。此外, 由 B 模式图像运算部 12 算出的 B 模式图像数据既可以是二维的数据, 另外, 也可以是三

维的数据。

[0032] 黑白数据生成部 13 构成为在 RAM 或 ROM 中保存用于表示 B 模式图像数据的值与由红、绿以及蓝构成的三个色彩数据之间的对应的查询表（以后称为 LUT）。并且，来自 B 模式图像运算部 12 的 B 模式图像数据经过上述结构的黑白数据生成部 13，以被变换为规定灰度的黑白数据的状态输出到图像合成部 17。

[0033] 血流图像运算部 14 具有能够根据血流的速度值或能量（power）值来生成图像数据的功能。（此外，本实施方式的说明中的血流作为包含例如超声波造影剂那样被注入到血管中的人工反射体的流动的广义的血流来使用。）具体地说，如图 3 所示，血流图像运算部 14 具有复信号化处理部 141、MTI 滤波器 142、自相关运算部 143、构成滤波处理部的一部分的空间滤波器 144、速度 / 能量运算部 145、阈值处理部 146 以及血流图像坐标变换处理部 147。

[0034] 即，本实施方式的滤波处理部具备空间滤波器 144 以及空间滤波器 15。

[0035] 复信号化处理部 141 具有如下结构：能够将从发送接收电路 11 输出的数字 RF 数据变换为复信号并进行输出。具体地说，复信号化处理部 141 具备所谓的正交检波器，该正交检波器通过对数字 RF 数据依次实施将相位相差 90 度的正弦波信号相乘而通过低通滤波器的处理，从而能够得到复信号。

[0036] 此外，复信号化处理部 141 并不限于具备正交检波器的结构，例如，也可以具备所谓的正交采样器，该正交采样器通过在数字 RF 数据的中心频率进行将具有相位相差 90 度的关系的时刻的数据分别作为实数信号和虚数信号而采样的处理，从而能够得到复信号。另外，复信号化处理部 141 并不限于具备正交检波器的结构，例如也可以具备如下结构：通过进行使用了希尔伯特（Hilbert）变换滤波器的信号处理，能够根据数字 RF 数据得到复信号。并且，用于在复信号化处理部 141 中得到复信号的处理既可以是使用 FPGA 等硬件来实现的处理，另外，也可以是使用被写入到 DSP 或 CPU 的软件（程序）来实现的处理。

[0037] 另外，超声波观测装置 2 在作为显示血流的速度值或能量值的模式进行动作的情况下，在沿成为血流检测对象的一个声线方向以规定的次数（例如 8 次）发送了规定频率的声脉冲信号之后，接收在该一个声线方向反射的与该规定次数相当的数量的声波反射信号。此时，沿上述一个声线方向，在同一深度的点上能够得到与上述规定次数相等数量（例如 8 个）的复信号群。并且，通过一边依次变更成为血流检测对象的声线方向一边进行同样的处理，能够在二维的局部平面上、或三维的局部空间内的各点上分别得到与上述规定次数相等数量的复信号群。这样得到的复信号群被暂时保存到设置在超声波观测装置 2 中的未图示的存储器中。

[0038] MTI 滤波器 142 具备使用 DSP、CPU 或 FPGA 构成的数字 FIR 滤波器或 IIR 滤波器。此外，在由 DSP 构成 MTI 滤波器 142 的情况下，也可以设为进行浮点运算处理。

[0039] MTI 滤波器 142 在从上述未图示的存储器中读取在一个声线上的规定的空间位置获取到的一个或多个复信号群之后，分别对构成该一个或多个复信号群的实数信号群和虚数信号群进行用于除去低频成分（变动较少的成分）的滤波处理。（这种滤波处理相当于用于从声波反射信号中除去运动速度较慢的成分的处理。）

[0040] 并且，MTI 滤波器 142 向自相关运算部 143 输出将实施了上述滤波处理之后的实数信号群和虚数信号群组合而生成的、从输入时的信号个数中除去与滤波器的瞬态响应相

当的部分得到的数量的复信号群。

[0041] 自相关运算部 143 根据从 MTI 滤波器 142 输出的复信号群, 计算该复信号群的复自相关值。此外, 自相关运算部 143 既可以通过 FPGA 等硬件来计算上述复自相关值, 另外, 也可以使用被写入到 DSP 或 CPU 的软件 (程序) 来计算上述复自相关值。

[0042] 在此, 如下式 (1) 那样定义从 MTI 滤波器 142 输出的复信号群 Z_i (其中, 设 $i = 1 \sim N$)。

$$[0043] \quad z_i = x_i + jy_i \cdots (1)$$

[0044] 在这种情况下, 如下式 (2) 表示复自相关值 R 。

$$[0045] \quad R = \sum_{i=1}^{N-1} z_i \times z_{i+1}^* \cdots (2)$$

[0046] 此外, 在上式 (2) 中, 设 $*$ 表示复共轭。

[0047] 即, 自相关运算部 143 根据从 MTI 滤波器 142 输出的复信号群, 计算并输出表示为上述的式 (2) 的复自相关值 R 。

[0048] 空间滤波器 144 使用由 CPU 18 指定的滤波器形式、滤波器抽头 (tap) 数以及滤波器系数, 并对复自相关值 R 进行空间滤波处理。另外, 空间滤波器 144 也能够根据来自 CPU 18 的指示来不实施上述空间滤波处理, 而按原样输出被输入的复自相关值 R 。

[0049] 此外, 空间滤波器 144 既可以通过 FPGA 等硬件进行上述空间滤波处理, 另外, 也可以使用被写入到 DSP 或 CPU 的软件 (程序) 进行上述空间滤波处理。

[0050] 在由空间滤波器 144 进行的上述空间滤波处理中例如使用如图 4 和图 5 那样的空间滤波器。具体地说, 图 4 表示线性平滑滤波器且滤波器抽头数是 2×3 的情况下的滤波器系数的一例。另外, 图 5 表示线性平滑滤波并且滤波器抽头数是 2×2 的情况下的滤波器系数的一例。此外, 在由空间滤波器 144 进行上述空间滤波器处理时, 也可以选择具备除了图 4 和图 5 中作为一例而示出的滤波器形式、滤波器抽头数以及滤波器系数以外的滤波器形式、滤波器抽头数以及滤波器系数的滤波器。

[0051] 通过在空间滤波器 144 中进行如上所述的空间滤波处理, 能够抑制复自相关值 R 中作为空间上随机的值而出现的电噪声成分。

[0052] 速度 / 能量运算部 145 由 FPGA、DSP 或 CPU 等构成, 根据从空间滤波器 144 输出的复自相关值 R , 计算血流的速度值或能量值。具体地说, 速度 / 能量运算部 145 根据从空间滤波器 144 输出的复自相关值 R 以及下式 (3), 计算血流的速度值 v 。

$$[0053] \quad v = \frac{c}{4\pi f_0 T} \tan^{-1} \left(\frac{Ry}{Rx} \right) \cdots (3)$$

[0054] 此外, 在上述的式 (3) 中, 设 c 表示声速, f_0 表示发送和接收的电脉冲的中心频率, T 表示在同一声线方向上重复进行发送和接收时的时间周期, Rx 表示复自相关值 R 的实数成分, Ry 表示复自相关值 R 的虚数成分。

[0055] 另一方面, 速度 / 能量运算部 145 根据从空间滤波器 144 输出的复自相关值 R 以及下式 (4), 作为复自相关值 R 的绝对值来算出血流的能量值 I 。

$$[0056] \quad I = |R| \cdots (4)$$

[0057] 阈值处理部 146 由 FPGA、DSP 或 CPU 等构成, 判别在监视器 3 中是否对一个空间位

置的血流的速度值或能量值进行彩色显示。具体地说,阈值处理部 146 例如检测一个空间位置的速度值 v 和能量值 I 是否满足下式 (5)、(6) 以及 (7) 的所有条件。

$$[0058] \quad |v| > V_{TH} \quad \cdots (5)$$

$$[0059] \quad I > I_{TH1} \quad \cdots (6)$$

$$[0060] \quad I < I_{TH2} \quad \cdots (7)$$

[0061] 此外,设上述的式 (5) 中的 V_{TH} 表示与速度值有关的阈值,上述的式 (6) 中的 I_{TH1} 表示与包含在所接收到的电脉冲中的噪声的能量相当的阈值,上述的式 (7) 中的 I_{TH2} 表示与包含在所接收到的电脉冲中的生物体组织的能量相当的阈值。另外,能够根据超声波振子 1 的发送接收灵敏度以及超声波观测装置 2 的内部电路的噪声电平等适当决定各阈值中的最佳值。

[0062] 并且,在一个空间位置的速度值 v 和能量值 I 满足上述的式 (5)、(6) 以及 (7) 的所有条件的情况下,阈值处理部 146 对该一个空间位置的速度值 v 或能量值 I 进行彩色显示。另外,在一个空间位置的速度值 v 和能量值 I 不满足上述的式 (5)、(6) 以及 (7) 中的至少一个条件的情况下,阈值处理部 146 进行将值置换为 0 的处理使得不对该一个空间位置的速度值 v 或能量值 I 进行彩色显示。

[0063] 血流图像坐标变换处理部 147 通过对从阈值处理部 146 输出的速度值 v 或能量值 I 实施坐标变换处理,由此生成二维或三维的图像。

[0064] 一般,从阈值处理部 146 输出的速度值 v 或能量值 I 为极坐标形式的图像数据。即,血流图像坐标变换处理部 147 通过进行上述坐标变换处理,将从阈值处理部 146 输出的极坐标形式的图像数据变换为适于显示在监视器 3 中的正交坐标形式的图像数据。

[0065] 空间滤波器 15 使用由 CPU 18 指定的滤波器形式、滤波器抽头数以及滤波器系数,并对从血流图像坐标变换处理部 147 输出的血流图像的图像数据进行空间滤波处理。

[0066] 在空间滤波器 15 中处理的数据与在空间滤波器 144 中处理的数据不同,在空间滤波器 15 中处理的数据是标量。另外,空间滤波器 15 与配置在血流图像坐标变换处理部 147 的前级的空间滤波器 144 不同地被配置在血流图像坐标变换处理部 147 的后级。

[0067] 在由空间滤波器 15 进行的上述空间滤波处理中例如使用如图 6 和图 7 那样的空间滤波器。具体地说,图 6 表示线性平滑滤波器且滤波器抽头数是 5×5 的情况下的滤波器系数的一例。另外,图 7 表示线性平滑滤波器且滤波器抽头数是 3×3 的情况下的滤波器系数的一例。此外,在由空间滤波器 15 进行上述空间滤波处理时,既可以使用中值滤波器等其它形式的平滑滤波器,也可以选择具备除了图 6 和图 7 中作为一例而示出的滤波器抽头数和滤波器系数以外的滤波器抽头数和滤波器系数的滤波器。

[0068] 通过在空间滤波器 15 中进行如上所述的空间滤波处理,从而将变换为正交坐标形式之后的血流图像的边缘圆滑化,平滑地连接该血流图像中的像素。

[0069] 彩色数据生成部 16 构成为在 RAM 或 ROM 中保存多个 LUT,该多个 LUT 相当于由能够使用红、绿以及蓝中至少一个色彩来表现的色彩的组合构成的多个调色板。并且,彩色数据生成部 16 在根据 CPU 18 的指示从上述多个调色板中选择一个调色板之后,一边参照该一个调色板,一边将从空间滤波器 15 输出的血流图像的图像数据变换为显示用的彩色数据并进行输出。

[0070] 作为具体例,彩色数据生成部 16 在根据 CPU 18 的指示将血流的速度值主要分配

在色相的变化中的情况下使用图 8A 所示的调色板生成彩色数据,另外,在将血流的速度值主要分配在色饱和度(色度)的变化中的情况下使用图 8B 所示的调色板生成彩色数据。另外,彩色数据生成部 16 在根据 CPU 18 的指示将血流的能量值主要分配在色相的变化中的情况下使用图 9A 所示的调色板生成彩色数据,在将血流的能量值主要分配在色饱和度(色度)的变化中的情况下使用图 9B 所示的调色板生成彩色数据。

[0071] 图像合成部 17 通过将黑白数据生成部 13 输出的黑白数据与从彩色数据生成部 16 输出的彩色数据进行合成来生成显示用图像数据。

[0072] 具体地说,图像合成部 17 在从彩色数据生成部 16 输出的彩色数据之中速度值或能量值具备相当于 0 的数据值以外的其它数据值的各位置上,将该彩色数据覆盖在黑白数据上,由此生成显示用图像数据。

[0073] 此外,图像合成部 17 也可以根据将彩色数据与黑白数据之间的大小关系进行比较的比较结果、或者将彩色数据和黑白数据分别与各自的阈值进行比较的比较结果,在满足规定的条件的情况下,禁止将彩色数据覆盖在黑白数据上。另外,在超声波观测装置 2 的显示模式没有被设定为血流的速度值或能量值的模式的情况下,图像合成部 17 不进行黑白数据与彩色数据的合成,而生成黑白数据作为显示用图像数据。

[0074] 监视器 3 将与从图像合成部 17 输出的显示用图像数据相应的例如图 10 所示的图像显示在画面上。

[0075] 如图 10 所示,显示在监视器 3 上的显示用图像 50 至少具备超声波图像显示部 51、灰度等级显示部 52 以及彩色等级显示部 53。

[0076] 在超声波图像显示部 51 上同时显示从图像合成部 17 输出的显示用图像数据和未图示的文字信息等。

[0077] 在灰度等级显示部 52 上显示由黑白数据生成部 13 将 B 模式图像数据变换为监视显示用的黑白数据时使用的灰度等级。

[0078] 在彩色等级显示部 53 上显示由彩色数据生成部 16 将血流的速度值或能量值变换为监视显示用的彩色数据时使用的一个调色板。

[0079] 操作指示部 4 具备能够向 CPU 18 输出用于对超声波观测系统 100 的各部分进行指示的指示信号的键盘、按钮开关、跟踪球以及触摸面板等。

[0080] 接着,说明具备本实施方式的超声波观测装置 2 的超声波观测系统 100 的作用。

[0081] 首先,操作者通过对操作指示部 4 的操作,选择彩色流模式(color flow mode)以及能量流模式(power flow mode)中的任一个作为血流信息的显示模式,并且选择血流图像的分辨率。

[0082] 下面,作为血流图像的分辨率,主要说明能够对深达度优先模式和高分辨率模式的两个模式进行切换的例子。换句话说,在本实施方式中,主要说明能够从图 11 所示的四个组合中选择并切换血流信息的显示模式与分辨率的组合的例子。

[0083] 此外,在本实施方式中,作为血流图像的分辨率,除了深达度优先模式和高分辨率模式的两个模式之外,例如还可以设置作为该两个模式的中间模式的正常(normal)模式。

[0084] CPU 18 根据与血流信息的显示模式以及血流图像的分辨率的选择相应地从操作指示部 4 输出的指示信号,对发送接收电路 11 进行与作为血流图像获取用而向超声波振子 1 输出的电脉冲的中心频率以及脉冲波数的设定有关的控制。

[0085] 具体地说, CPU 18 例如在彩色流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下, 设定成进行中心频率 5MHz 以及脉冲波数为 3 波的发送, 另外, 在彩色流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下, 设定成进行中心频率 7.5MHz 以及脉冲波数为 2 波的发送。

[0086] 并且, 通过进行如上所述的中心频率以及脉冲波数的切换, 在高分辨率模式的情况下, 从超声波振子 1 向被检体发送的声波脉冲信号的频带变宽, 并且移动到高频侧, 因此对于该声波脉冲的传输方向的分辨率提高。即, 在超声波观测装置 2 被切换为高分辨率模式的情况下, 在被检体内存在的微小血管的检测能力提高。另外, 通过将彩色流模式与能量流模式中的中心频率以及脉冲波数分别设定为不同, 也能够改变两个模式间的微小血管的检测能力。

[0087] 此外, 在本实施方式的超声波观测装置 2 中, 能够将 B 模式图像的分辨率切换为与血流图像的分辨率不同的分辨率。具体地说, CPU 18 根据与 B 模式图像的分辨率的选择相应地从操作指示部 4 输出的指示信号, 为了获取 B 模式图像而对发送接收电路 11 进行设定使得向超声波振子 1 输出例如中心频率 7.5MHz 以及脉冲波数为 1 波的电脉冲。

[0088] 接着, CPU 18 对血流图像运算部 14 内的速度 / 能量运算部 145 设定在运算上述的式 (3) 时使用的 f_0 的值。

[0089] 具体地说, CPU 18 在深达度优先模式被选择的情况下设定为 $f_0 = 5\text{MHz}$, 另外, 在高分辨率模式被选择的情况下设定为 $f_0 = 7.5\text{MHz}$ 。

[0090] 之后, CPU 18 对空间滤波器 144 进行与血流图像的分辨率相应的滤波器形式、滤波器抽头数以及滤波器系数的设定所相关的指示。

[0091] 具体地说, CPU 18 在彩色流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下, 进行指示以使用具备图 4 所示的系数的 2×3 的线性平滑滤波器, 另外, 在彩色流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下, 进行指示使得不进行空间滤波处理而按原样输出被输入的数据。

[0092] 并且, CPU 18 在能量流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下, 进行指示以使用具备图 5 所示的系数的 2×2 的线性平滑滤波器, 另外, 在能量流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下, 进行指示使得不进行空间滤波处理而按原样输出被输入的数据。

[0093] 并且, 通过在空间滤波器 144 中进行如上所述的滤波器的切换, 在深达度优先模式的情况下, 能够减少包含在所接收到的电脉冲中的噪声。另外, 通过在空间滤波器 144 中进行如上所述的空间滤波器的切换, 在高分辨率模式的情况下, 不产生空间分辨率的劣化, 其结果, 能够提高在被检体中存在的微小血管的检测能力。

[0094] 另一方面, CPU 18 对空间滤波器 15 进行与血流图像的分辨率相应的滤波器形式、滤波器抽头数以及滤波器系数的设定所相关的指示。

[0095] 具体地说, CPU 18 在彩色流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下, 进行指示以使用具备图 6 所示的系数的 5×5 的线性平滑滤波器, 另外, 在彩色流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下, 进行指示以使用 3×3 的中值滤波器。

[0096] 并且, CPU 18 在能量流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下, 进行指示以使用具备图 7 所示的系数的 3×3 的线性平滑滤波器, 另外, 在能量流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下, 进行指示以使用 3×3 的中值滤波器。

[0097] 并且,通过在空间滤波器 15 中进行如上所述的滤波器的切换,在高分辨率模式的情况下,显示在监视器 3 的画面上的血流图像的边缘不容易渗色,微小血管的描绘能力提高,因此能够如实地表现出微小血管的分支状态。

[0098] CPU 18 对彩色数据生成部 16 进行与血流图像的分辨率相应的调色板的切换所相关的指示。

[0099] 具体地说,CPU 18 在彩色流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下,进行指示以使用图 8A 的调色板,另外,在彩色流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下,进行指示以使用图 8B 的调色板。

[0100] 并且,CPU 18 在能量流模式与深达度优先模式的组合被选择的情况下,进行指示以使用图 9A 的调色板,另外,在能量流模式与高分辨率模式的组合被选择的情况下,进行指示以使用图 9B 的调色板。此外,在本实施方式中,随着由 CPU 18 指示切换调色板,连动地变更彩色等级显示部 53 的显示状态。

[0101] 并且,通过在彩色数据生成部 16 中进行如上所述的调色板的切换,能够提高高分辨率模式的情况下的微小血管的描绘能力。另外,在本实施方式中,由于与分辨率的选择连动地切换彩色等级显示部 53 的显示状态,因此操作者能够容易地识别当前选择的分辨率的设定。

[0102] 如上所述,根据本实施方式所涉及的超声波观测装置 2,与血流图像的分辨率的切换操作连动地分别切换发送脉冲的频带、两个空间滤波器各自的处理内容以及彩色数据的上色状态的各要素。其结果,根据本实施方式所涉及的超声波观测装置 2,通过简单的操作,与以往相比能够提高微小血管的检测能力以及描绘能力。

[0103] 此外,本发明并不限于上述的各实施方式,在不脱离发明要旨的范围内当然能够进行各种变更、应用。

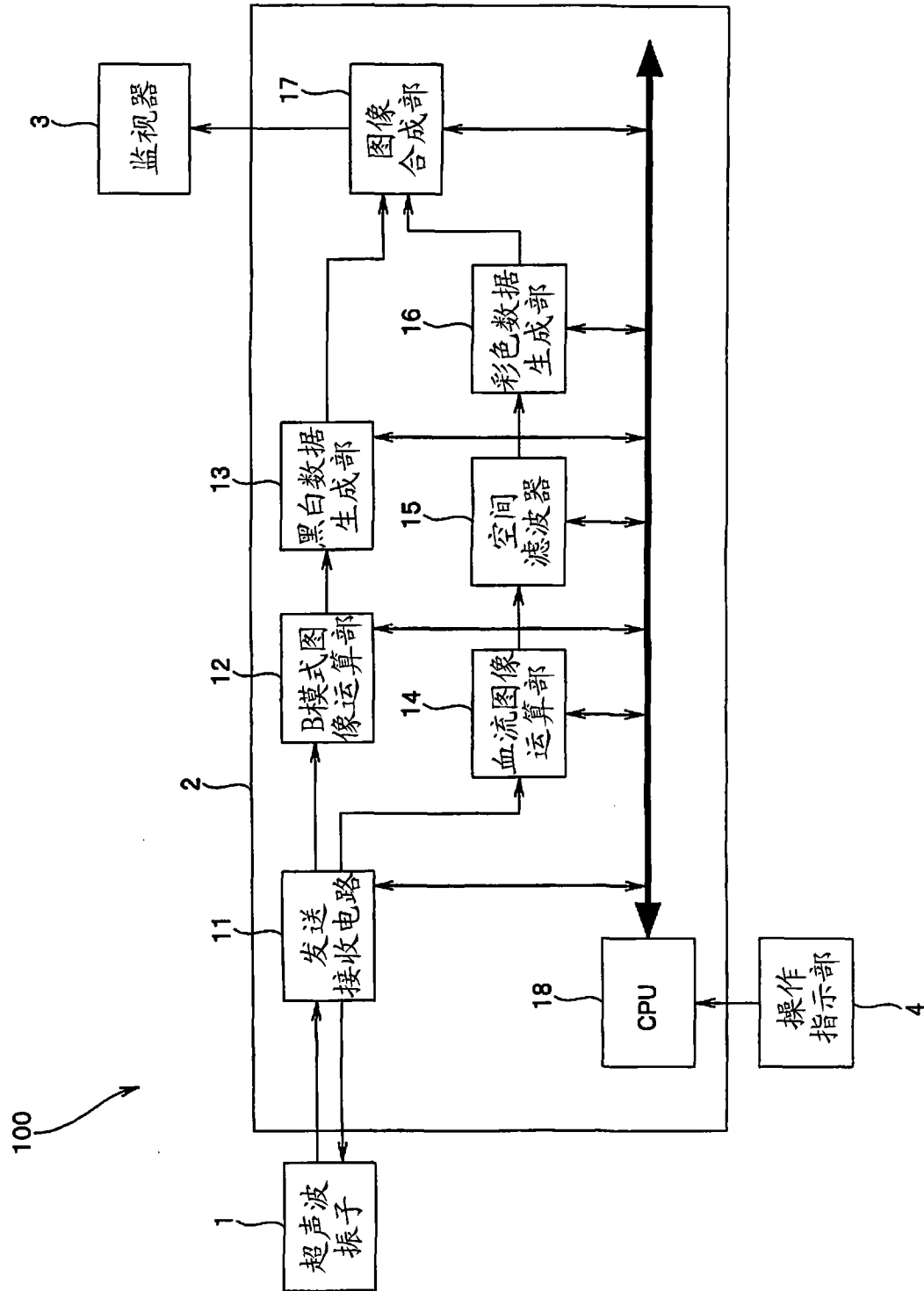


图 1

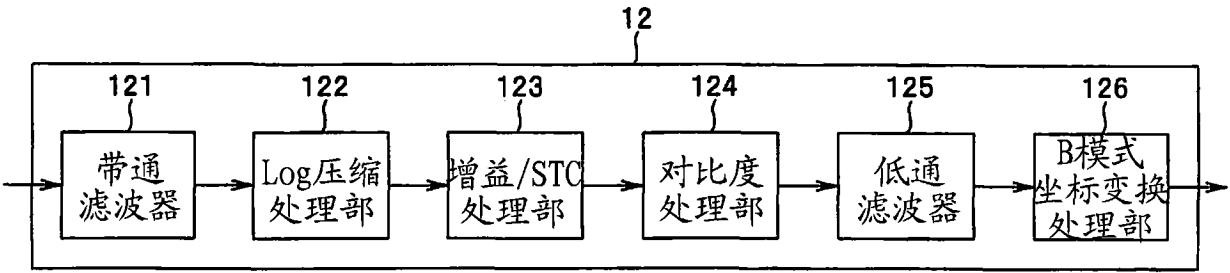


图 2

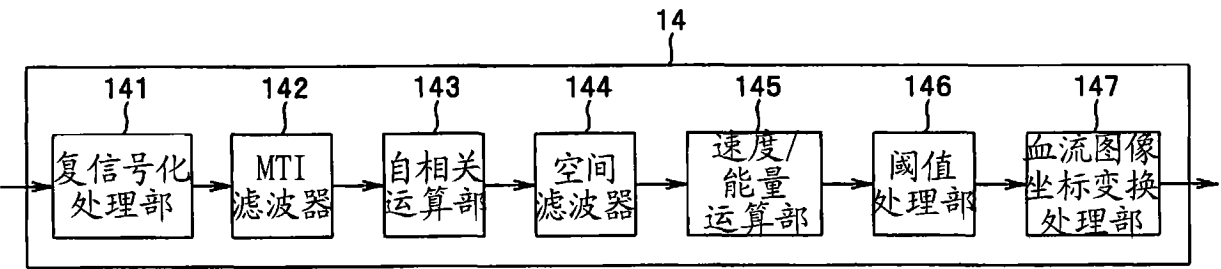


图 3

1/6	1/6
1/6	1/6
1/6	1/6

1/4	1/4
1/4	1/4

图 5

图 4

0	0	1/13	0	0
0	1/13	1/13	1/13	0
1/13	1/13	1/13	1/13	1/13
0	1/13	1/13	1/13	0
0	0	1/13	0	0

图 6

0	1/5	0
1/5	1/5	1/5
0	1/5	0

图 7

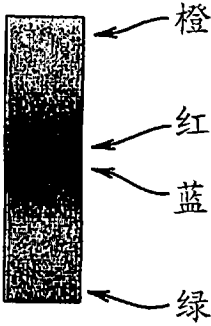


图 8A

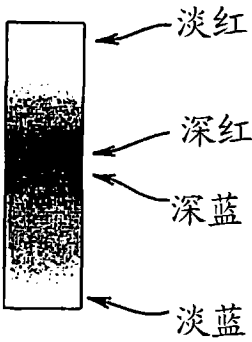


图 8B

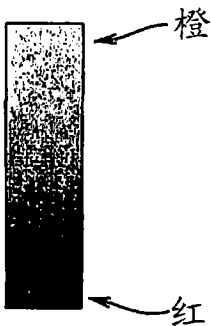


图 9A

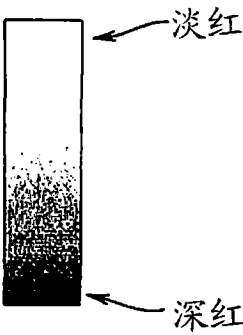


图 9B

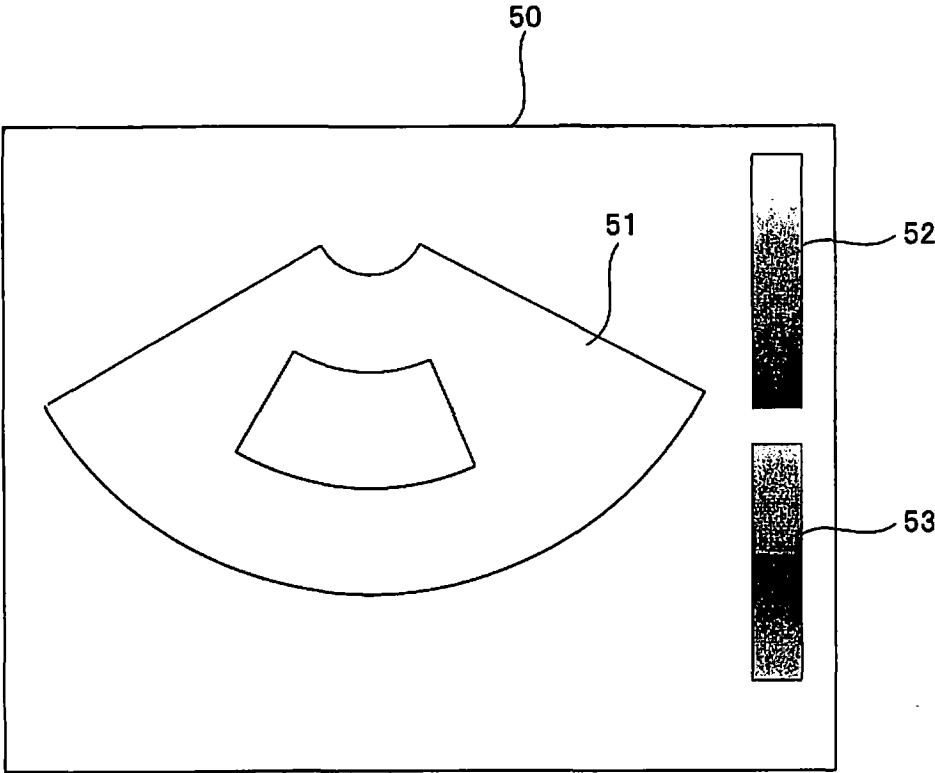


图 10

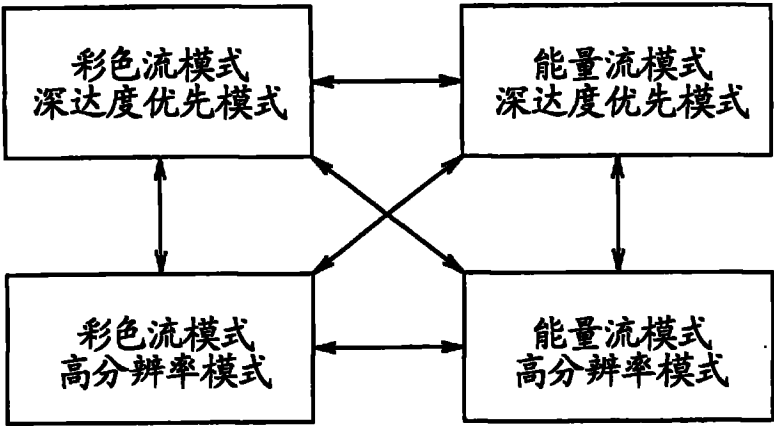


图 11

专利名称(译)	超声波观测装置		
公开(公告)号	CN101574269B	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	CN200910136647.6	申请日	2009-05-08
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
[标]发明人	宫木浩仲		
发明人	宫木浩仲		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	G01S7/52071 A61B8/13 G01S15/895 A61B8/461 G01S15/8979 A61B8/06 A61B8/463		
代理人(译)	刘新宇		
审查员(译)	薛林		
优先权	2008122264 2008-05-08 JP		
其他公开文献	CN101574269A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明的超声波观测装置将向被检体发送的声波输出信号的反射信号作为电信号进行接收，并且对该电信号实施各种信号处理，由此能够生成上述被检体的血流图像，该超声波观测装置具备：发送频率切换部，其将向上述被检体发送的上述声波输出信号的频带切换为与从操作指示部输出的指示信号相应的频带；以及血流色彩生成部，其与由上述发送频率切换部进行的频带的切换连动地变更描绘上述血流图像时的色彩。

