



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 1736337 B

(45) 授权公告日 2010.06.16

(21) 申请号 200510092693.2

US 6322510 B1, 2001.11.27, 全文.

(22) 申请日 2005.08.18

US 6099471 A, 2000.08.08, 全文.

(30) 优先权数据

审查员 路凯

237926/04 2004.08.18 JP

(73) 专利权人 GE 医疗系统环球技术有限公司

地址 美国威斯康星州

(72) 发明人 谷川俊一郎

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

司 72001

代理人 张雪梅 梁永

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

US 5882315 A, 1999.03.16, 全文.

US 6679843 B2, 2004.01.20, 图、说明书第 3-8 栏.

US 6517485 B2, 2003.02.11, 全文.

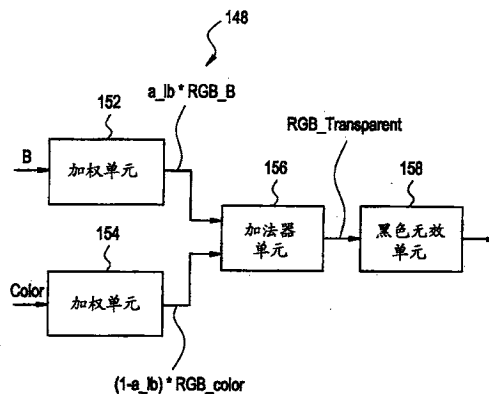
权利要求书 1 页 说明书 6 页 附图 4 页

(54) 发明名称

超声波图像显示方法以及超声波诊断设备

(57) 摘要

为了提供一种适当地显示 B 模式图像和组织速度图像的合成图像的方法, 响应于 B 模式图像亮度的增加, 减少该合成图像中 B 模式图像的加权相加的权重 (a_ib), 同时增加组织速度图像的加权相加的权重 (1-a_ib), 用于显示通过超声波得到的所要成像的对象的 B 模式图像和组织速度图像的合成图像。该权重的变化特征是该 B 模式图像的线性函数。该线性函数是折线线性函数。该折线函数是多个线性函数的级联。该多个线性函数的接合点是可变化的。该多个线性函数的斜率是可变化的。



1. 一种超声波图像显示方法,用于显示通过超声波成像系统取得的对象的 B 模式图像与组织速度图像构成的合成图像,所述方法包括:

利用收发器单元响应于由超声波探针发送到所述对象中的超声波来接收回波接收器信号,所述回波接收器信号包括多普勒信号和音速扫描线上的每一反射点处的回波强度的信号表示;

利用多普勒处理单元对多普勒信号的组织速度数据成分进行处理以产生组织速度图像;

利用 B 模式处理单元来减少 B 模式图像的权重同时增加组织速度图像的权重,以响应于 B 模式图像亮度的增加,当 B 模式图像的亮度低于阈值时,B 模式图像的权重基于一个线性函数而减少;当 B 模式图像的亮度高于或等于该阈值时,B 模式图像的权重基于至少一个线性函数而减少;

利用与多普勒处理单元和 B 模式处理单元耦接的图像处理单元将该加权的 B 模式图像和该组织速度图像相加,以形成通过下面公式表示的合成图像:

$RGB_Transparent = a_Ib * RGB_B + (1.0 - a_Ib) * RGB_Color$; 并且

利用与图像处理单元耦接的显示单元来显示所述合成图像。

2. 一种超声波诊断设备,用于通过超声波取得对象的 B 模式图像和组织速度图像,以显示加权的 B 模式图像和所述组织速度图像的合成图像,所述超声波诊断设备包括:

多普勒处理单元 (12),被配置来根据所述的组织速度数据成分来对多普勒信号的组织速度数据成分进行处理并产生组织速度图像;

权重调节器装置 (152, 154),被配置来减少该 B 模式图像的权重,以响应于该 B 模式图像亮度的增加,同时增加该组织速度图像的权重,当 B 模式图像的亮度低于阈值时, B 模式图像的权重基于一个线性函数而减少;当 B 模式图像的亮度高于或等于该阈值时, B 模式图像的权重基于至少一个线性函数而减少;

加法器装置 (156),被配置来根据下面公式将该加权的 B 模式图像和该组织速度图像相加以获得合成图像

$RGB_Transparent = a_Ib * RGB_B + (1.0 - a_Ib) * RGB_Color$; 以及

显示装置 (16),被配置来显示通过加法器装置 (156) 得到的合成图像。

3. 根据权利要求 2 的超声波诊断设备,其中:

该线性函数是折线线性函数。

4. 根据权利要求 3 的超声波诊断设备,其中:

该折线线性函数通过多个线性函数的级联得到。

5. 根据权利要求 4 的超声波诊断设备,其中:

该多个线性函数的接合点是可变化的。

6. 根据权利要求 4 的超声波诊断设备,其中:

该多个线性函数的斜率是可变化的。

7. 根据权利要求 2 的超声波诊断设备,进一步包括:

黑色无效装置 (158),被配置来对黑色部分将该 B 模式图像和该组织速度图像无效,其中该 B 模式图像的亮度低于预定阈值。

8. 根据权利要求 7 的超声波诊断设备,其中:

该预定阈值是可变化的。

超声波图像显示方法以及超声波诊断设备

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波图像显示方法以及一种超声波诊断设备。更具体地,本发明一种超声波图像显示方法,其中显示的是通过超声波从对象的 B 模式图像和组织速度图像进行合成的图像,以及一种超声波诊断设备,其通过超声波得到对象的 B 模式图像和组织速度图像以显示这两个图像的合成图像。

背景技术

[0002] 该超声波诊断设备通过超声波得到对象的 B 模式图像和组织速度图像以显示这两个图像的合成图像。将超声回波的多普勒 (Doppler) 信号用于组织速度图像的超声显象 (echogram) (例如参加专利文献 1)。

[0003] 专利文献 1:美国专利 US6517485 的说明书 (7 至 13 栏和附图 3 至 4)。

[0004] 该合成图像是将彩色组织速度图像重叠在单色 B 模式图像上得到的。由于彩色组织速度图像的印像较强,并且单色 B 模式图像难以被看见,这种类型的合成图像通常不太合适。

发明内容

[0005] 因此,本发明的目的是实现一种超声波图像显示方法和超声波诊断设备,用于通过非常合适的方式显示 B 模式图像与组织速度图像的合成图像。

[0006] 在解决该问题的一个方面中,本发明提供一种超声波图像显示方法,用于显示通过超声波取得的对象的 B 模式图像与组织速度图像得到的合成图像,包括减少 B 模式图像的权重而增加组织速度图像的权重,以响应于 B 模式图像亮度的增加;将这样加权的 B 模式图像和组织速度图像相加;并且显示通过相加得到的图像。

[0007] 在解决该问题的另一方面,本发明提供一种超声波诊断设备,用于通过超声波取得对象的 B 模式图像和组织速度图像,以显示这两个图像的合成图像,包括:权重调节器装置,用于响应于 B 模式图像亮度的增加减少 B 模式图像的权重,同时增加组织速度图像的权重;加法器装置,用于将这样加权的 B 模式图像和组织速度图像相加;以及显示装置,用于显示通过相加得到的图像。

[0008] 优选地,为了适当地调节权重,权重的变化特征 (variation cha) 是亮度的线性函数。也优选地,为了更加适当地调节权重,该线性函数是折线 (polygonal) 线性函数。

[0009] 另外优选地,为了非常容易地设置折线函数,该线性函数是多个线性函数的级联。进一步优选地,为了便于修改折线线性函数的特征,该多个线性函数的接合点是可变的。也优选地,为了便于修改折线线性函数的特征,该多个线性函数的斜率是可变的。

[0010] 优选地对于该 B 模式图像和该组织速度图像,为了更好地显示合成图像,在 B 模式图像的亮度低于预定阈值地方的黑色部分无效。而且更优选地,该阈值是可变的,使得可以调节无效的黑色图像的范围。

[0011] 根据本发明,其允许通过响应于 B 模式图像亮度的增加减少该合成图像中 B 模式

图像的加权加法的权重同时增加组织速度图像的加权加法的权重,来显示 B 模式图像与组织速度图像的合成图像,能够适当地显示该 B 模式图像和组织速度图像的合成图像。

[0012] 从下面如附图中所述的本发明的优选实施例的描述,可以清楚地得到本发明进一步的目的和优点。

附图说明

[0013] 图 1 的示意方框图所示为根据用于实施本发明的最佳模式的一个实施例的超声波诊断设备;

[0014] 图 2 的示意方框图所示为图像处理单元;

[0015] 图 3 所示为用于权重调节的示例图;

[0016] 图 4 所示的示意方框图说明了该处理器的功能。

具体实施方式

[0017] 现在,将在下文参照附图更加详细地描述本发明。应该注意到,实施例的描述不应该认为是对本发明的限制。图 1 所示为超声波诊断设备的示意方框图。该设备是用于实施本发明的示范实施例。该设备的结构描述了用于实施本发明的超声波诊断设备的最佳模式的实例。该设备的操作描述了用于实施本发明的超声波诊断设备的最佳模式的实例。

[0018] 如图 1 中所示,该设备具有超声波探针 2。该超声波探针 2 具有多个超声换能器的阵列,其在图中未示出。每一换能器由压电材料制成,例如 PZT 陶瓷(锆钛酸铅)。操作者通过接触对象 4 来使用该超声波探针 2。

[0019] 该超声波探针 2 与收发器单元 6 连接。该收发器单元 6 将驱动信号发送到该超声波探针 2,以产生超声波。该收发器单元 6 也接收该超声波探针 2 所接收的回波信号。

[0020] 通过使用超声波束例如使用音速线(sonic line)扫描成像范围来进行超声波的传输和接收。音速线扫描的类型包括扇形扫描、凸面扫描和线性扫描。

[0021] 收发器单元 6 与 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 连接。从该收发器单元 6 输出的每个音速扫描线的回波接收器信号被输入到 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12。

[0022] 该 B 模式处理单元 10 产生 B 模式图像。该 B 模式处理单元 10 检索表示音速扫描线上每一反射点处的回波强度的信号,也就是检索 A 范围信号,以使用 A 范围信号的瞬时幅度作为亮度值来产生 B 模式图像。

[0023] 该多普勒处理单元 12 产生组织速度图像。多普勒处理单元 12 执行回波接收器信号的正交检测以得到 I、Q 信号,以在 MTI(动目标显示)中处理得到回波的复多普勒信号,并通过预定的操作基于其确定各个音速扫描线的组织速度图像。

[0024] 虽然除了包括组织速度的成分之外,多普勒信号还包括血液速度的成份,但是通过使用两种成份的速度域的差只能提取到该组织速度成份,从而确定该组织速度图像。

[0025] 该 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 与图像处理单元 14 连接。该图像处理单元 14 使用从 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 输入的图像数据产生用于显示的图像。所产生的 B 模式图像是单色图像。所产生的组织速度图像是彩色图像。该彩色图像将速度方向表示为色调。

[0026] 如图 2 中所示,该图像处理单元 14 包括输入数据存储单元 142、数字扫描转换器 144、图像存储器 146 以及处理器 148,它们全部都通过总线 140 连接。

[0027] 将作为音速扫描线从 B 模式处理单元 10 和多普勒处理单元 12 输入的 B 模式图像和组织速度图像存储在输入数据存储单元 142 中。通过数字扫描转换器 144 将该输入数据存储单元 142 中的数据进行扫描转换以存储在图像存储器 146 中。处理器 148 对该输入数据存储单元 142 和图像存储器 146 中的数据执行用于显示的数据处理。此后将描述该用于显示的数据处理。

[0028] 该图像处理单元 14 与显示单元 16 连接。图像信号从该图像处理单元 14 被送入该显示单元 16,并且其基于此显示图像。该显示单元 16 是根据本发明的显示装置的示范实施例。该显示单元 16 例如是由可以显示彩色图像的图形显示器组成。

[0029] 控制器单元 18 与上述收发器单元 6、B 模式处理单元 10、多普勒处理单元 12、图像处理单元 14 以及显示单元 16 连接。该控制器单元 18 向其它单元提供控制信号,以控制其操作。其在控制下从那些单元接收各种信息信号。

[0030] 在控制器单元 18 的控制下进行 B 模式照相操作和组织速度照相操作。该控制器单元 18 与操作控制台单元 20 连接。由操作者来操作该操作控制台单元 20,以向控制器单元 18 输入适当的指令和信息。该操作控制台单元 20 例如可以是由具有键板、指点装置、以及其它操作装置的操作面板组成。

[0031] 现在将要描述用于显示的数据处理。用于显示的数据处理是用于产生由 B 模式图像和组织速度图像组成的合成图像的过程。可以通过 B 模式图像与组织速度图像的加权相加产生该合成图像。

[0032] 图 3 所示为用于权重控制的曲线实例。附图中所示的该曲线使用 B 模式图像的亮度值 ($B_Intensity$) 作为其横轴,并使用透明度系数 a_Ib 作为其纵轴。亮度值 $B_Intensity$ 的范围例如可以从 0 至 225。 $B_Intensity = 0$ 表示最低亮度,而 $B_Intensity = 255$ 表示最高亮度。透明度系数 a_Ib 的范围从 0 至 1。 $a_Ib = 0$ 表示完全不透明,而 $a_Ib = 1$ 表示完全透明。

[0033] 透明度系数 a_Ib 表示当通过在该 B 模式图像上重叠该组织速度图像得到该合成图像时组织速度图像的透明度。这就意味着当 $a_Ib = 0$ 时,该组织速度图像完全不透明。在这种情况下,下层 B 模式图像不可见,被该组织速度图像遮蔽,从而该合成图像变为仅仅由该组织速度图像所组成的图像。另一方面,当 $a_Ib = 1$ 时,该组织速度图像完全透明。在这种情况下,该组织速度图像不可见,因此,该合成图像仅仅由 B 模式图像组成。当 $0 < a_Ib < 1$,该组织速度图像是半透明的,对应于 a_Ib 的值。在这种情况下,可以透过该组织速度图像看见该 B 模式图像。

[0034] 可以认为该合成图像是通过在 B 模式图像上重叠组织速度图像形成的。在本文中,当 $a_Ib = 0$ 时,该 B 模式图像完全透明,并且当 $a_Ib = 1$ 时,该 B 模式图像完全不透明,而当 $0 < a_Ib < 1$,该 B 模式图像是半透明的。在这种情况下,这样得到的该合成图像是相同的。在下面的描述中,为了方便,可以认为该合成图像是通过在 B 模式图像上重叠组织速度图像形成的。

[0035] 构成该图的一部分的线 a 是交过横轴 $B_Intensity = 255$ 和纵轴 $a_Ib-Transparency$ 处的线性函数,并且其可以通过下式给出:

$$[0036] \quad a_{Ib} = \text{transparency} \times \frac{(256 - B_Intencity)}{256}$$

[0037] 构成该图的另一部分的线 b 是穿过 D 点的线和纵轴 $a_{Ib} = Bth_Transparency$ 处的另一个线性函数, 并且其可以通过下式给出:

$$[0038] \quad a_{Ib} = \frac{\text{transparency} \times (256 - Bth_0) / 256 - Bth_transparent}{Bth_0} \times B_Intencity + Bth_transparent$$

[0039] 构成该图的其余部分的线 c 是穿过纵线 $a_{Ib} = 1$ 的零阶函数。

[0040] 对于亮度值 $B_Intencity$, 可以配置该交点 B_th0 和该阈值 $Threshold$ 的设定值。该交点 B_th0 的设定值是用于指定点 D 的位置的设定值, 也就是线 a 与线 b 的交点位置。这样就指定了线 a 与线 b 之间的接合点。该阈值 $Threshold$ 是指定线 c 的端点的设定值。这些设定值 B_th0 和 $Threshold$ 可以由操作者通过操作控制台单元 20 任意设置和调节。

[0041] 纵轴与线 a 和线 b 的交点, 也就是 $Transparency$ 和 $Bth_transparent$ 可以通过操作控制台单元 20 任意设置和调节。 $Transparency$ 和 $Bth_transparent$ 的调节分别改变线 a 和 b 的斜率。

[0042] 使用这些线 a、b 和 c 可以调节该合成图像中组织速度图像的透明度。可以根据组成该 B 模式图像的每一像素的亮度值 $B_Intencity$ 进行该透明度调节。

[0043] 当 $B_Intencity < Threshold$ 时, 由线 c 确定该组织速度图像的透明度系数。这就使得 $a_{Ib} = 1$, 导致该合成图像仅仅从 B 模式图像得到, 并且该组织速度图像完全透明。与该处理一起, 另一操作使得 B 模式图像变为无效黑色。由于完全透明的组织速度图像在黑色部分被无效, 相应地两个图像的黑色部分都被无效。

[0044] 如上所述, 在 $B_Intencity < Threshold$ 的范围中, 该 B 模式图像和组织速度图像的黑色部分被无效, 以防止出现噪声和伪迹变得明显, 得到更好图像质量的合成图像。

[0045] 在 $Threshold \leq B_Intencity < B_th0$ 的范围内, 通过线 b 确定该组织速度图像的透明度系数。更具体地, 通过等式 2 确定该透明度系数 a_{Ib} 。这使得该组织速度图像半透明, 并且透过其可以看到 B 模式图像。可以通过该 B 模式图像上的组织速度图像的加权相加产生给出这种印象的合成图像。使用下面的等式进行加权相加:

$$[0046] \quad RGB_Transparent = a_{Ib} * RGB_B + (1.0 - a_{Ib}) * RGB_Color$$

[0047] 其中 $RGB_Transparent$ 是表示该合成图像的三基色 (G, R, B) 的数据。 RGB_B 是表示单色 B 模式图像的三基色的数据。 RGB_Color 是表示该彩色组织速度图像的三基色的数据。三基色的每一数据由 8 个比特组成。

[0048] 如等式 3 中所示, 通过将 B 模式图像的权重 a_{Ib} 与组织速度图像的权重 $1 - a_{Ib}$ 相加产生该合成图像。在上面的等式 3 中, 透明度系数 a_{Ib} 仅仅用作表示该权重的值。于是, 该透明度系数的图形可以用作加权相加的权重图形。该透明度系数 a_{Ib} 此下称之为权重。

[0049] 这里应该注意到的是, 用作 B 模式图像的权重的 a_{Ib} 是合理的, 由于当该透明度系数 a_{Ib} 越大时, 该组织速度图像的透明度就增加, 从而使得该 B 模式图像可以更好的被看到。另外, 当该组织速度图像的透明度增加时, 该组织速度图像变得较少可见, 从而用 $1 - a_{Ib}$ 作为组织速度图像的权重是合理的。

[0050] 当 $B_th0 \leq B_Intencity$ 时, 通过线 a 确定该权重。更具体地, 可以通过等式 (1)

确定权重 a_{Ib} 。然后通过使用 a_{Ib} 替代 B 模式图像的权重,并使用 $1-a_{Ib}$ 替代组织速度图像的权重,就可以通过等式 3 给出该合成图像的像素值。

[0051] 如从前面可以看到,在 $\text{Threshold} \leq B_Intensity$ 的范围内,通过将 B 模式图像和组织速度图像的权重以关于 $B_Intensity$ 互补的方式相加,可以得到该 B 模式图像与组织速度图像良好匹配的合成图像。

[0052] 通过适当地使用响应于与该 $B_Intensity$ 所属于的范围的权重等式从而给出关于该折线线性函数的权重,就可以进行对于 $B_Intensity$ 所属于的每一部分都是最佳的透明度调节。

[0053] 可以看到,多阶折线线性函数通过创建交叉点 B_th0 的两个或多个设定点提供加权。这样就可以进行更精细的透明度调节。可替换地,可以使用产生连续曲线的二次或更高维数的函数进行权重的计算。

[0054] 在图 4 中,所示为处理器 148 的功能方框图,其用于进行如上所述的合成图像的形成。如从附图中可以看到,该处理器 148 分别在加权单元 152 和 154 中对 B 模式图像 (B) 和组织速度图像 (彩色) 进行加权 a_{Ib} 和 $1-a_{Ib}$;通过在加法器单元 156 中对两个图像进行相加形成合成图像 (RGB_Transparent),然后通过黑色无效单元 158 输出。

[0055] 该加权单元 152 和 154 是根据本发明的加权调节装置的示范实施例。该加法器单元 152 和 154 是根据本发明的加法器装置的示范实施例。该黑色无效单元 158 是根据本发明的黑色无效装置的示范实施例。

[0056] 不脱离本发明的精神和范围可以广泛地配置许多本发明的不同实施例。应该理解的是,本发明并不限于说明书中所述的具体实施例,除非按照所附权利要求书中所限定的。

[0057] 附图中:

[0058] 图 1

[0059] 1. 对象 4

[0060] 2. 超声波探针 2

[0061] 3. 收发器单元 6

[0062] 4. B 模式处理单元 10

[0063] 5. 多普勒处理单元 12

[0064] 6. 图像处理单元 14

[0065] 7. 显示单元 16

[0066] 8. 控制器单元 18

[0067] 9. 操作控制台单元 20

[0068] 图 2

[0069] 1. 输入数据存储单元 142

[0070] 2. 数字扫描转换器 144

[0071] 3. 图像存储器 146

[0072] 4. 处理器 148

[0073] 5. 总线 140

[0074] 图 3

[0075] 1. 透明度系数 a_{Ib}

- [0076] 2. 线 c
- [0077] 3. 线 b
- [0078] 4. 点 D
- [0079] 5. 线 a
- [0080] 6. B 模式图像的亮度 B_Intensity
- [0081] 图 4
- [0082] 1. 加权单元 152
- [0083] 2. 加权单元 154
- [0084] 3. 加法器单元 156
- [0085] 4. 黑色无效单元 158

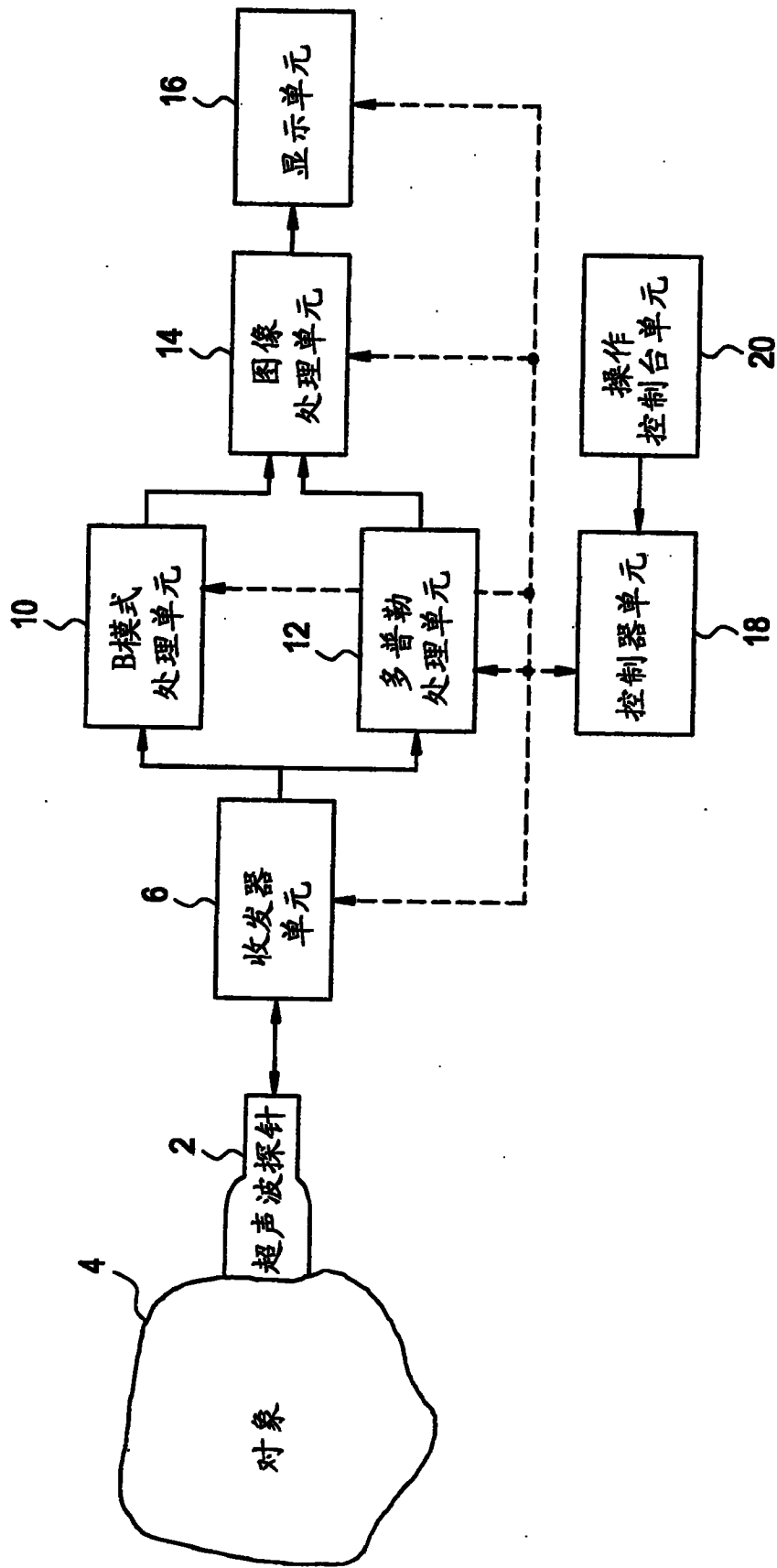


图 1

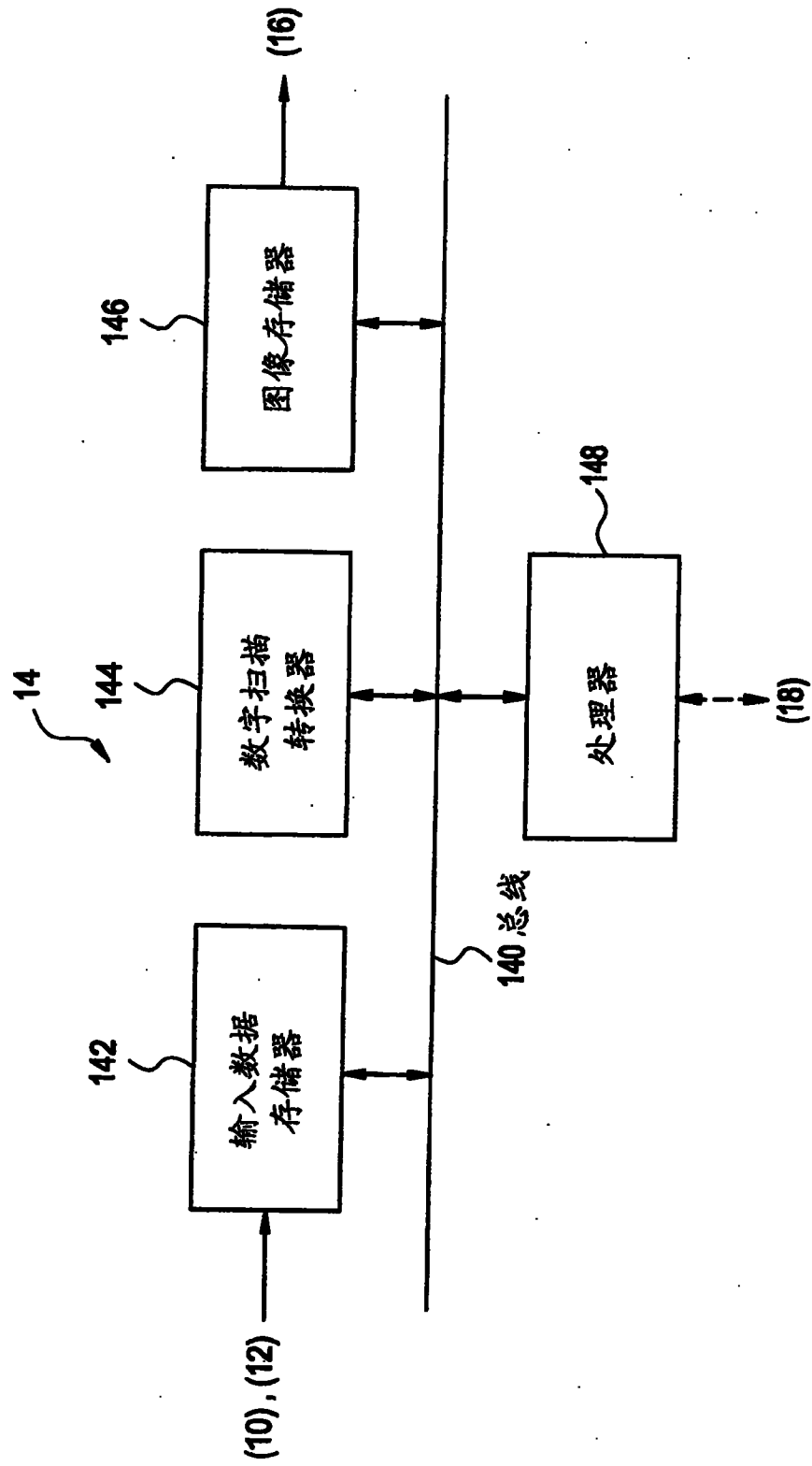


图 2

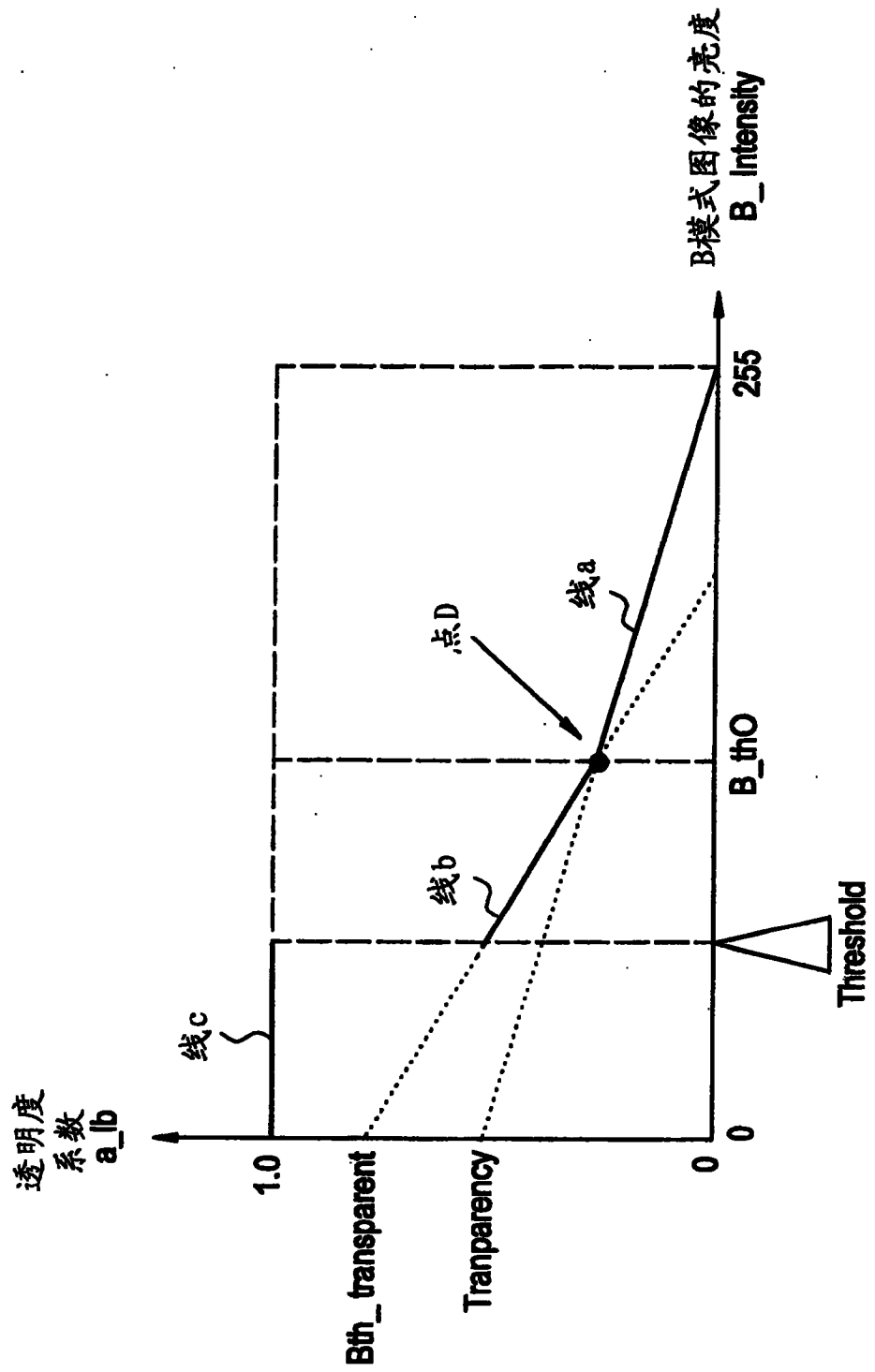


图 3

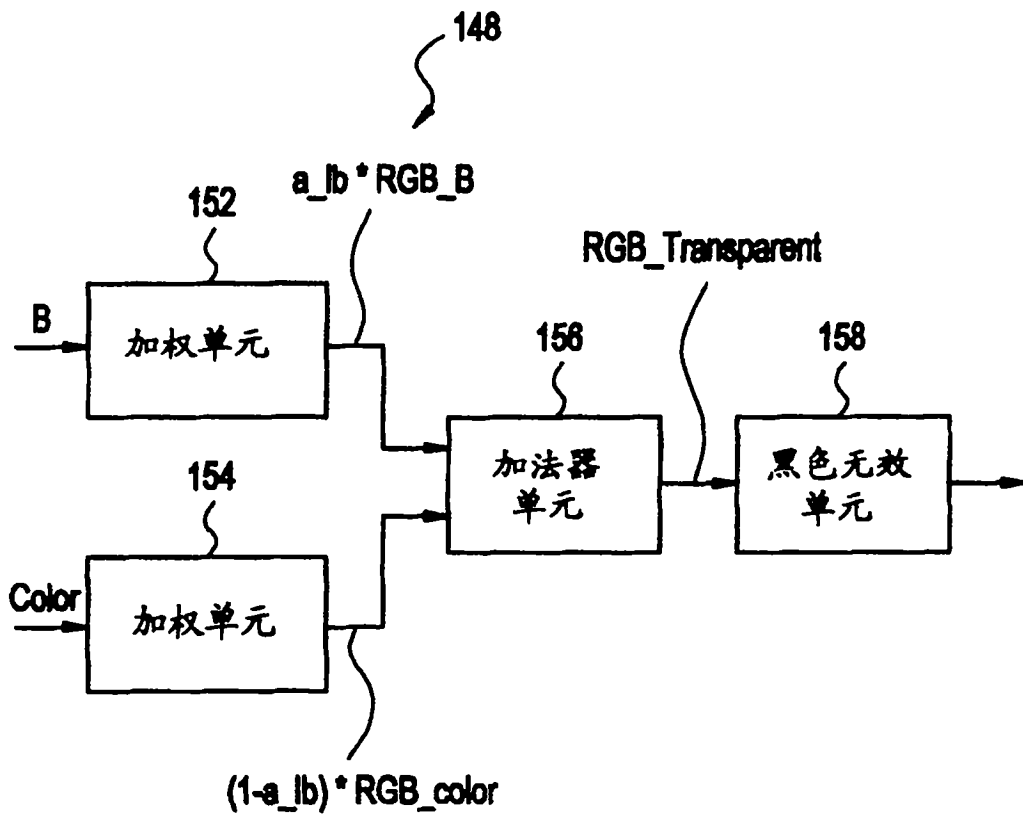


图 4

专利名称(译)	超声波图像显示方法以及超声波诊断设备		
公开(公告)号	CN1736337B	公开(公告)日	2010-06-16
申请号	CN200510092693.2	申请日	2005-08-18
申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	GE医疗系统环球技术有限公司		
[标]发明人	谷川俊一郎		
发明人	谷川俊一郎		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/488 G01S15/8979 G01S7/52071 G01S7/52053		
代理人(译)	张雪梅 梁永		
审查员(译)	路凯		
优先权	2004237926 2004-08-18 JP		
其他公开文献	CN1736337A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

为了提供一种适当地显示B模式图像和组织速度图像的合成图像的方法，响应于B模式图像亮度的增加，减少该合成图像中B模式图像的加权相加的权重(a_{lb})，同时增加组织速度图像的加权相加的权重($1-a_{lb}$)，用于显示通过超声波得到的所要成像的对象的B模式图像和组织速度图像的合成图像。该权重的变化特征是该B模式图像的线性函数。该线性函数是折线线性函数。该折线函数是多个线性函数的级联。该多个线性函数的接合点是可变化的。该多个线性函数的斜率是可变化的。

