



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 200480016727.3

[43] 公开日 2006 年 7 月 19 日

[11] 公开号 CN 1805710A

[22] 申请日 2004.6.9

[74] 专利代理机构 中科专利商标代理有限责任公司
代理人 刘 建

[21] 申请号 200480016727.3

[30] 优先权

[32] 2003.8.6 [33] JP [31] 2003184/2003

[86] 国际申请 PCT/JP2004/008391 2004.6.9

[87] 国际公布 WO2005/013829 日 2005.2.17

[85] 进入国家阶段日期 2005.12.15

[71] 申请人 株式会社日立医药

地址 日本东京都

[72] 发明人 东 隆 梅村晋一郎 马场博隆

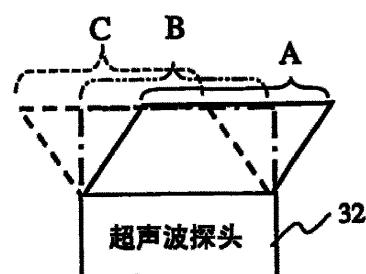
权利要求书 3 页 说明书 13 页 附图 10 页

[54] 发明名称

超声波摄像装置和超声波摄像方法

[57] 摘要

一种具备图像合成机构的超声波诊断装置，为了同时提高对比度分辨率和空间分辨率，在合成的图像间选取相关，计算图像间的位移量。位移量大时，合成包络线检波后的信号，位移量小时，合成RF信号。或者，根据位移量，可以改变混频频率，根据位置偏离程度，选取空间分辨率的提高和对比度量可能的提高的平衡。



32—超声波探头

1、一种超声波摄像装置，其特征在于，包括：信息处理装置，其发送用于形成应该提供给被检查体的送波超声波波束的超声波脉冲信号，接收由从上述被检查体反射的超声波脉冲信号形成的受波超声波波束；送波超声波波束形成器，其用于根据上述超声波脉冲信号，形成送波超声波波束；超声波探头，其通过收发分离器，提供该送波超声波波束形成器的输出，向上述被检查体发送送波超声波波束；和受波波束形成器，其通过收发分离器，提供由该超声波探头接收的从上述被检查体反射的超声波脉冲信号，形成上述受波超声波波束，上述信息处理装置具备用于合成对被检查体从多个角度方向摄像得到的上述被检查体的 B 模式图像数据，并显示合成图像的程序，而且在上述不同的角度的各帧的上述受波超声波波束之间计算相关，根据上述相关的结果，决定上述受波超声波波束是使用 RF 信号在上述合成后进行包络线检波，还是用包络线检波后的绝对值信号，进行上述合成。

2、根据权利要求 1 所述的超声波摄像装置，其特征在于，使用上述 RF 信号的合成后进行包络线检波，还是使用包络线检波后的绝对值信号进行合成，作为上述相关的结果而得到的上述被检查体的位移量，比根据上述超声波脉冲的发送和接收条件规定的空间分辨率小时，选择使用 RF 信号的合成，上述位移量比上述空间分辨率大时，选择使用包络线检波后绝对值信号的合成。

3、一种超声波摄像装置，其特征在于，包括：信息处理装置，其发送用于形成应该提供给被检查体的送波超声波波束的超声波脉冲信号，接收由从上述被检查体反射的超声波脉冲信号形成的受波超声波波束；送波超声波波束形成器，其用于根据上述超声波脉冲信号，形成送波超声波波束；超声波探头，其通过收发分离器，提供该送波超声波波束形成器的输出，向上述被检查体发送送波超声波波束；和受波波束形成器，其通过收发分离器，提供由该超声波探头接收的从上述被检查体反射的超声波脉冲信号，形成上述受波超声波波束，上述信息处理装置具备用于合成对被检

查体从多个角度方向摄像得到的上述被检查体 B 模式图像数据，并显示合成图像的程序，而且在上述不同的角度的各帧的上述受波超声波波束之间计算相关，根据上述相关的结果，选择上述受波超声波波束的外差式检波的参照频率，

5 上述相关是规定值时，使上述参照频率与上述超声波脉冲的中心频率相等。

4、一种超声波摄像装置，其特征在于，包括：信息处理装置，其发送用于形成应该提供给被检查体的送波超声波波束的超声波脉冲信号，接收由从上述被检查体反射的超声波脉冲信号形成的受波超声波波束；送波超声波波束形成器，其用于根据上述超声波脉冲信号，形成送波超声波波束；超声波探头，其通过收发分离器，提供该送波超声波波束形成器的输出，向上述被检查体发送送波超声波波束；和受波波束形成器，其通过收发分离器，提供由该超声波探头接收的从上述被检查体反射的超声波脉冲信号，形成上述受波超声波波束，上述信息处理装置具备用于合成对被检查体从多个角度方向摄像得到的上述被检查体的 B 模式图像数据，并显示合成图像的程序，并且用指定以上述不同的角度的各帧的上述受波超声波波束的参照频率，进行外差式检波，

上述参照频率的指定是通过事先由操作者进行的操作来设定的。

5、一种超声波摄像方法，其特征在于，包括：

20 从超声波探头向被检查体发送超声波脉冲的步骤；

接收被上述被检查体反射的超声波脉冲的步骤；

对由接收的超声波脉冲从多个角度方向摄像得到的上述被检查体 B 模式图像数据，使用 RF 信号进行包络线检波，还是用包络线检波后的绝对值信号进行合成，选择其中一个进行合成的步骤；及

25 显示合成图像的步骤，

计算从上述多个角度方向摄像得到的上述被检查体的 B 模式图像数据的各帧的相互间，计算上述被检查体内反射点的相对的位移量，并且根据该相对的位移量进行上述选择。

6、根据权利要求 5 所述的超声波摄像方法，其特征在于，从上述相 30 互相间得到的位移量，比根据上述超声波脉冲的收发和接收条件规定的空

间分辨率小时，使用上述 RF 信号进行上述合成后，进行包络线检波，从上述相互间得到的位移量比上述空间分辨率大时，用上述包络线检波后的绝对值信号进行上述合成。

7、根据权利要求 5 所述的超声波摄像方法，是一种根据上述相互相关的计算结果，选择上述受波超声波波束的外差式检波的参照频率的超声波摄像方法，其特征在于，

上述相互相关是规定值时，使上述参照频率和上述超声波脉冲的中心频率相等。

8、一种超声波摄像方法，其特征在于，包括：

10 从超声波探头向被检查体发送超声波脉冲的步骤；
接收从上述被检查体反射的超声波脉冲的步骤；
以指定的参照频率对接收的受波超声波波束进行外差式检波的步骤；
由超声波脉冲合成从多个角度方向摄像得到的上述被检查体的 B 模式图像数据的步骤；
15 显示合成图像的步骤，
上述参照频率是在摄像的最初阶段通过操作者进行的操作而设定。

超声波摄像装置和超声波摄像方法

5

技术领域

本发明是涉及一种用于医疗诊断等的超声波摄像装置，特别是，合成从各种角度扫描得到的图像信号，作为1个图像显示，得到通常称为复合扫描像的高质量图像的断层像的技术。

10

背景技术

超声波摄像装置是，让超声波探头接触被检查体表面，由该探头将超声波发送到被检查体的同时，接收来自被检查体内部的反射波(回波信号)，根据其回波信号，通过断层像显示被检查体的各部状态，提供给诊断等的装置。

图1(A)是表示超声波摄像装置的一般构成的图。10是所谓的个人计算机等信息处理装置。11是CPU，12是存储器，13是硬盘，21是输入装置，22是显示装置。这些装置由总线14连接，进行必要的信息通信。硬盘13存储着超声波摄像装置进行动作所需要的各种程序和数据，根据需要调出存储到存储器12中，在CPU11的管理下，用于运行。输入装置21是键盘或者鼠标等，用于超声波摄像装置的使用者输入必要的设定信息，或者，提供操作信号。在显示装置13上显示必要的操作图像和摄像结果的图像等。

23和24是超声波的发送波束形成器和受波波束形成器，被连接在信息处理装置10的总线14上。并且，发送波束形成器23和受波波束形成器24，通过收发分离器31，连接到超声波的超声波探头32上。发送波束形成器23按照由信息处理装置10提供的数字信号产生的超声波发送信号，通过收发分离器31，输送到超声波的超声波探头32，使对应根据使用者操作信号的程序的超声波信号从超声波探头32发送。另一方面，发送的超声波信号作为来自被检查体内部的反射波，被超声波探头32接收，

与此相应的信号通过收发分离器 31，发送到受波波束形成器 24。受波波束形成器 24 对此实施数字化等必要的信号处理，发送到信息处理装置 10。在信息处理装置 10 中，用与摄像目的对应的程序对接收信号进行处理，结果显示在显示装置 13 上。

5 图 1(B)是表示超声波探头 32 的一个例子的图，是 n 组并排排列被 3 分割的直线状配置的振动器 1-1, 1-2 和 1-3 的例子。设置用于向这些振动器发送来自发送控制电路 23 的发送信号，将根据振动器检测的来自被检查体内部的反射波产生的信号发送到接收控制电路 24 的布线，图中省略了表示。另一方面，在超声波探头 32 的另一面设置用于使振动器与被检查体有效的接触、在被检查体之间效率良好地接收发送超声波的，例如，由金属粉末和高分子材料的混合物构成的音响匹配层 5 和还是由高分子材料构成的音响透镜。提供控制向各振动器提供的信号的大小和时间，能够任意控制由超声波探头 32 照射的超声波的焦点深度，照射的方向和强度，如图所示的 F_1-F_1 , F_2-F_2 ，能够控制深度和方向。另外，为了合成后面所述的从多个角度方向摄像得到的上述被检查体的 B 模式图像数据，例如，在焦点 F_1-F_1 轴上，波束方向能够控制，使其变为 A, B 和 C 方向。并且，超声波探头 32 具备用于使用者把持的把手，但是图中省略了表示。

10

15

超声波探头 32 不局限于图 1(B)所示的例子，根据摄像目的不同，可以制造成以相等间隔，将多个振动器排列形成直线状，曲线状或者面状等各种形态。例如，直线扫描型超声波摄像装置，通过预先设定的口径选择功能，在相同时刻，选择驱动的振动器群，形成口径，依次移动其口径，超声波波束扫描被检查体和物体内部。另外，在凸阵扫描型超声波摄像装置也一样。

20 首先，只从一个方向进行摄像时，由于反射率的角度依赖性的效果，被检查体内的反射部分的轮廓中，与超声波的行进方向垂直部分被增强，能图像化，与超声波行进方向平行的组织边界部分几乎不能图像化，另外，具有高反射体的阴影部分难以图像化的缺点。与此相对而言，如复合成像，具有多个超声波行进方向时，由于超声波与反射体的边界面垂直入射的情形增加，轮廓连接比较容易观察，变成阴影的部分减少，改善该缺点。

25

30

作为第二个长处，对应作为对比度分辨率劣化原因的频谱的去除具有大的效果。这在从角度充分的不同的方向摄像得到的图像中，由于频谱图案不同，与反映本来的被检查体内的反射部分的部分增加相加量的信号强度相比，频谱图案只增加与相加的平方根成比的信号强度，如果相加数为 5 N，N 的平方根成比例，提高了对比度分辨率。

但是，能够实现这样的对比度分辨率的提高，RF 信号转换成包络线信号，为了非相干化后相加图像的合成。该情况，如果反过来说，非相干化后进行相加，不能象相干相加那样，期待空间分辨率的提高。

一方面，所谓相干相加的观点，即作为 RF 信号阶段合成方法，在非 10 专利文献 1 中公开的开口合成法已经众所周知。由于开口合成在相干阶段相加多个来自不同的方向的信号，由有效的开口变大等价，有助于对空间分辨率的提高。

这些复合摄像法，开口合成法具有共同的问题，被检查体是如生物体的运动的对象物时，多个摄像间的运动。与此相对而言，在上述二个众所周知的例子中公开，在进行图像合成前，根据相关法推断图像之间的位置偏差，将由被检查体的运动产生的图像模糊变为最小的方法。 15

专利文献 1：特表 2002—526225 号公报；

非专利文献 1：IEEE Transaction on Ultrasonics, Ferroelectrics, and Frequency Control, 45 卷 No. 4, 1077 页～1087 页。

20

发明内容

由于作为超声波摄像的对象物的人体内脏器官不是刚体，变形因每个局部不同。因此，贯穿整个摄像范围，对其理想的修正是很困难的。另外，开口合成和复合摄像中，合成的信号间的位置偏差的影响大小不同的。

25 开口合成，由于合成信号之间有干涉性，如果偏差波长的 4 分之 1 以上，通过合成反而使信号劣化。一方，复合摄像时，由于合成的信号间没有干涉性，如果是包络线信号的包络线幅值以内的偏差，不会导致信号劣化。一般的，在现在的超声波摄像装置中，包络线的幅值波长的数倍程度。

这样，现在的图像合成法有复合摄像法和开口合成法 2 种方法，由于 30 各自的长处不同，希望得到兼备二个长处的摄像方法。即，同时实现对比

度分辨率和空间分辨率的提高，另外，能够实现由被检查体的移动产生的图像劣化少的摄像法。

现在的超声波摄像装置中，超声波探头 32 的传递函数，由于频率空间的幅值的限制，具有时间轴上的数波程度的幅值。超声波摄像中，在来自超声波探头 32 的超声波的发送和由检查体反射的超声波通过超声波探头 32 的接收的接收发送中，由于受超声波探头 32 传递函数二次影响，包络线的幅是 2~4 波幅值程度。即，清楚在相干时和非相干时，10 倍程度，对运动的影响不同的。如果合成的图像间的偏差量，能够完全理想的对每个像素进行修正，用上述众所周知的二个方法中的任意一个，能够修正运动的影响，但是，实际上，在噪音的影响中，不能保障修正值的精度，由于与断层像垂直相交的方向也存在偏差，难以正确地推断局部的偏差。

本发明中，打消了完全修正局部的偏差的念头，根据整体的偏差量，偏差小(例如比波长 1/4 小)时，用 RF 数据进行合成，偏差大时，用包络线检波信号进行合成。偏差的大小，可以从不同帧的图像间的 RF 数据的相互相关，进行判断。并且，通过控制外差式检波的参照频率，能够划分采用 RF 数据的合成，或者，采用包络线检波信号的合成。

附图说明：

图 1(A)是表示超声波摄像装置的一般构成的图，(B)是表示超声波探头的一个例子的图。

图 2 是表示本发明超声波摄像装置实施例 1 的信号处理流程图。

图 3 是表示本发明超声波摄像装置实施例 2 的信号处理流程图。

图 4 是表示本发明超声波摄像装置实施例 3 的信号处理流程图。

图 5(A)是模式的表示接收发送变换器 32 接收的波束行进方向不同的 3 个方向 A，B 和 C 的波束方向的图，(B)是表示接收发送变换器 32 接收的 RF 信号的各波束行进方向的波束图案的图，(C)是表示接收发送变换器 32 接收的 RF 信号的包络线检波后的波束图案。

图 6(A)是表示横轴选取帧的图像间的偏差，纵轴选择对应这些进行的包络线检波和 R F 数据的相加的例子的图，(B)是表示用于设定外差式检波的参照频率 ω_1 设定的设定曲线的例子的图。

图 7 是表示包络线检波如图 5(B)所示，不同的 3 个方向 A, B 和 C 的波束，作为如图 5(C)所示的包络线检波后的波束图案后，合成时的超声波信号强度的分布的图。

图 8(A), (B), (C)和(D)表示超声波的中心频率 ω_0 取 2MHz, 参照波的频率 ω_1 依次取 2MHz, 1MHz, 0MHz, -1MHz 时的外差式检波后的结果的波束图案的例子的图。

图 9(A)是表示经过图 2 的步骤 115, 117 得到的图像的模拟结果的例子，(B)是表示经过图 2 的步骤 119, 120 得到的图像的模拟结果的例子的图。

图 10(A)–(D)是表示对应是对应图 8(A)–(D)的图像例子的图。

图 11 是本发明超声波摄像装置实施例 3 中用于设定使用者操作的参照波的频率的输入装置的例子的外观图。

具体实施方式

下面，使用附图，对本发明的实施例进行详细说明。本发明的各实施例通过具有如图 1(A), (B)所示的信息处理装置的超声波摄像装置来实现的。

(实施方式 1)

图 2 是表示本发明超声波摄像装置的实施例 1 的信号处理流程图。

101 是准备阶段的步骤，通过输入装置 21 输入使用的超声波探头的类型，表示摄像对象部位的编码等。103 是指定对摄像的对象部位进行图像合成的摄像帧数的步骤，通过输入装置 21 输入。进行图像合成的帧数至少是 3 以上。该帧数也可以增加到 7~15 的程度，帧的张数越增加，由图像合成的效果和合成产生的缺点越多，因此最好考虑摄像对象(摄像对象的移动)来决定。

105 是设定对摄像的对象部位发送超声波的方向的步骤，通过输入装置 21 输入。这与步骤 103 中指定的进行图像合成的帧数相对应，也可以由程序，根据摄像结束后的帧数，自动设定。其中，所谓超声波的发送方向是，如果用图 1(B)说明，在焦点 F_1 — F_1 面上，改变向不同的 A, B 和 C 的方向发送超声波的方向。在图 5(A)中，如用实线模式的表示的四边形 A,

用一点划线表示的四边形 B 和用虚线表示的四边形 C 所示。即四边形 A, B 和 C, 分别对被检查体的同一焦点深度, 以不同的角度发送超声波波束, 并模式的表示将直线扫描其的情况。

107 是存储 1 帧量的超声波发送接收波、RF 数据的步骤。指定摄像 5 帧数(步骤 103), 设定送波方向(步骤 105)和由 CPU11, 生成对应根据摄像的对象部位的程序的超声波脉冲信号, 用发送波束形成器 23 将其转换为提供给超声波探头 32 的振动器的信号, 通过收发分离器 31, 提供给超声波探头 32 的振动器。从摄像的对象部位反射的超声波信号由超声波探头 32 的振动器接收, 转换成电气信号, 通过收发分离器 31, 提供为受波波束形成器 24。其中, 转换为数字信号, 在通道间进行整相相加, 作为 RF 10 数据存储到存储器 12。109 是评价已经摄像的帧数的步骤, 检查是否结束由步骤 103 指定的帧数所有的超声波发送接收波、RF 数据的存储。由步骤 103 指定的帧数所有的存储没有结束时, 返回步骤 105, 进行下次的送 15 波方向的 1 帧量的超声波发送接收波、RF 数据存储。在步骤 108 中, 如果评价完成摄像的帧数, 达到由步骤 103 指定的帧数, 转移到数据评价。

111 是计算不同帧的图像间的 RF 数据相互相关的步骤。依次读出存储在存储器 12 中的各帧的图像数据, 计算相互相关。即, 由各帧的图像数据, 计算着眼于各送波方向的摄像中的特定的被检查体内的反射部分的外形的移动量和变形量。

20 113 是评价不同帧的图像间的变形是否比设定值大的步骤。即, 由步骤 111 计算的, 不同帧的图像间的 RF 数据相互相关比设定值大时, 对存储在存储器 12 中的各帧的 RF 数据进行包络线检波(步骤 115), 由该检波 25 后的数据, 进行不同帧的图像间的数据合成(步骤 117)。由步骤 111 计算的、不同帧的图像间的 RF 数据相互相关比设定值小时, 由存储在存储器 12 中的各帧的 RF 数据进行不同帧的图像间的数据合成(步骤 121), 对该合成后的 RF 数据进行包络线检波(步骤 121)。

123 是图像表示步骤, 由步骤 117 的数据, 或者, 步骤 121 的数据中的任意一个, 将根据规定的程序产生的图像显示在显示装置 22 上。125 30 是判断是否调整图像清晰度的步骤, 例如, 在图像表示步骤 123 中, 图像的一部分显示“需要再次获得数据吗”的询问和“YES”, “NO”的开关。

并且，使用者对显示装置 22 显示的图像不满意，选择“YES”时，返回步骤 103，根据需要的设定再次执行。选择“NO”时，结束摄像。再次进行摄像时，例如，有时增加合成张数，有时细微的改变送波方向等，进行超声波发送接收波、RF 数据获得的条件的更改。超声波诊断机中，特别是，
5 只要不按摄像停止按钮，就将继续摄制图像，继续更新图像。因此，也有即使不进行再次询问数据获得的必要性的图像表示，根据图像，操作者更改设定，并将其反应到下次摄像的方法。

如先前所述，RF 信号这样的相干信号的情况和包络线检波信号这样的非相干信号的情况，对合成的信号间的，摄像的对象部位的位移影响大
10 不相同。即，相干时，如果波长一半的偏差，信号完全相抵消，1/4 以下的偏差逐渐忽略其影响。另一方面，非相干时，由于没有相抵消的现象，
15 如果是包络线幅值以下的偏差，其影响少。

实施例 1，着眼于该点，在步骤 111 中，计算不同帧的图像间的 RF
数据相互相关，步骤 113 中，评价不同帧的图像间的变形是否比设定值大。
15 不同帧的图像间的摄像的对象部位的位移比设定值大时，由帧的图像间的偏差产生的影响小，作为非相干信号处理，不同帧的图像间的摄像的对象部位的位移比设定值时，作为相干信号处理。

其中，对由相互相关产生的变形的计算方法进行详细说明。设 1 帧的深度方向的数据数为 M，横方向数据数为 N。另外，考虑坐标系，使深度
20 方向从浅的方向变深的方向，坐标变大，横方向上按扫描的光栅的顺序坐标变大。并且，其中，扫描顺序假设从邻近依次扫描。帧序号 k 中的，深度方向序号 i，横方向序号 j 的像素的灰度为 $I_{i,j}^k$ ，同位置的 RF 信号的振幅为 $A_{i,j}^k$ ，进行以下说明。

25 设定选取相关的窗口的大小为 w，像素 ij 中的，由二个帧间相关导致的变形矢量 $V_{i,j}^k$ 如式(1)，(2)计算。

$$C_r(k, k+1) = (A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \dots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k) * (A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^{k+1} \dots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^{k+1}) \quad \text{---(1)}$$

$$C_r(k, k) = (A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \dots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k) * (A_{i-\frac{w-1}{2}, j}^k \dots A_{i+\frac{w-1}{2}, j}^k) \quad \text{---(2)}$$

相互相关 $Cr(k, k+1)$ 变为最大的要素序号 i_{max1} 和自己相关 $Cr(k, k)$ 变为最大的要素序号 i_{max0} 之差， $V = i_{max0} - i_{max1}$ 是位于像素 ij 的 k 帧和 k+1 帧间的深度方向的变形。其中符号*是相互相关。在这里，
30

描述了 w 为奇数的情况，偶数的情况，如果用 $i-(w-1)/2$ 置换 $i-(w-2)/2$ ，置换 $i+(w-1)/2$ 置换 $i+w/2$ 就是一样的。

其中，将原本是 2 维矢量的局部变形，只作为深度方向的 1 维问题处理，通常，由超声波脉冲的发送接收波产生的点应答在深度方向狭窄，在 5 方位方向扩展，是由于深度方法，与比 RF 波的乃奎斯特频率低的采样相比，在方位方向，获得粗糙的数据。如果定量的比较，音速为 1500m/s，深度方向的采样频率为 50MHz 时，深度方向的采样间隔变为 15μm。另一方面，由于方位方向的采样间隔通常是元件间距程度或者，其二分之一的程度，假设元件宽度作为中心频率中的波长一半程度，中心频率为 10 3MHz 时，是 125μm 的程度，是深度方向的采样间隔 10 倍程度。因此，对于对象物的运动，如果帧速率充分快，只在深度方向上测量变形即可。

在取相关时，设定窗口根据以下二个理由。第一，如果一次全部使用 1 光栅 (raster) 量的数据，如生物体，不能作为刚体进行处理时，对由深度不同产生的变形不同情况是不利的。第二，在本发明中，由于在角度不同的图像之间选取相关，如果用整个 1 光栅比较，在整个深度方向，不能使位置一致。但是，如果限定窗口宽度，在窗口范围内，可以不跨越光栅。例如在求波束方向存在 5 度差异的帧间的变形时，光栅间隔为 125μm，深度方向的采样间隔为 15μm 时，由于 $125\mu\text{m} / \tan(5 \text{ 度}) / 15\mu\text{m} = 95$ ，窗口宽度如果在 95 采样点以下，关于方位方向，可以说是由相同位置的数据计算位移。当然，此时，根据窗口的移动，选取相关的对象的光栅序号产生变化。

在这些方法中，求出像素 $i j$ 处的位移后，噪音的影响小时，可以照原样作为位移量使用，但是噪音影响大时，可以通过空间的低通滤波器等，置换为平均化的值进行处理。

25 与帧速率相比，对象物的运动快时，也可以是由方位方向也包含的 2 维相关计算 2 维变形和，一次对每个光栅在深度方向积分，根据不同帧的积分图案之间的相关，求出方位方向的变形，和已经说明的深度方向的变形组合，计算 2 维变形的方法。

30 图 6(A)是横轴取帧的图像间的偏差，纵轴选择对应这些进行的包络线检波和在 RF 数据中的相加的例子的图。是帧的图像间的偏差将超声波中

心频率 ω_0 的波长的1/4作为阈值的例子。图像间的偏差超过超声波中心频率数 ω_0 波长的1/4时，由包络线检波进行处理，即，作为非相干信号处理。与此相对，图像间的偏差比超声波的中心频率 ω_0 波长的1/4小时，在根据RF数据的相加处理后，进行通过包络线检波的处理，即，作为相干信号处理。

这样，通过选择用于根据位于不同帧的图像间的摄像的对象部位的偏差生成图像的信号，能实现同时对比度分辨率和空间分辨率的提高，另外由被检查体的运动产生的图像劣化少的摄像法。

(实施例2)

图3是表示本发明的超声波摄像装置的实施例2的信号处理流程图。图3中，赋予与图2相同参照符号的步骤是相同的处理的步骤。

在实施例2中，和实施例1一样，设定使用的超声波探头的类型，摄像的对象部位(步骤101)，指定进行图像合成的摄像帧数(步骤103)，设定针对摄像的对象部位的超声波的送波方向(步骤105)，存储1帧量的超声波发送接收波、RF数据(步骤107)，评价完成摄像的帧数(步骤109)，反复进行直到达到由步骤103指定的帧数。并且，由步骤111计算不同帧的图像间的RF数据相互相关。

114是设定外差式检波的参照频率 ω_1 的步骤，116是根据参照频率 ω_1 的设定执行外差式检波的步骤。118是，接收步骤116的检波结果，进行不同帧的图像间的检波后数据的合成的步骤。加上步骤123和125的图像显示和图像清晰度调整，和实施例1一样。

图6(B)是表示用于由步骤114设定外差式检波的参照频率 ω_1 的设定曲线的例子的图。横轴取与超声波中心频率 ω_0 波长对应的帧的图像间的偏差，纵轴表示与其对应，根据决定的参照频率的混频后的频率与超声波中心频率 ω_0 之比的例子的图。其中，与实施例1一样，帧的图像间的偏差将超声波的中心频率 ω_0 的波长的1/4作为阈值。即，图像间的偏差是超声波中心频率 ω_0 波长的1/4时，外差式检波的参照频率作为和超声波中心频率 ω_0 相同频率。帧的图像间的偏差和超声波中心频率 ω_0 波长的1/4不同时，决定参照频率，使其变为如图所示的混频后的频率。其结果，图像间的偏差只是超声波中心频率 ω_0 波长的1/4时，由包络线检波处理，即，作

为非相干信号进行处理。另一方面，图像间的偏差与超声波中心频率 ω_0 的波长的1/4不同时，选择根据其程度的参照频率，由RF数据进行外差式检波后，由包络线检波处理，即，作为相干信号进行处理。

在实施例2中，由步骤111计算的，不同帧的图像间的RF数据相互相关只在处于规定的阈值时，将参照频率 ω_1 设定为和超声波中心频率 ω_0 相同的值，作为零差(homodyne)检波。即，将超声波受波的RF数据作为相干信号，由包络线检波进行图像化。不同帧的图像间的RF数据相互相关是阈值以外时，将参照频率 ω_1 设定为和超声波中心频率 ω_0 不同的值，作为外差式检波。

其中，由外差式检波部执行实施例2中的相干信号和非相干信号的更换的方法也稍微具体的进行说明。

图5(A)是模式的表示接收发送变换器32接收的波束行进方向的不同的3个方向A、B和C的波束的方向的图，(B)是表示接收发送变换器32接收的RF信号的各波束行进方向的波束图案的图，(C)是表示接收发送变换器32接收的RF信号包络线检波后的波束图案的图。对比图5(B)和(C)知，包络线检波后的波束图案中，只有强度信号表现强，位相信号变得难以发现。

图7是表示，对如图5(B)所示，不同的3个方向A、B和C的波束进行包络线检波，作为如图5(C)所示的包络线检波后的波束图案后，合成时的超声波信号强度的分布的图。即，表示在横方向上超声波信号的扩展，在纵方向上的焦点深度。图7表示，接收发送变换器32将焦点在深度50mm的位置一致，在该焦点位置有 $\pm 2^\circ$ 的扩展。在纵轴方向表示的线时超声波强度的等高线。

图5(B)所示的RF信号作为时间函数F(t)，可以如式(3)描述的。

$$F(t) = A(t) \sin(\omega_0 t) \quad \text{---(3)}$$

其中， ω_0 是超声波的中心频率，A(t)是包络线。

检波该F(t)的包络线方法中的之一，有作为外差式检波的特异形状的零差检波法。

F(t)乘以参照波 $\sin(\omega_1 t)$ 得到的信号作为G(t)，得到式(4)。

$$G(t) = \frac{1}{2} A(t) [\sin\{(\omega_0 - \omega_1)t\} + \sin\{(\omega_0 + \omega_1)t\}] \quad \text{---(4)}$$

其中，参照波的频率数 ω_1 和超声波的中心频率数 ω_0 相等，

$$G(t) = \frac{1}{2} A(t) 2 \sin(2\omega_0 t) \quad \text{---(5)}$$

5 作为零差检波时，由于变为式(5)，通过低通滤波器，去除二倍高调波，得到包络线信号。

即，如果作为用和超声波中心频率 ω_0 相等的频率的参照波 $\sin(\omega_0 t)$ 执行的外差式检波的特异形状的零差检波，通过由实施例 1 中所述的包络线检波产生的非相干信号可以合成图像。即，如图 6(B)所例示的，只在特定的同帧图像间的偏差(图中，超声波中心频率的波长 1/4)由 RF 信号即相干信号作为合成图像。并且，对于其前后的偏差，以 RF 数据相互相关作为参数，如图所例示的，外差式检波的参照频率 ω_1 的设定与超声波中心频率 ω_0 是不同的。由此，可以从相干到非相干连续的变化，通过由非相干信号产生的图像合成和由相干信号产生的图像合成，可以实现综合化的形状的图像合成。

图 8，超声波的中心频率 ω_0 为 2MHz，参照波的频率 ω_1 为 2MHz，1MHz，0MHz，-1MHz 的情况为说明图 7 的超声波信号强度分布怎样变化。

图 8(A), (B), (C)和(D)依次表示参照波频率 ω_1 取 2Hz, 1MHz, 0MHz, -1MHz 时的外差式检波后的结果的波束图案的例子。波束图案越细小(扩展小)，方位方向的空间分辨率越好，另外，旁波越强，生成的频谱图案越强，劣化对比度分辨率。

图 8(A)参照波的频率 ω_1 为 2MHz，即，用参照波混频，由于通过低通滤波器后的频率(外差式检波后的频率)是 0MHz，对应上述包络线检波，25 对应由实施例 1 的步骤 115 进行的包络线检波。该例，其中，对比度分辨率最好，并且空间分辨率最差。图 8(C)参照波的频率 ω_1 为 0MHz，即，由于外差式检波后的频率为 2MHz，对应检波接收的 RF 信号，对应在由实施例 1 的步骤 119 生成 RF 数据后，进行包络线检波。图 8(B)参照波的频率 ω_1 为 1MHz，即，由于外差式检波后的频率为 0MHz，变为上述的(A)30 和(C)的中间状态的结果。图 8(D)参照波的频率 ω_1 为-1MHz，即，由于外差式检波后的频率是 3MHz(参照波为图 7(B)的逆位相)，空间分辨率变

为最优，对比度分辨率变为最差状态。

即，从波束图案形状知，上述的，从相干到非相干是连续可调节的，图 9 和图 10 是将其作为合成后的图像表示。

图 9(A)是经过图 2 的步骤 115, 117 得到的图像的模拟结果的例子，
5 图 9(B)是经过图 2 的步骤 119, 120 得到的图像的模拟结果的例子。该例
是对人体的一部分存在不反射超声波的血管的部分， $5\text{cm} \times 5\text{cm}$ 大小图像
化的模拟结果的例子。位于中央下部的黑的部分对应血管，周围部对应肉
体。另外，左位于侧和上边部的白点，是点反射体的映像。对比图 9(A),
(B)可知，在 RF 信号的阶段，合成的图 9(B)的图像方面，空间分辨率好。

10 图 10(A)~(D)是对应图 8(A)~(D)的图像例子，和图 9(A), (B)一样，
是得到的模拟结果的例子。图 10(A)，参照波的频率 ω_1 为 2MHz，和与上
述的包络线检波对应的图 9(A)是一样的。图 10(C)参照波的频率 ω_1 作为
0MHz，对于检波接收的 RF 信号，在实施例 1 的步骤 119 产生的 RF 数据
的合成后，和对应进行包络线检波的图 9(B)相同。由于图 10(B)和图 8(B)
15 一样，参照波的频率 ω_1 是 1MHz，变为上述的图 10(A)和(C)的中间状态的
结果。图 10(D)和图 8(D)一样，由于参照波的频率 ω_1 为 -1MHz(参照波为
图 7(B)的逆位相)，变为空间分辨率最优，对比度分辨率变为最差的状态。

(实施例 3)

图 4 是表示本发明超声波摄像装置的实施例 3 的信号处理流程图。在
20 图 4 中，赋予与图 2 或者图 3 相同参照符号的步骤是进行同样处理的步骤。

实施例 3，对应实施例 2 根据不同帧的图像间的 RF 数据相互相关，
自动的选择外差式检波的参照频率(步骤 114)，步骤 104 中，使用者根据
自己的想法，只是在可以操作更改外差式检波的参照频率的方面不同的。
其他的处理和图 3 所示的处理流程一样。

25 图 11 是，在实施例 3 中，步骤 104 中使用者操作的输入装置的外观
图的例子。51 是操作部，可以沿移动导杆 52 左右直线移动。53 是表示部。
其中例示的是，可以直线移动的，音量类型的操作按钮。例如，显示 0—
3 是指定对应图 10(A)~(D)的图像得到的参照频率的位置。即，操作按钮
51 的操作，意味着进行对应图 6(B)的外差式检波的参照频率 ω_1 设定。此
30 时，使用者根据对象物或对象疾病，由经验能够重复，得到的图像怎样变

化，根据情况，对比度分辨率和空间分辨率哪个应该优先，根据使用者的判断，可以改变。

在上述说明中，是以合成的图像的张数为3张进行说明的，该张数增大，由其中的一部分，进行相干图像的合成，剩余的进行非相干图像的合
5 成，可以混杂这两者，进行图像化。

本发明，不局限于上述的特定的实施方式，在不脱离其技术思想范围的范围内，可以进行各种变形。

本发明，运动少时，通过合成，提高空间分辨率，运动大时，提高对比度分辨率。采用其他的说法是，根据合成的图像间的位置偏差，能够得
10 到选取了对比度分辨率和空间分辨率平衡的图像。此外，根据摄像对象，或者使用者的选择，能够得到选取对比度分辨率和空间分辨率调节的图像。

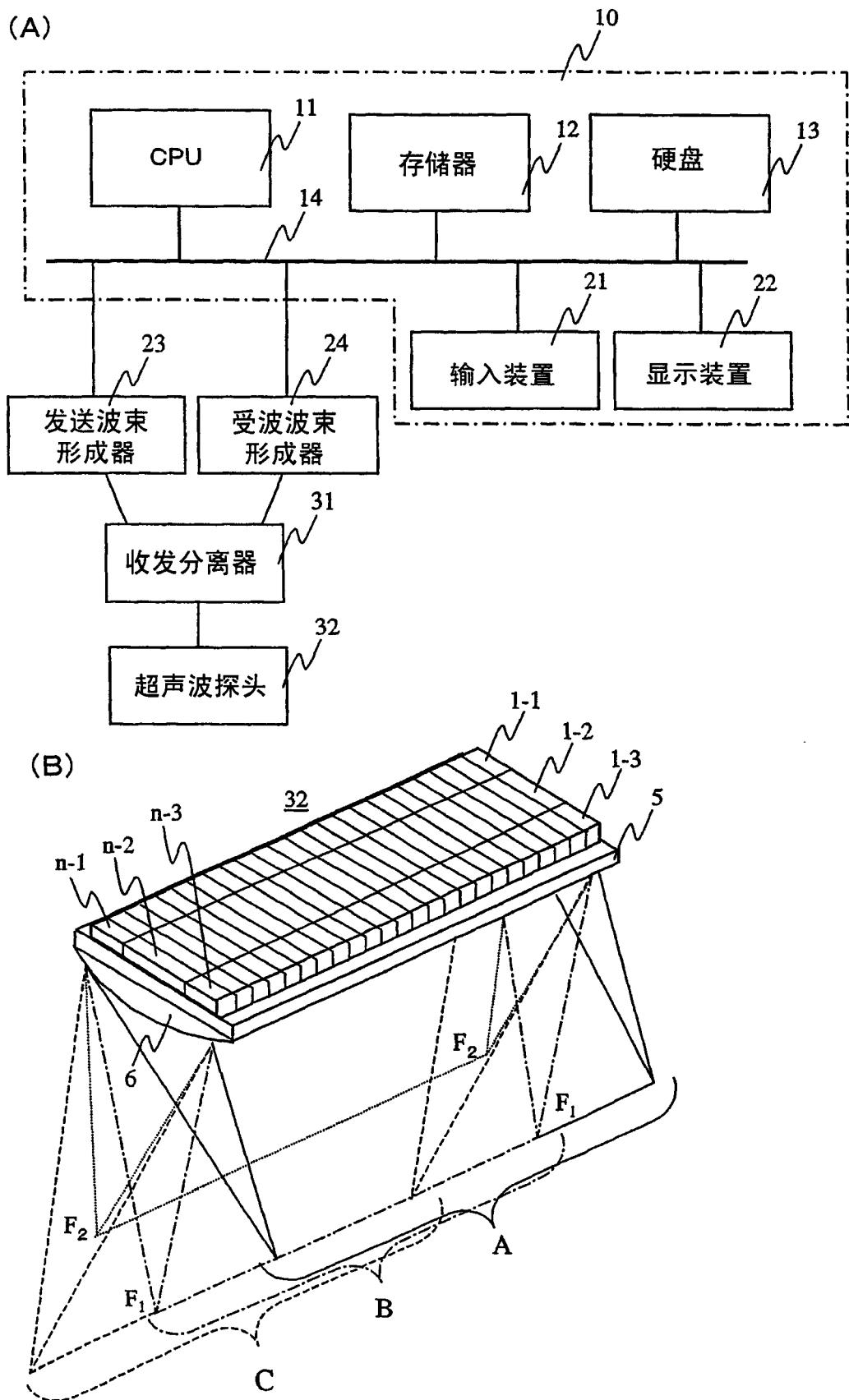


图 1

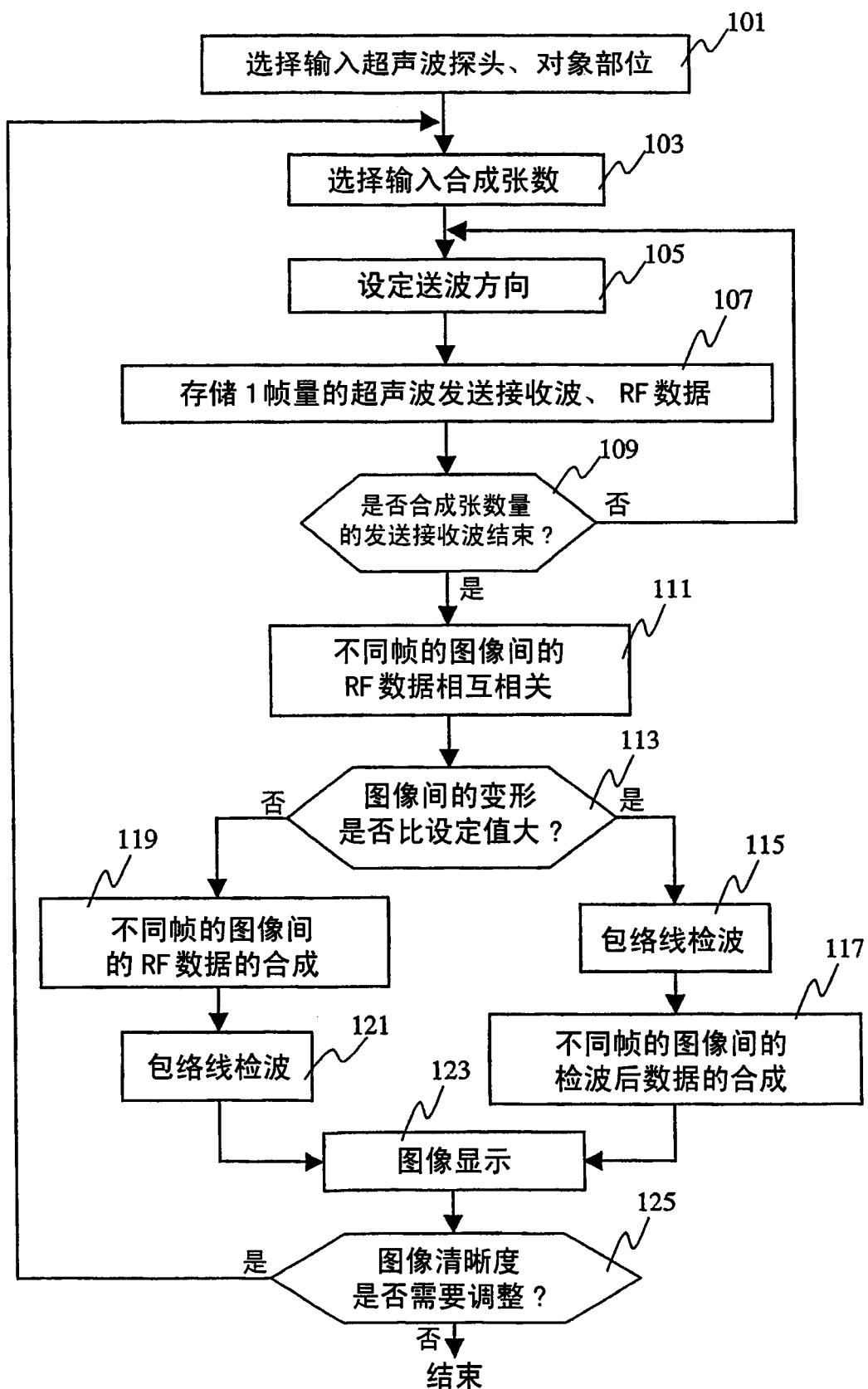


图 2

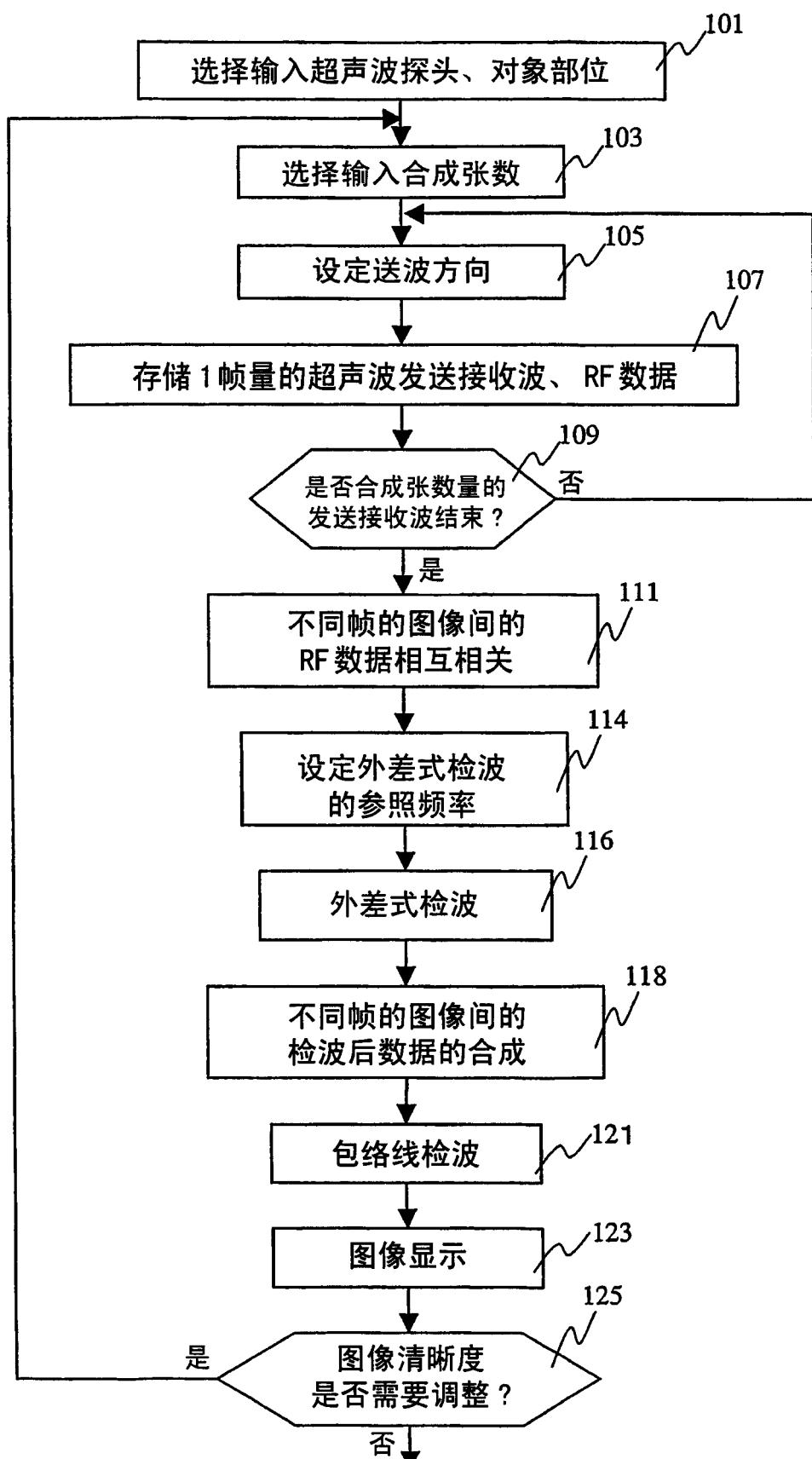


图 3

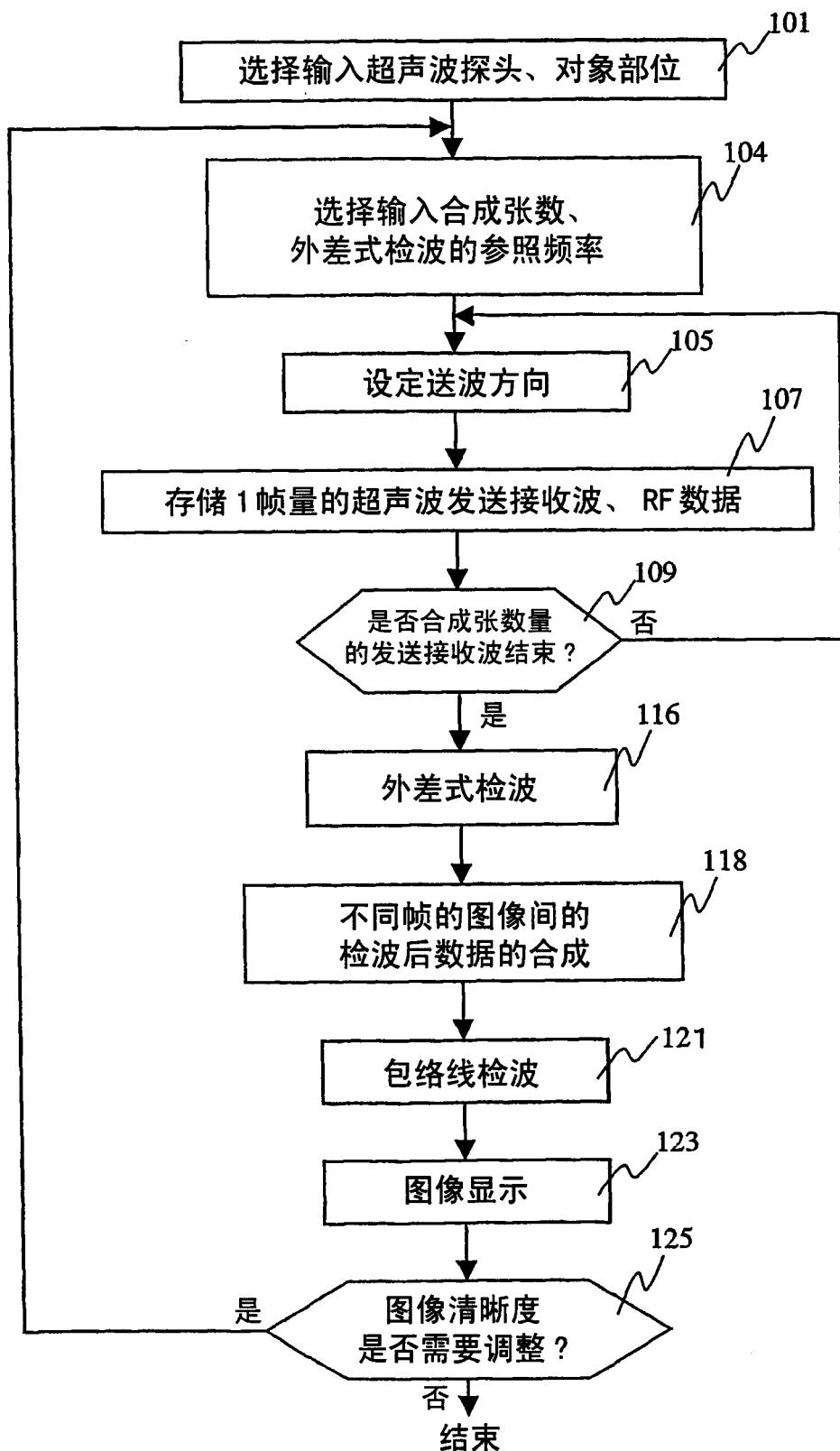


图 4

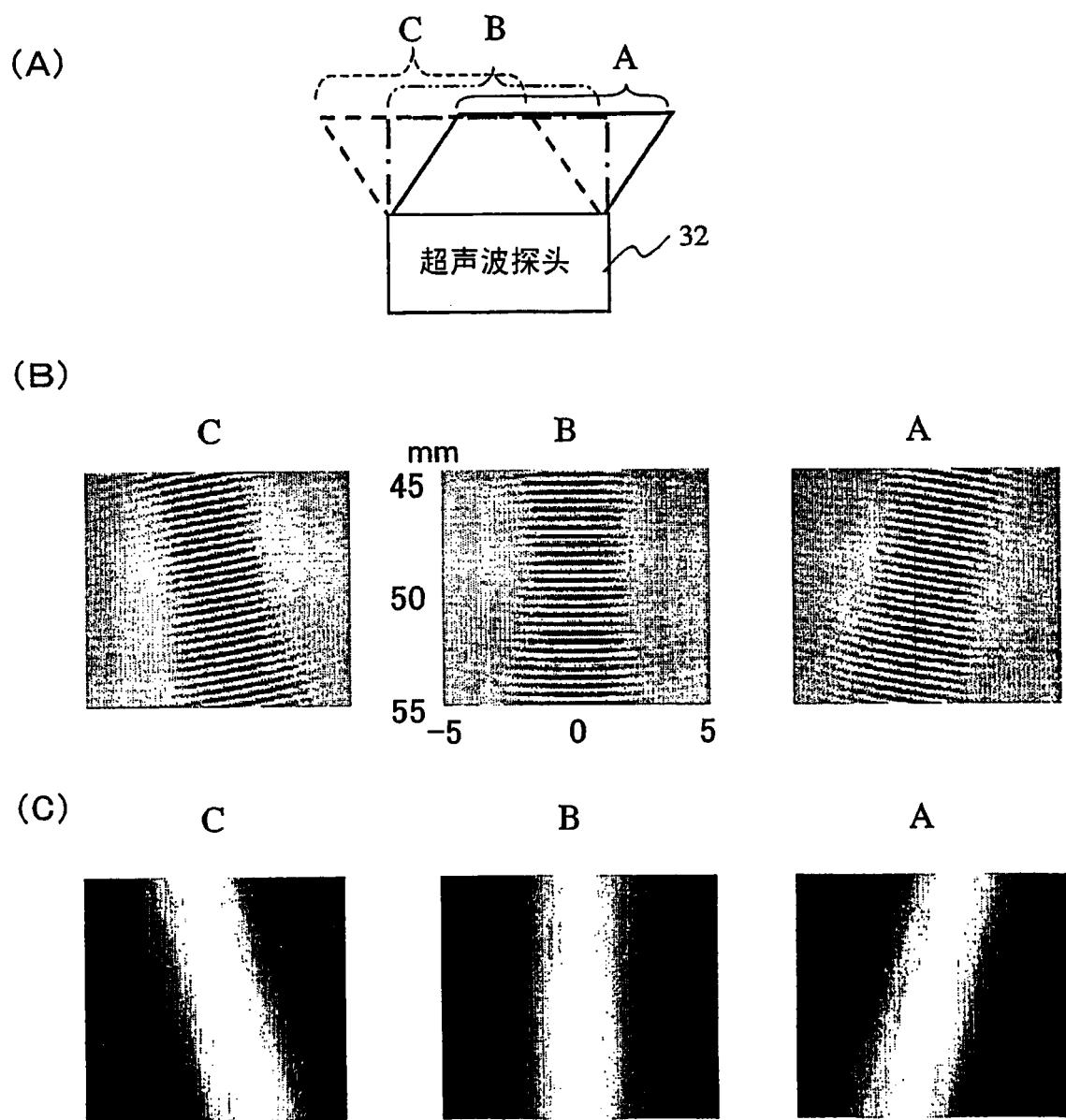


图 5

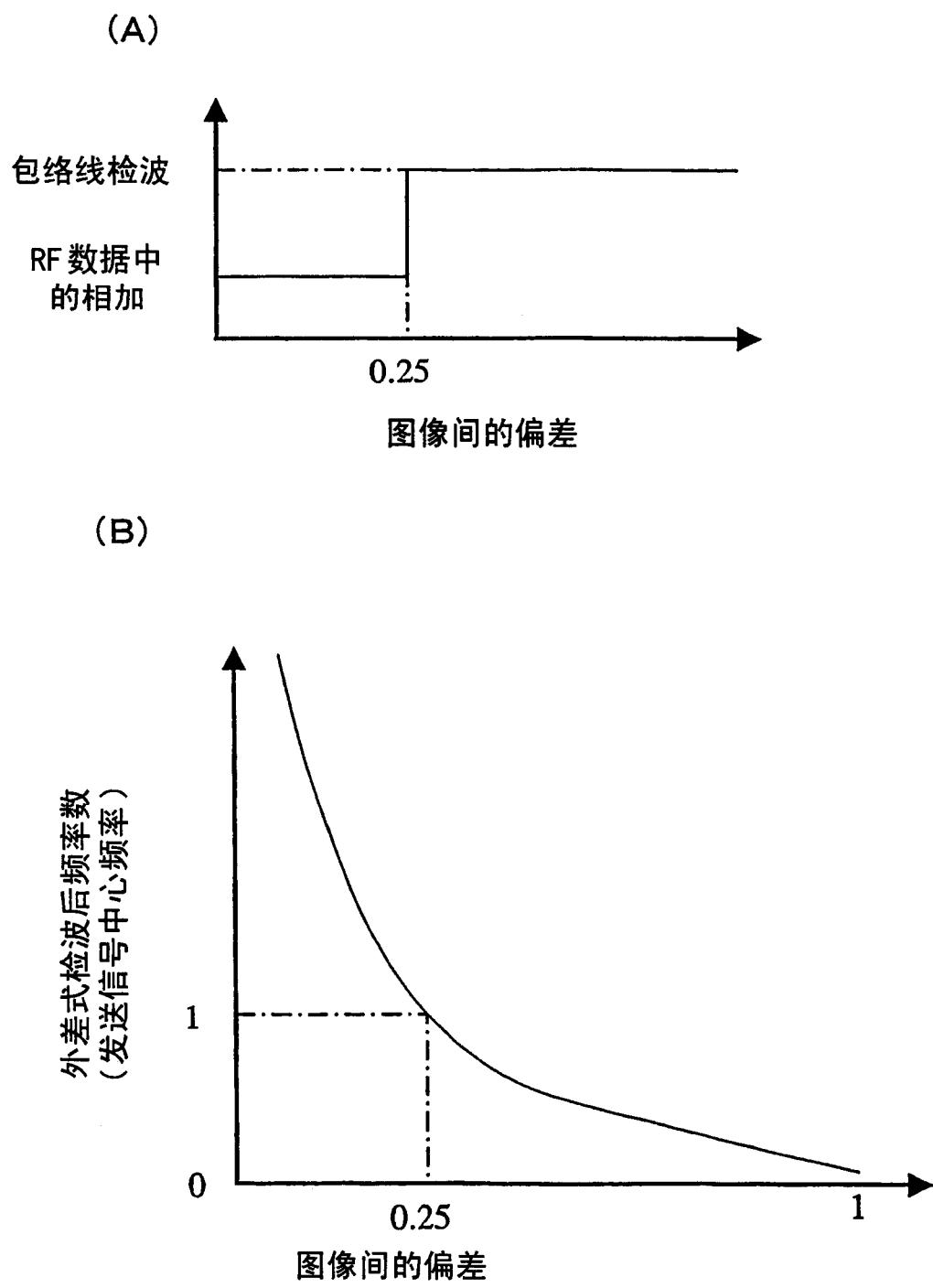


图 6

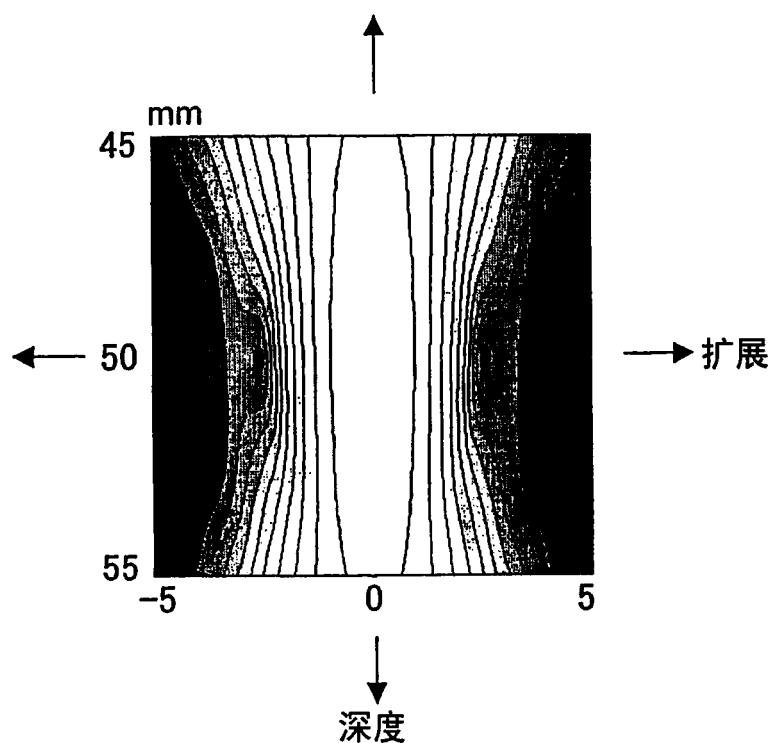
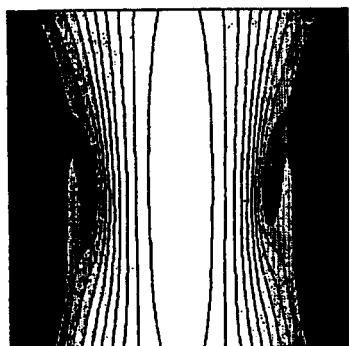
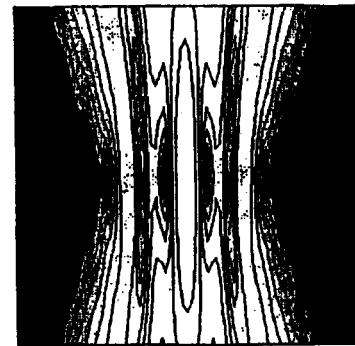


图 7

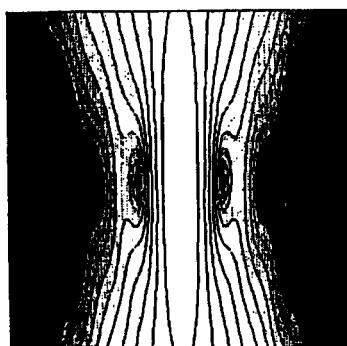
(A) Carrier没有载波



(C) 2 MHz; 实际载波



(B) 1 MHz



(D) 3 MHz

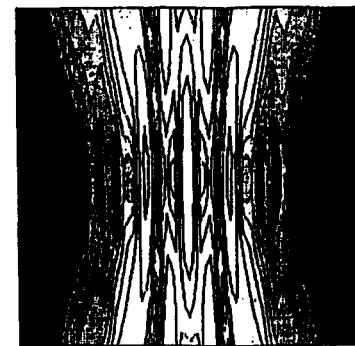
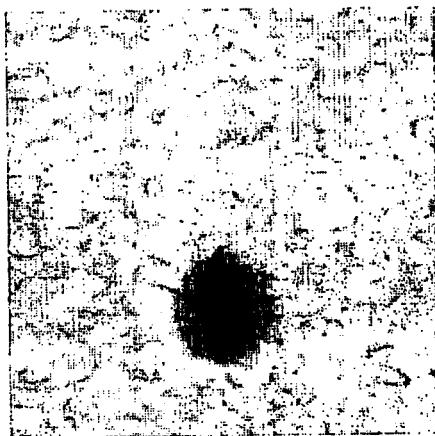


图 8

(A) 包络线检波后的相加



(B) RF 数据中的相加

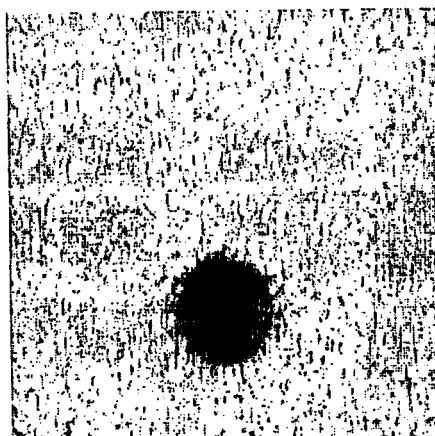
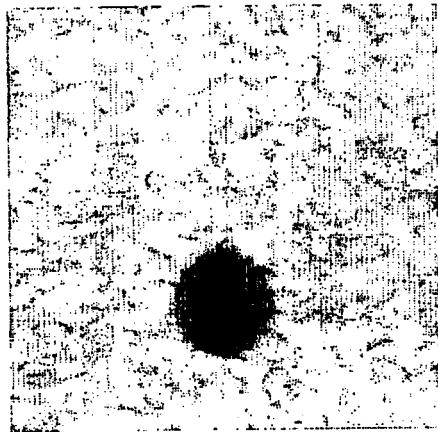
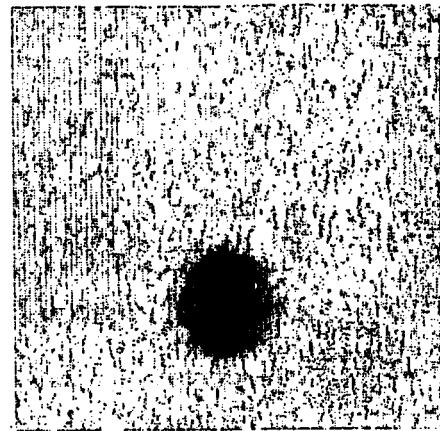


图 9

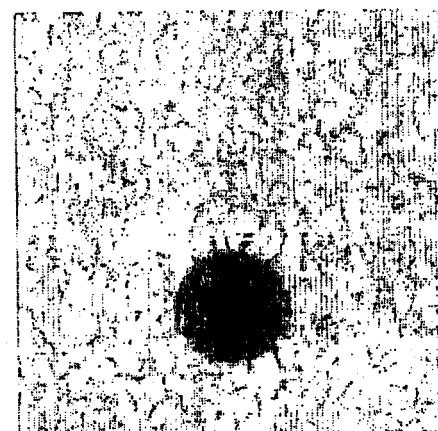
(A) Carrier 没有载波



(C) 2 MHz; 实际载波



(B) 1 MHz



(D) 3 MHz

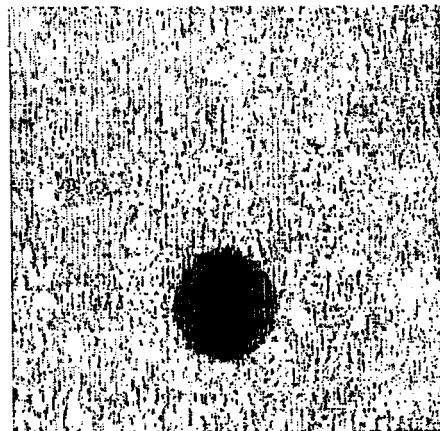


图 10

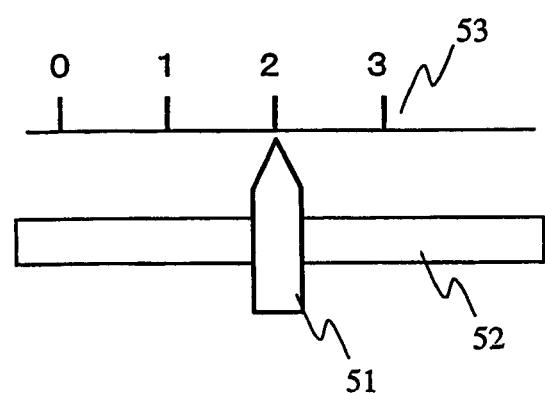


图 11

专利名称(译)	超声波摄像装置和超声波摄像方法		
公开(公告)号	CN1805710A	公开(公告)日	2006-07-19
申请号	CN200480016727.3	申请日	2004-06-09
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
[标]发明人	东隆 梅村晋一郎 马场博隆		
发明人	东隆 梅村晋一郎 马场博隆		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89		
CPC分类号	A61B8/00 G01S7/52077 G01S15/8995		
代理人(译)	刘建		
优先权	2003206184 2003-08-06 JP		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种具备图像合成机构的超声波诊断装置，为了同时提高对比度分辨率和空间分辨率，在合成的图像间选取相关，计算图像间的位移量。位移量大时，合成包络线检波后的信号，位移量小时，合成RF信号。或者，根据位移量，可以改变混频频率，根据位置偏离程度，选取空间分辨率的提高和对比度量可能的提高的平衡。

