



## [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 03136789.5

[43] 公开日 2003 年 11 月 12 日

[11] 公开号 CN 1454570A

[22] 申请日 2003.2.8 [21] 申请号 03136789.5

[30] 优先权

[32] 2002. 2. 8 [33] JP [31] 032770/2002

[71] 申请人 株式会社东芝

地址 日本东京都

[72] 发明人 川岸哲也 嶺喜隆 栗田康一郎

小柳正道

[74] 专利代理机构 中国国际贸易促进委员会专利  
商标事务所

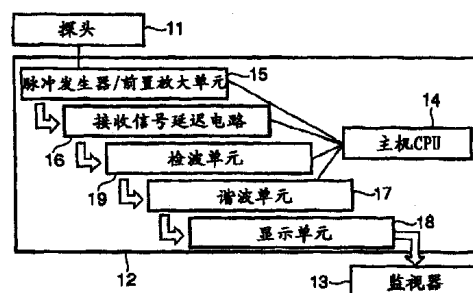
代理人 付建军

权利要求书 2 页 说明书 10 页 附图 12 页

[54] 发明名称 超声波诊断装置

[57] 摘要

提供一种超声波诊断装置，包括信号发送接收单元(15)，其改变条件，多次地向受检体发送以基本频率为大致频带中心的超声波，基于来自上述受检体的超声波回波，形成多个接收信号；谐波分量提取单元(17)，其提取在接收信号中所包含的基本频率的谐波分量的信号；以及显示单元，其根据已提取的谐波和基本波分量，形成显示图象。由此，在以低功率发送并保持较高的帧频的条件下，同时进行造影效果的图象处理，以及造影流入前后的组织形态的图象处理。



1. 一种超声波诊断装置, 其特征在于包括:

信号发送接收单元, 该信号发送接收单元改变条件, 多次地向受检体发送  
5 以基本频率为大致频带中心的超声波, 基于来自上述受检体的各超声波回波, 形成多个接收信号;

谐波分量提取单元, 该谐波分量提取单元提取在上述接收信号中所包含的  
上述基本频率的谐波分量的信号;

基本波分量提取单元, 该基本波分量提取单元提取以在上述接收信号中所  
10 包含的以上述基本频率为大致频带中心的基本波分量的信号; 以及

显示图象形成单元, 该显示图象形成单元基于上述谐波分量提取单元的输出  
和上述基本波分量提取单元的输出, 形成显示图象。

2. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述信号发送接收  
收单元在MI为0.6以下的信号发送条件下发送超声波。

15 3. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述谐波分量提取单元通过将多个接收信号合成, 提取上述谐波分量;

上述基本波分量提取单元基于上述谐波分量的提取用的至少1个接收信号, 进行基本波分量的提取。

4. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述信号发送接收  
20 收单元以使各超声波扫描线的极性互相反转的波形, 反复发送超声波, 基于由该发送而获得的超声波回波, 形成上述多个接收信号。

5. 根据权利要求4所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述信号发送接收单元以对各超声波扫描线振幅不同的相同波形, 反复地发送超声波, 基于由该发送而获得的超声波回波, 形成上述多个接收信号;

25 上述谐波分量提取单元对由振幅较小的发送得到的上述接收信号与振幅较大的发送得到的上述接收信号, 进行不同的放大处理, 对该结果进行减法处理, 由此提取上述谐波分量。

6. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述显示单元对基于上述谐波分量提取单元和基本波分量提取单元的输出数据进行加法处理, 基于该加法处理的结果形成灰度的X线断层图。  
30

7. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述显示单元针对X线断层图的各位置, 选择基于上述谐波分量提取单元和基本波分量提取单元的输出的数据中的任一个, 基于该选择结果将上述基本波分量和谐波分量的叠加而成的X线断层图合成。

5 8. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述显示单元形成将不同的颜色分配给上述基本波分量和谐波分量的显示图象。

9. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述显示单元形成把基于上述谐波分量提取单元的输出而形成的X线断层图, 和基于上述基本波分量提取单元的输出而形成的X线断层图并列于1帧内的显示图象。

10 10. 根据权利要求1所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述信号接收发送单元以脉冲压缩波形发送上述超声波。

11. 一种超声波诊断装置, 其特征在于包括:

信号发送接收单元, 该信号发送接收单元向受检体发送以基本频率为大致频带中心的超声波, 基于来自上述受检体的超声波回波, 形成多个接收信号;

15 滤波单元, 该滤波单元可改变相对于上述基本频率的基本波分量和谐波分量的提取比例; 以及

显示图象形成单元, 该显示图象形成单元基于上述滤波单元的输出形成显示图象。

12. 根据权利要求11所述的超声波诊断装置, 其特征在于: 上述滤波单元由具有非对称的频率通过特性的数字复式滤波器构成。

13. 根据权利要求12所述的超声波诊断装置, 其特征在于包括:

输入单元, 该输入单元输入用于调整上述谐波分量和基本波分量的比例的参数; 以及

25 改变单元, 该改变单元基于上述输入单元的输入, 改变上述数字复式滤波器的系数。

## 超声波诊断装置

5      技术领域

本发明涉及超声波诊断装置,特别是涉及造影剂(contrast medium)图象处理技术。

背景技术

10      用于超声波诊断的造影剂(微小气泡)通过超声波照射而破裂,照射声压(sound pressure)越高,越容易破坏。为了连续获得造影效果,必须在通过较低的声压抑制造影剂的破坏的同时,进行图象处理(即,实时注入成像,real time perfusion imaging、以下简称RPI)等方面花费时间。

考虑通过RPI,从接收回波提取发送基本波的二次谐波分量的情况。在声压较高的场合,在二次谐波分量中,还包括组织(tissue)的非线性传播的分量。

15      在RPI那样的声压较低的场合,由组织产生的非线性传播分量的强度非常低,图象成形不充分,在造影剂流入前的阶段,几乎无法获得组织图象,在造影剂流入后,才开始看到造影剂造成的谐波分量。

即,在采用造影剂的超声波检查中,如果降低声压而使造影效果持续,由于组织的非线性传播分量非常低,在造影剂流入前,几乎不显示组织图象,反之,20      如果提高声压,以便在造影剂流入前,显示组织的非线性传播成分,则造影效果在瞬间消失。特别是,在MI值(Mechanical Index)为0.1的极低声压驱动时,上述问题更显著,MI值是表示对传送射束中的最大峰值负声压用基本频率的平方根进行标准化处理得到的输出基准的指标。

对于该问题,还考虑下述方式,即,利用过去的彩色多普勒(Doppler)处理单元,用基本波制作B模式,形成组织(背景)图象,将多普勒图象(还包括25      脉冲反转多普勒)作为造影图象而显示,但是,必须要求进行用于组织和造影用的独立的信号发送接收,由此,在循环器的拍摄中,特别重要的帧频降低,不能够享受实时性的特性。另外,还具有在组织用的信号发送中,可能对造影剂造成浪费性的破坏和影响。

30      另外,如果在低MI值,仅仅通过谐波分量形成图象,则即使在造影

(enhance)的情况下, 图象的亮度较暗, 难于确认染影区域。如果提高增益, 以便单纯地提高亮度, 噪音在图象中出现。即使在为了使最高亮度的部分更加明亮, 使动态范围变窄的情况下, 仍仅仅强调亮度较高的部分, 不能够正确地评价染影。

## 5      发明内容

本发明的目的在于在超声波诊断装置中, 在以低功率(power)发送且保持较高的帧频的条件下, 同时进行造影效果的图象处理以及造影剂流入前后的组织形态的图象处理。

10      本发明的超声波诊断装置包括: 信号发送接收单元, 该信号发送接收单元按照改变条件的方式多次地向受检体发送以基本频率为大致频带中心的超声波, 根据来自上述受检体的各超声波回波, 形成多个接收信号; 谐波分量提取单元, 该谐波分量提取单元提取在上述接收信号中所包含的基本频率的谐波分量的信号; 基本波分量提取单元, 该基本波分量提取单元提取以在上述接收信号中所包含的基本频率为大致频带中心的信号; 以及显示图象形成单元, 该显示  
15      图象形成单元根据上述谐波分量提取单元的输出和上述基本波分量提取单元的输出, 形成显示图象。

## 附图说明

图1为表示本发明的实施例的超声波诊断装置的构成的方框图;

20      图2为表示对应于同时采用滤波法和脉冲反转法的图1的谐波单元的另一构成的方框图;

图3为表示图2的第1帧频的发送波形与第2帧频的发送波形的图;

图4为表示图2的第1帧频的接收信号的频谱与第2帧频的接收信号的频谱的图;

25      图5为表示图2的加法运算器的输出信号频谱与图2的基本波滤波器的输出信号频谱的图;

图6为表示与脉冲反转法相对应的图1的谐波单元的另一构成的方框图;

图7为表示图6的加法运算器的输出信号频谱与减法运算器的输出信号频谱的图;

30      图8为表示对应于同时采用滤波法和振幅变化法的图1的谐波单元的另一构成的方框图;

图9为表示图8的第1帧频的发送波形与第2帧频的发送波形的图;

图10为表示图8的第1帧频的接收信号的频谱与第2帧频的接收信号的频谱的图;

图11为表示图8的振幅加法运算器的输出信号频谱与基本波滤波器的输出  
5 信号频谱的图;

图12为表示与平衡改变法相对应的图1的谐波单元的另一构成的方框图;

图13为表示图12的平衡调整滤波器的滤波特性与平衡调整滤波器的输出  
信号频谱的图;

图14为表示图1的显示单元的构成的方框图;

10 图15为示意地表示与图14的图象处理部的第1显示模式相对应的处理的  
图;

图16为示意地表示与图14的图象处理部的第2显示模式相对应的处理的  
图;

图17为示意地表示图15的第1显示模式的效果的图;

15 图18为示意地表示与图14的图象处理部的第3显示模式相对应的处理的  
图;

图19为示意地表示与图14的图象处理部的第4显示模式相对应的处理的  
图;

20 图20为示意地表示与图14的图象处理部的第5显示模式相对应的处理的  
图;

图21为示意地表示与图14的图象处理部的第6显示模式相对应的处理的  
图;

图22为示意地表示与图14的图象处理部的第7显示模式相对应的处理的  
图;

25 图23为示意地表示与图14的图象处理部的第8显示模式相对应的处理的  
图。

### 具体实施方式

下面参照附图,对本发明的实施例进行描述。

图1展示本实施例的超声波诊断装置的构成。标号11表示超声波探头,该  
30 超声波探头包括按照一维或二维排列的、具有典型的压电效果的多个振动元件

(transducer element, 声电转换元件), 该超声波探头通过图中未示出的连接件安装于以主机CPU14为中心构成的装置主体12上。另外, 1个或相邻的多个振动元件形成1个信道(channel)。在这里, 假定1个振动元件形成1个信道。在上述超声波探头11的各振动元件中, 从脉冲发生器/前置放大单元15, 在MI小于0.6的信号发送条件下, 施加发送脉冲电压。振动元件将该电振动转换为机械振动。由此, 从该振动元件产生具有以基本频率 $\omega_1$ 为中心的频带的超声波。脉冲发生器/前置放大单元15对应发送脉冲电压的施加时刻, 在信道之间提供时间差。设置该时间差(延迟时间)的目的在于使由多个振动元件产生的超声波聚焦, 并且使该聚焦超声波偏置。通过使该延迟时间的变化, 可任意地改变焦距和偏置角(发送方位)。

从与装置主体12连接的探头11, 向受检体发送超声波。该超声波作为回波返回到探头11, 通过各振动元件转换为电信号。在该回波中, 包括以基本频率为中心的频带的基本波分量, 和以基本频率的整数倍(在这里, 为2倍)的频率为中心的频带的谐波分量。在将造影剂(微小气泡)注入受检体中时, 因上述的非线性振动产生谐波分量。具有以基本频率 $\omega_1$ 为中心的基本波分量, 以及其整数倍(2倍以上)的谐波分量的造影剂的回波由该探头11接收。

该电信号通过脉冲发生器/前置放大单元15、接收信号延迟电路16、相位检波单元19, 作为接收信号、发送给谐波单元17。通过该相位检波(正交检波), 载波(carrier)分量变成具有相位的直流分量。此外, 该相位检波处理也可在谐波单元17的内部进行。上述接收信号延迟电路16用于进行接收信号时的射束形成(整相加法运算处理), 对超声波射束的方向聚焦进行控制, 其也可以由多个电路组件(set)构成, 以便形成多个射束, 实现并列同时接收信号。按照适合信号处理的取样频率, 对该接收信号进行取样处理, 将其转换为数字信号, 接着形成射束。

谐波单元17根据下述谐波分量形成谐波图象数据, 该谐波分量是包含在接收信号中的以基本频率的整数倍(在这里, 为2倍)为大致中心的分量, 并且根据下述基本波分量形成基本波图象数据, 该基本波分量是包含于上述接收信号中的以基本频率为大致中心的分量。通过谐波单元17形成的这两种图象数据, 即, 谐波图象数据与基本波图象数据, 通过显示单元18转换为1帧的显示数据, 同时显示于监视器13。

本实施例的特征在于：从相同的接收信号，提取以基本频率的整数倍为大致中心的谐波分量，以及以基本频率为大致中心的基本波分量，分别从它们生成谐波图象数据和基本波图象数据，并同时进行显示。

可通过造影剂流入后的谐波图象，适当地对其染色进行辨认，另外，在按照能够连续地保持造影效果的程度调整的低功率发送中，在造影剂流入之前，组织的谐波分量非常小，因此，产生几乎不能够辨认组织形态的问题，但是按照本实施例，由于与谐波图象一起，采用其信号强度比谐波分量高数十倍或数百倍的基本波成分形成基本波图象，对其显示，故可从造影剂流入的前阶段，通过基本波图象，确认组织形态。另外，由于这两种图象数据从相同的接收信号产生，故不降低帧频。另外，由于造影效果产生的亮度上升通过谐波图象和基本波图象这两者产生，故与仅仅通过谐波图象形成图象的场合相比较，染色部分的辨认性提高。

按照本实施例，借助上述的谐波单元 17 的谐波图象数据的形成与基本波图象数据的产生方法和与其相对应的发送接收方法一起，提供多种方法。既可采用它们中的任何一种方法，也可将这些方法任意地组合，将其装备于装置中，适当地选用。下面依次对各方法进行描述。

#### （脉冲反转/滤波法）

在该脉冲反转/滤波法中，按照脉冲反转法以原理上不包括残留基本波成分的方式提取谐波分量，基本波成分的提取采用滤波法。在脉冲反转法中，对各超声波扫描线，分别进行各 2 次的超声波的发送和回波的接收。在其中一个发送中，象图 3 (a) 所示的那样，按照正极波形发送超声波，在另一发送中，象图 3 (b) 所示的那样，按照负极波形发送超声波。

图 4 (a) 表示通过正极的发送接收的接收信号的频谱，图 4 (b) 表示通过负极的发送接收的接收信号的频谱。众所周知，非线性现象作为基本波的二次方近似而得到。如果将基本波表示为  $a(t) \sin \omega t$ ，则非线性近似为  $(a(t) \sin \omega t)^2$ 。因此，谐波分量在正负的两个发送中均在正极产生，相反，基本波分量按照依赖于发送极性，进行正负反转而产生。

象图 2 所示的那样，通过用加法运算器 25，对该正负 2 次的发送产生的接收信号进行加法运算，可象图 5 (a) 所示的那样去除基本波成分，使谐波分量基本增加 2 倍而提取。另外，也可在加法运算器 25 的后级，设置下述滤波器，



该滤波器将以基本频率的整数倍的高频率为中心或为大致中心的频带，或任意频带作为通过频带，对形成图象的频带进行控制。另一方面，从负极的发送脉冲产生的接收信号中通过过滤法提取基本波分量，但是也可从正极侧的信号中提取该基本波分量。

#### 5 (脉冲反转法)

在上述的脉冲反转/滤波法中，基本波分量通过滤波法提取，但是，基本波分量也可通过脉冲反转法提取。

利用谐波分量经常在正极产生这一点，用加法运算器 25 对正负 2 次的发送产生的接收信号进行加法运算，由此，去除基本波成分，提取谐波分量，但是  
10 由于在基本波分量的场合，依赖于发送极性而产生，故也可象图 6，图 8 所示的那样，用减法运算器 26 对正负 2 次的发送产生的接收信号进行减法运算，去除谐波分量，提取基本波分量。

另外，也可在减法运算器 26 的后级设置有滤波器，该滤波器将以基本频率为中心或为大致中心的频带或任意频带作为通过频带，对形成图象的频带进行  
15 控制。

#### (脉冲调整法)

象公知的那样，谐波分量的强度比基本波分量的低。在 MI 为 0.1 以下的发送条件下，产生若干基本波分量，但是，几乎不产生谐波分量。利用该性质提取谐波分量的方法为脉冲调整法。

20 在脉冲调整法中，对各超声波扫描线，分别 2 次地进行发送接收。在其中一次的发送中，象图 9 (a) 所示的那样，以较高的振幅（高声压），在比如 MI 为 0.6 以下的发送条件下进行发送，在另一次发送中，象图 9 (b) 所示的那样，以较低的振幅（低声压力），在比如 MI 为 0.1 以下的发送条件下进行发送。

图 10 (a) 表示较高的振幅的发送脉冲产生的接收信号的频谱，图 10 (b)  
25 表示较低的振幅的发送脉冲产生的接收信号的频谱。在较高的振幅的发送时，在该接收信号中包含基本波分量以及谐波分量，但是在较低的振幅的发送时，在该接收信号中基本波分量包含较低的基本波分量，但是谐波分量较低，几乎等于 0。

象图 9 所示的那样，在振幅标准化（scaling）后减法运算电路 27 中，按  
30 照高振幅时与低振幅时的发送声压比，对较低的振幅的发送脉冲产生的接收信

号进行标准化处理（乘以发送声压比，使基准振幅一致），从较高的振幅的发送产生的接收信号，进行减法运算，由此，可象图 11（a）所示的那样，在原理上去除基本波分量，提取谐波分量。

另一方面，与滤波/滤波法相同，从较高振幅的发送脉冲产生的接收信号中，  
5 用滤波法提取基本波分量。或者，也可使标准化后的较低振幅的发送脉冲产生的接收信号通过滤波器 21。

（平衡变更法）

图 12 表示与平衡变更法相对应的谐波单元 17 的构成例。在上述的方法中，从接收信号中分别提取谐波分量和基本波分量，对图象生成处理也采用相应的  
10 参数，形成各自的图象数据。

与此相对，在平衡变更法中，通过使接收信号通过滤波器 28，该滤波器 28 具有使图 13（a）所示的基本波分量的频带衰减，将谐波分量的频带相对地放大的特性，可象图 13（b）所示的那样，调整谐波分量和基本波分量的强度相对关系，在使造影回波显著的状态下取出。滤波器 28 采用具有非对称的频率通过特性的复式数字滤波器。基本波分量和谐波分量的通过比例可采用操作面板上的  
15 键盘 40、电位器（volumn）等任意地改变。如果操作者从操作面板的键盘 40 等处，改变该基本波分量与谐波分量的比例之类参数，则根据滤波器控制器 41 的控制，在滤波器 28 中设定与该参数相对应的滤波系数，改变基本波分量和谐波分量的通过比例。

20 在该平衡变更法中，可对各超声波扫描线，分别进行 1 次的超声波的发送接收，确保较高的帧频。

另外，上述平衡变更法还可适合用于脉冲反转法，即，通过下述滤波器，使基本波的强度小于谐波分量，然后对其进行加法运算，该滤波器具有使其中一个回波信号的基本波分量的频带衰减，使谐波分量的频带相对地增加的特性。

25 象上述那样，在平衡变更法以外的方法中，分别形成基本波图象数据和谐波图象数据。于是，对于图象显示，还可设置各种变换形式。在这里，作为有代表性的显示方式，对第 1~8 种显示模式进行描述。该第 1~8 种的 8 种显示模式可由操作者任意地选择。

图 14 表示显示单元 18 的构成。将基本波图象数据通过帧存储器 30、灰度  
30 用的查看表（LUT）31，转换为用灰度表现的基本波图象数据（下面称为“FG”），

将其送给图象处理部 32。另外,谐波图象数据通过帧存储器 30、灰度用的查看表 34,转换为用灰度表现的谐波图象数据(下面称为“HG”),将其送给图象处理部 32,并且通过彩色用的查看表 35,转换为彩色表现的谐波图象数据(在下面称为“HC”),同样,发送给图象处理部 32。在这里,彩色用查看表 35 中,按照对应于谐波图象数据的功率值,比如,当功率值较小时,则随上述功率值增加,红色慢慢变为黄色的方式进行色的分配。

在图象处理部 32 中,根据这 3 种图象数据 FG、HG、HC,形成与由操作者指定的显示模式相对应的显示数据。该显示数据通过输出级的帧存储器 36,接受扫描转换,接着,通过数字模拟转换器(DAC) 37,输出给监视器 13。

下面依次对显示模式进行描述。

#### (第 1 显示模式)

象图 15 所示的那样,在第 1 显示模式中,通过图象处理部 32,针对每个象素,对灰度基本波图象数据 FG 与灰度的谐波图象数据 HG 进行加法运算,形成 1 帧的合成图象数据 C1。逐个地将该合成图象数据 C1 转换为 1 帧的显示数据。

在造影剂流入前,可通过基本波图象辨认组织形态,另外,在造影剂流入后,可通过谐波图象良好地辨认该流入的样子。

另外,对灰度的基本波图象 FG 与谐波图象数据 HG 进行加法运算,象图 17 (a) 所示的那样,与单独显示灰度的谐波图象数据 HG 的场合相比较,可有效地增加造影效果造成的亮度上升。即,象图 17 (b) 所示的那样,将基本波分量的造影效果产生的上升量与谐波分量的造影效果造成的上升量叠加,进行显示,由此,使亮度提高,造影范围的辨认性提高。

#### (第 2 显示模式)

象图 16 所述的那样,在第 2 显示模式中,通过图象处理部 32,局部地将灰度的基本波图象数据 FG 与彩色的谐波图象数据 HC 合成,形成 1 帧的合成图象数据 C2。具体来说,当彩色的谐波图象数据 HC 的象素亮度超过 0 或其近似值时,作为该象素的象素值选择谐波图象数据的象素亮度,当彩色的谐波图象数据 HC 的象素亮度未超过 0 或其近似值时,作为该象素的象素值选择基本波图象数据的象素亮度。换言之,在产生谐波分量的区域显示谐波图象,在不产生谐波分量的区域显示基本波图象。

象这样,通过局部地将灰度的基本波图象数据 FG 与彩色的谐波图象数据

HC 合成, 可以彩色方式良好地辨认谐波分量 (造影剂) 的分布的空间扩大的样子, 另外在造影剂流入前或流入后, 在不产生谐波分量的区域, 可通过基本波分量, 辨认组织形态。另外, 由于在谐波分量与基本波分量, 颜色不同, 故可容易辨认这两者。

5 (第3显示模式)

象图 18 所示的那样, 在该第 3 显示模式中, 通过图象处理部 32, 将灰度的基本波图象数据 FG 与灰度的谐波图象数据 HG 并列地设置于同一画面内。

通过象这样, 并列地同时显示灰度的基本波图象数据 FG 与谐波图象数据 HG, 还可将造影剂 (谐波分量) 与组织形态 (基本波分量) 一起观察。于是, 10 在造影剂流入前, 可主要通过基本波图象确认组织形态, 另外, 在造影剂流入后, 可通过基本波图象和谐波图象这两者确认造影效果。

(第4显示模式)

象图 19 所示的那样, 在该第 4 显示模式中, 通过图象处理部 32, 将灰度的基本波图象数据 FG 与彩色的谐波图象数据 HC 并列地设置于一帧内。

15 通过象这样, 并列地同时显示灰度的基本波图象数据 FG 与彩色的谐波图象数据 HC, 还可将造影剂分布 (谐波分量) 与组织形态 (基本波分量) 一起观察。于是, 在造影剂流入前, 可主要通过基本波图象确认组织形态, 另外, 在造影剂流入后, 可通过基本波图象和谐波图象这两者确认造影效果。

(第5显示模式)

20 象图 20 所示的那样, 在该第 5 显示模式中, 通过图象处理部 32, 形成灰度的基本波图象数据 FG 与灰度的谐波图象数据 HG 的象素叠加而形成的合成图象数据 C1, 该合成图象数据 C1 与灰度的基本波图象数据 FG 并列地设置于一帧内。

象这样, 并列地同时显示合成图象数据 C1 与灰度的基本波图象数据 FG, 由 25 此, 具有第 1 显示模式的效果, 并且可使组织形态的辨认性提高。

(第6显示模式)

象图 21 所示的那样, 在该第 6 显示模式中, 通过图象处理部 32, 形成通过灰度的基本波图象数据 FG 与彩色的谐波图象数据 HC 的局部的合成而形成的合成图象数据 C2, 该合成图象数据 C2 与灰度的基本波图象数据 FG 并列地设置于 30 一帧内。

象这样,并列地同时显示合成图象图象 C2 与灰度的基本波图象数据 FG,由此,具有第 2 显示模式的效果,并且可使组织形态的辨认性提高。

(第 7 显示模式)

象图 22 所示的那样,在该第 7 显示模式中,通过图象处理部 32,形成通过灰度的基本波图象数据 FG 与灰度的谐波图象数据 HG 的象素加法运算而形成的合成图象数据 C1,该合成图象数据 C1 与彩色的谐波图象数据 HC 并列地设置于一帧内。

象这样,并列地同时显示合成图象图象 C1 与彩色的谐波图象数据 HC,由此,具有第 1 显示模式的效果,并且可使谐波分量的空间分布,即造影剂的分布的扩大的辨认性提高。

(第 8 显示模式)

象图 23 所示的那样,在该第 8 显示模式中,通过图象处理部 32,形成通过灰度的基本波图象数据 FG 与彩色的谐波图象数据 HC 的局部合成而形成的合成图象数据 C2,该合成图象数据 C2 与彩色的谐波图象数据 HC 并列地设置于一帧内。

象这样,并列地同时显示合成图象图象 C2 与彩色的谐波图象数据 HC,由此,具有第 2 显示模式的效果,并且可使谐波分量的空间分布,即造影剂的分布的扩大的辨认性提高。

本发明不限于上述的实施例,在实施阶段,在不脱离其要旨的范围内,可进行各种变形。另外,在上述实施例中包括各种阶段,可通过所公开的多个构成要件的适当组合,抽出各种发明。比如,也可从实施例中给出的全部构成要件中,去除几个构成要件。

按照本发明,在超声波诊断装置中,可在以低功率发送并保持较高的帧频的条件下,同时进行造影效果的图象处理,以及造影剂流入前后的组织形态的图象处理。

图1

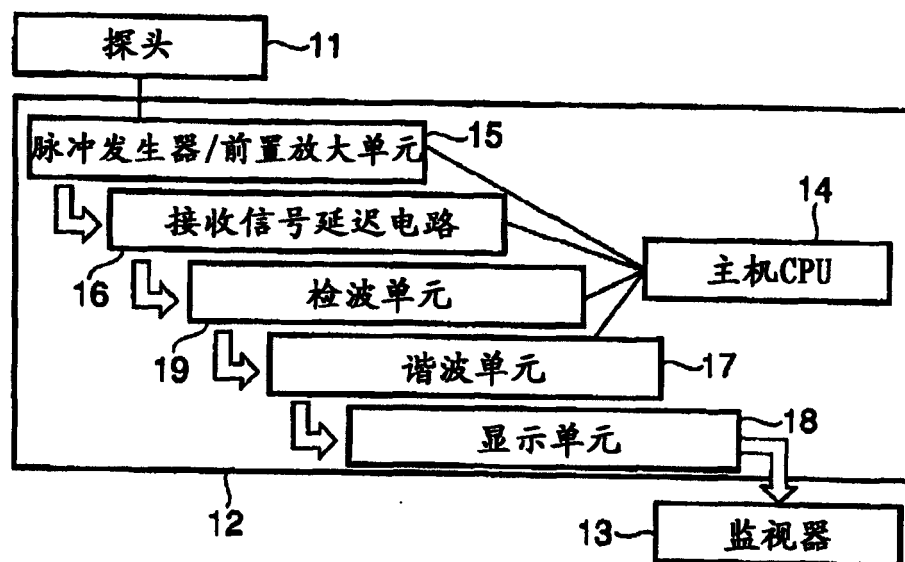


图2

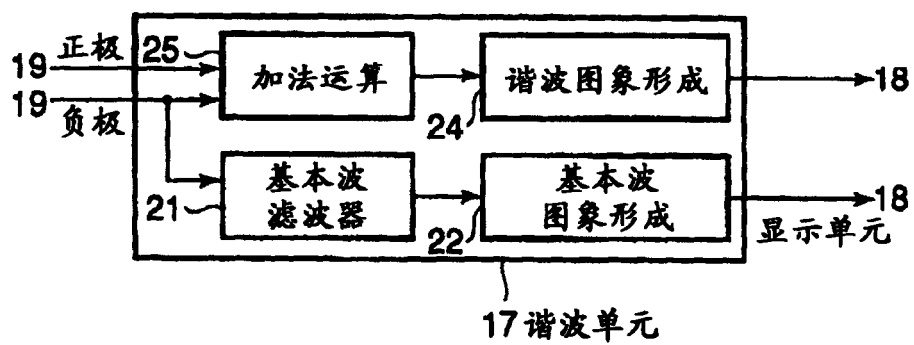


图 3

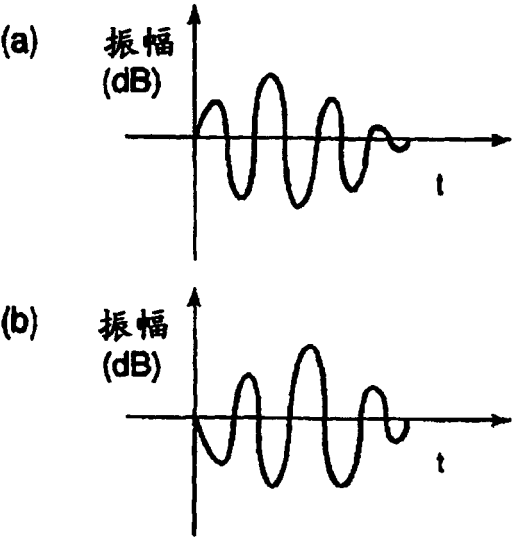


图 4

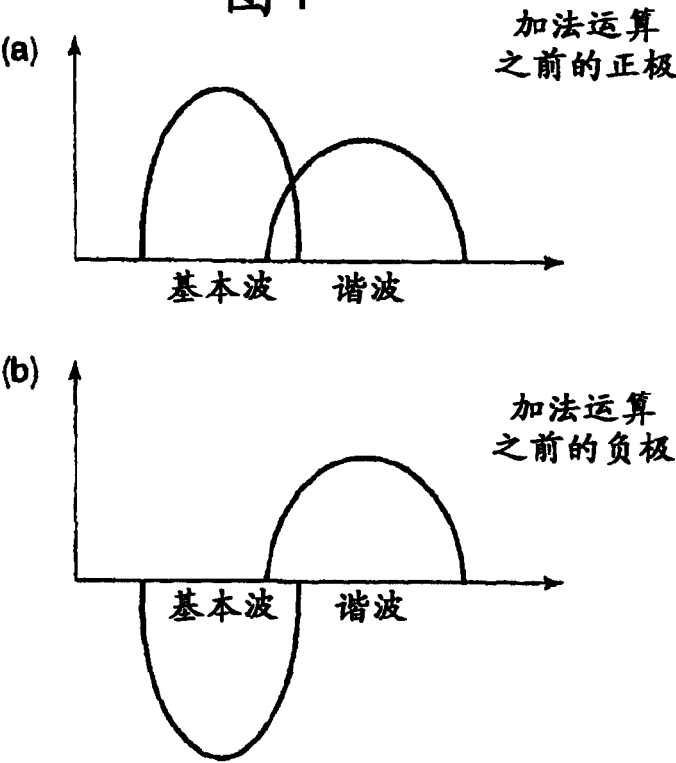




图5

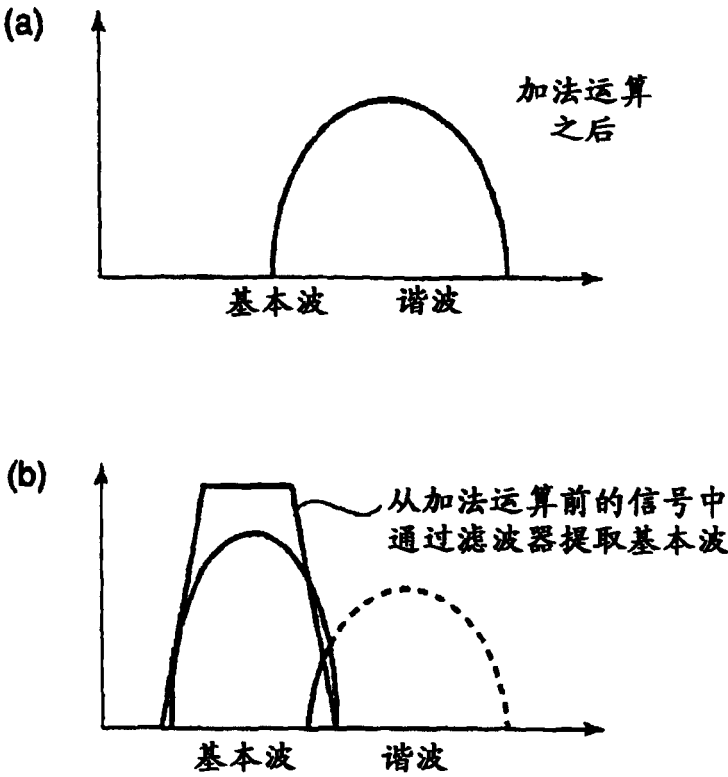


图6

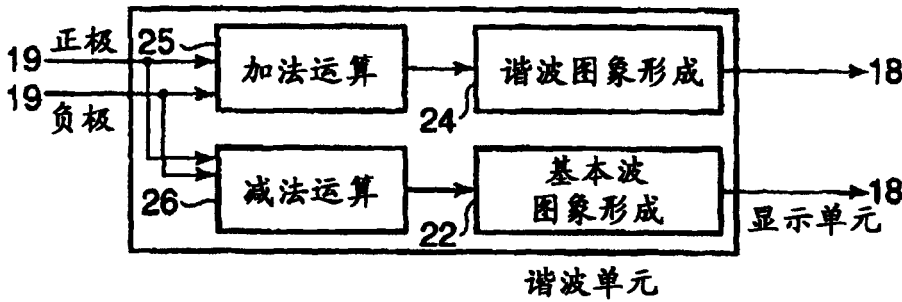


图 7

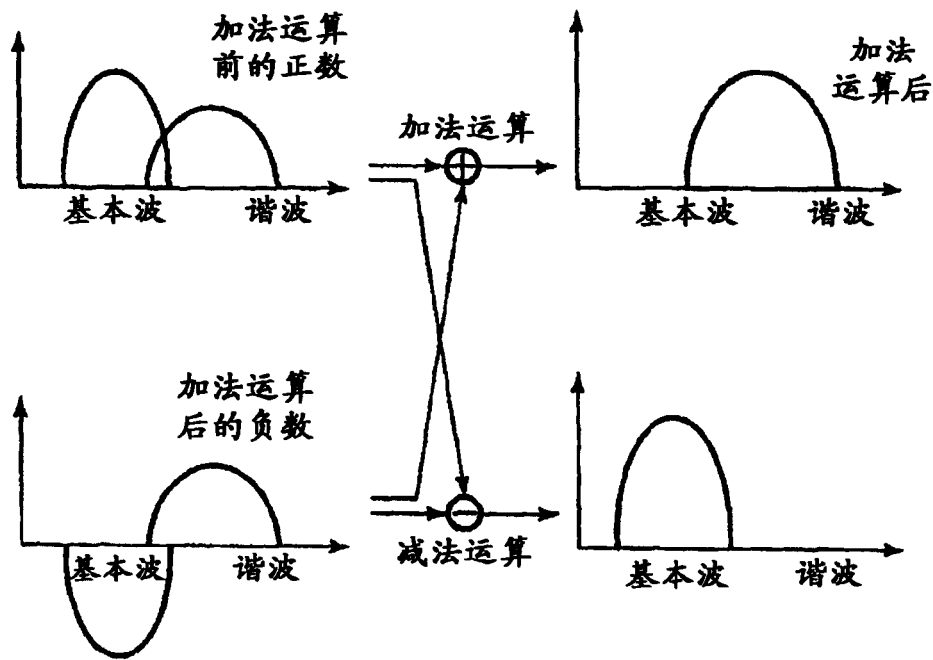


图 8

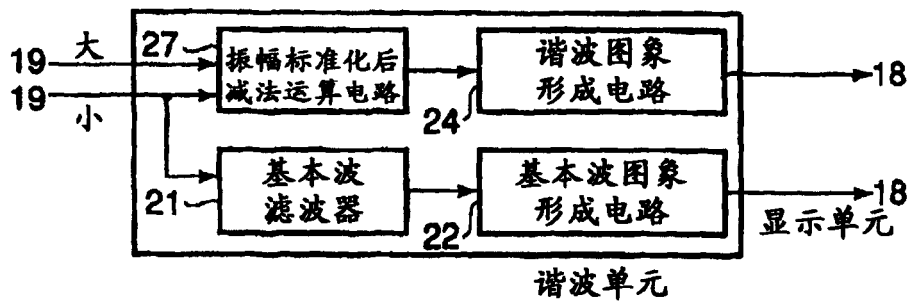


图9

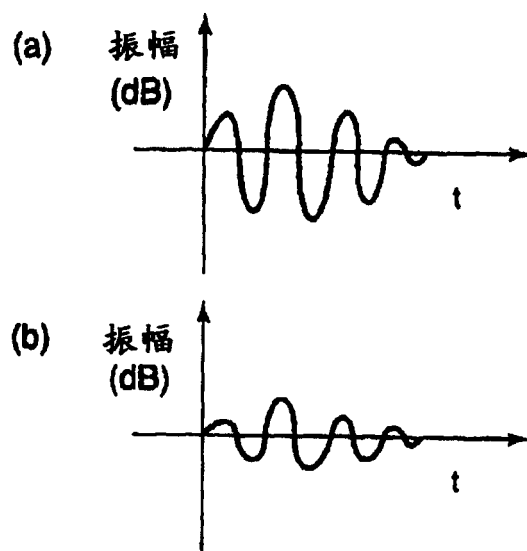


图10

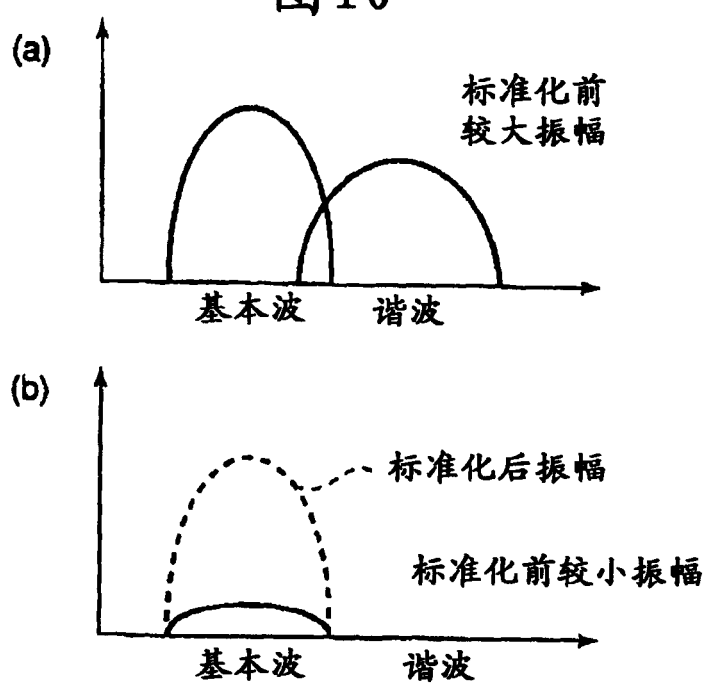


图 11

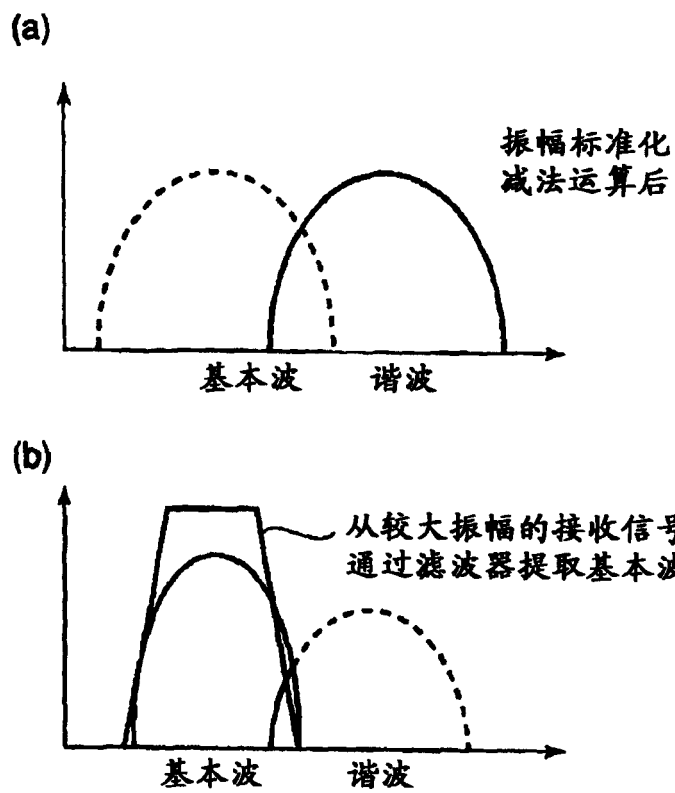


图 12

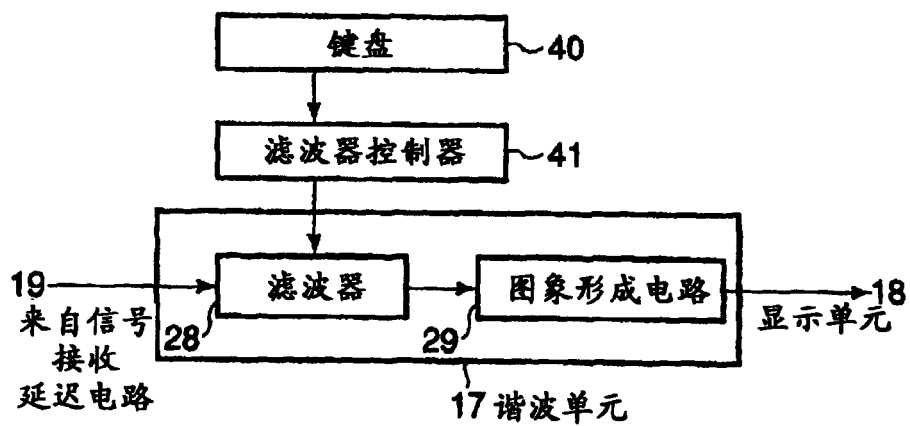


图13

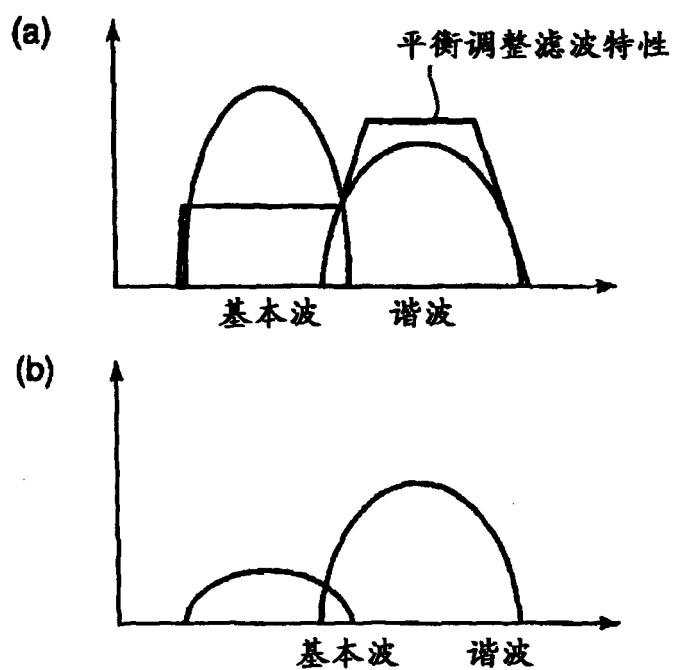


图14

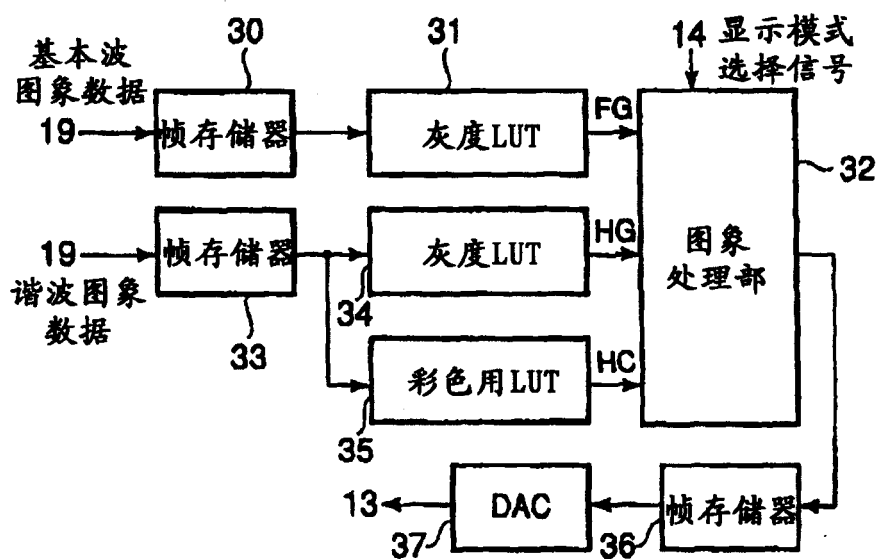


图 15

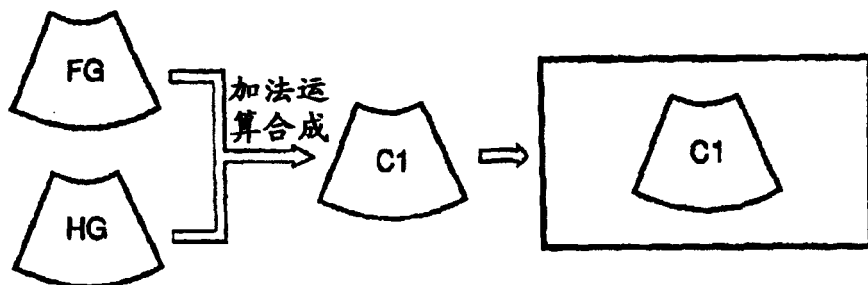


图 16

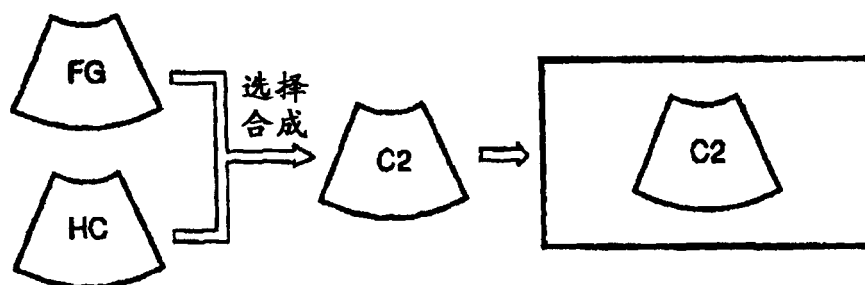


图 17

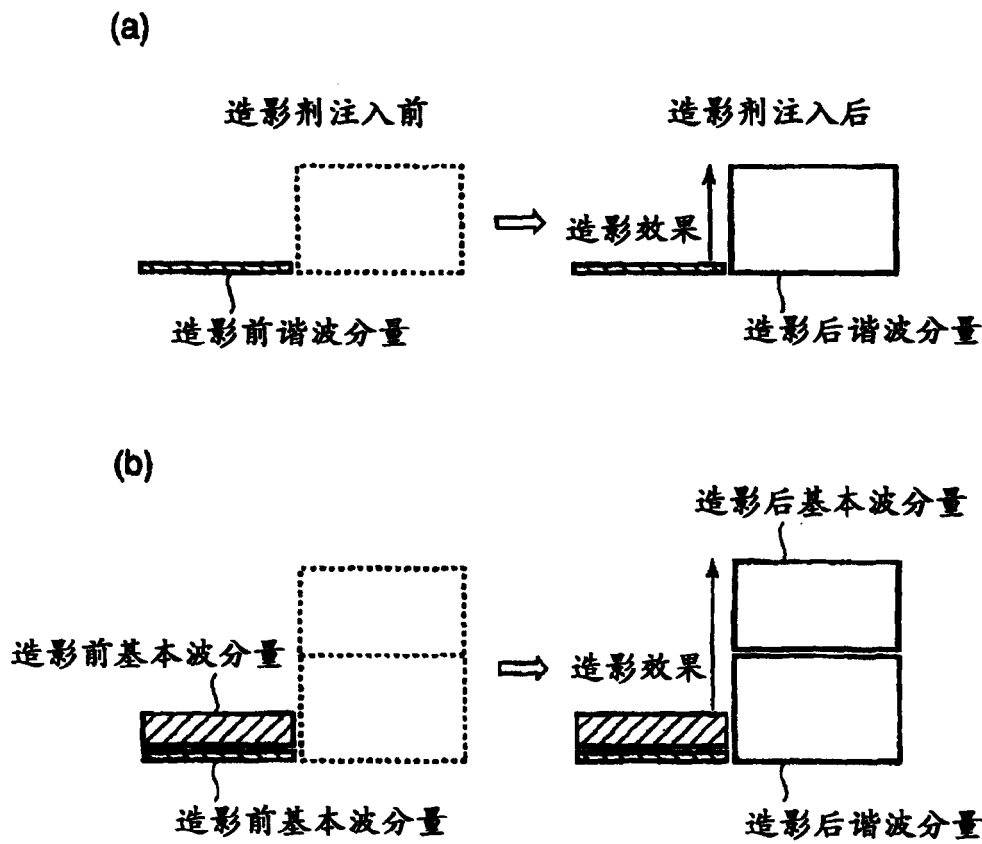


图 18

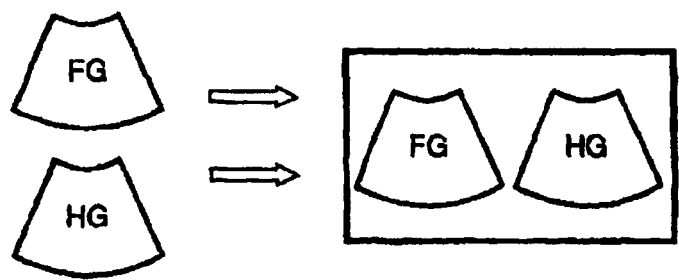


图 19

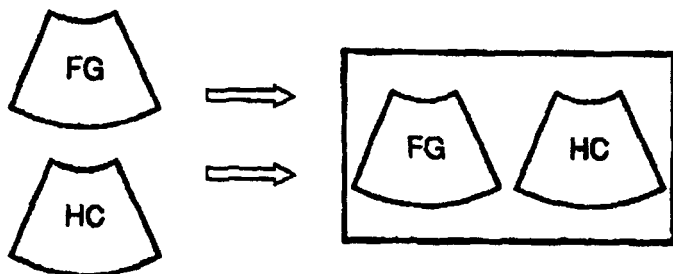


图 20

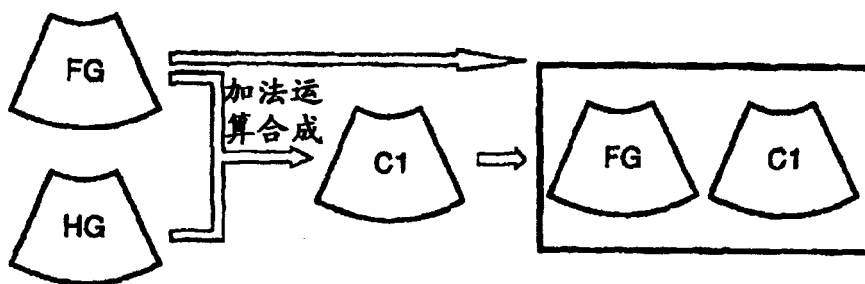


图 21

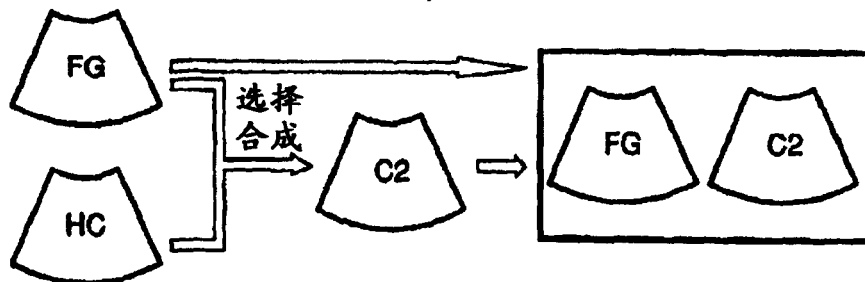




图 22

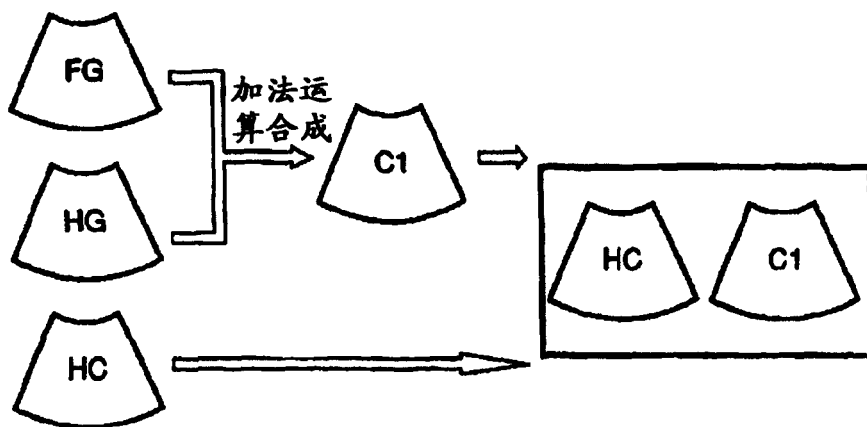


图 23

