



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 101897597 B

(45) 授权公告日 2013. 09. 04

(21) 申请号 200910133494. X

CN 101119767 A, 2008. 02. 06, 全文.

(22) 申请日 2009. 05. 25

CN 1498599 A, 2004. 05. 26, 全文.

CN 1682664 A, 2005. 10. 19, 全文.

(73) 专利权人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

审查员 张玲玲

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 李双双 樊睿 李勇

(74) 专利代理机构 广州华进联合专利商标代理有限公司 44224

代理人 何平

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

(56) 对比文件

US 6254542 B1, 2001. 07. 03, 全文.

US 6221018 B1, 2001. 04. 24, 权利要求 10 和 13, 说明书第 3 栏第 30-50 行, 第 4 栏第 62- 第 5 栏第 26 行, 第 5 栏第 36-41 行, 第 18 栏第 5-12 栏, 附图 1, 附图 2.

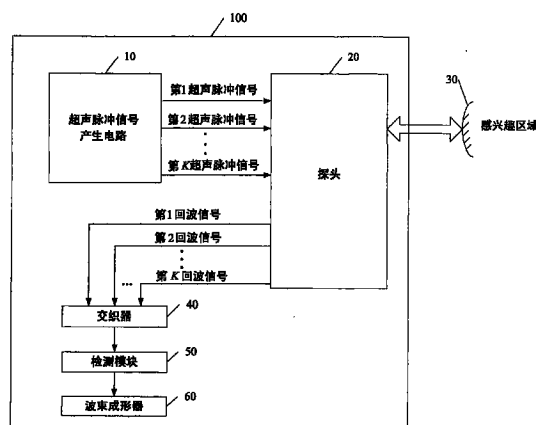
权利要求书3页 说明书8页 附图7页

(54) 发明名称

超声成像的方法和装置

(57) 摘要

一种用于生成人体感兴趣区域的图像的方法, 包括: 向该感兴趣区域发射第一超声脉冲; 检测第一接收信号, 该第一接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第一超声脉冲的超声能量; 向该感兴趣区域发射第二超声脉冲; 检测第二接收信号, 该第二接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第二超声脉冲的超声能量; 生成作为该第一和第二接收信号的函数的该感兴趣区域的图像; 其中, 该第二超声脉冲相对于该第一超声脉冲有相移, 相移量为大于零度且小于 180 度。



1. 一种用于生成人体感兴趣区域的图像的方法,包括:
向该感兴趣区域发射第一超声脉冲;
检测第一接收信号,该第一接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第一超声脉冲的超声能量;
向该感兴趣区域发射第二超声脉冲;
检测第二接收信号,该第二接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第二超声脉冲的超声能量;
生成作为该第一和第二接收信号的函数的该感兴趣区域的图像;
其中,该第二超声脉冲相对于该第一超声脉冲有相移,相移量为大于零度且小于 180 度。
2. 如权利要求 1 所述的方法,其中,所述第二超声脉冲在相位上不同于所述第一超声脉冲,该相位的不同大于 90 度但小于 180 度。
3. 如权利要求 2 所述的方法,包括:根据所述第一和第二接收信号的数字值的交织序列,形成所述感兴趣区域的图像。
4. 一种用于生成人体感兴趣区域的图像的方法,包括:
对于扫描平面内的每一条扫描线,向该感兴趣区域发射 K 个超声脉冲,其中,该 K 个超声脉冲的一个超声脉冲相对于先前超声脉冲具有预定时移,且 K 是大于 1 的整数;
接收由该感兴趣区域反射的该 K 个超声脉冲的回波信号;
将该回波信号按照采样点的顺序进行交织 (interleave),以形成一个操作信号 (operating signal);
从该操作信号提取该偏移脉冲分量;和
将该偏移脉冲分量进行波束成形以生成该扫描线;
其中将该回波信号按照采样点的顺序进行交织包括:按照采样点的顺序,将每个采样时间间隔内的 K 个采样点连接成一个操作信号。
5. 如权利要求 4 所述方法,其中,所述预定的时移为 $1/(Kf_s)$, f_s 是用于生成所述扫描线的初始采样频率。
6. 如权利要求 5 所述方法,其中,所述 K 个超声脉冲的幅度具有相应的权重,利用该权重对所述回波的基波分量的频率进行调制,以在频率域中,至少部分所述偏移脉冲分量的中心频率与该调制的基波分量的中心频率分离;其中,第 k 个超声脉冲的幅度的权重为 $\cos(\frac{2\pi(k-1)}{K} \cdot \alpha)$, $k=1, 2, \dots, K$, α 是正整数;在所述频率域中,所述基波分量的中心频率被调制到 αf_s 处。
7. 如权利要求 6 所述方法,还包括步骤:
选择合适的 K 和 α ;
根据所选择的 K 和 α ,产生所述 K 个超声脉冲,以使得在有效的检测频域内,所述调制的基波分量的中心频率与所述频率未被调制的偏移脉冲分量的中心频率分离。
8. 如权利要求 7 所述的方法,其中,所述 (K, α) 的取值可以是 (2, 1) 和 (6, 2) 中的任意一组。
9. 一种超声成像方法,包括:

对于扫描平面内的每一条扫描线,向人体感兴趣的区域发射多组超声脉冲,其中每组超声脉冲包括如上述权利要求 4 至 9 中任意一个权利要求所述的 K 个超声脉冲;

接收由该感兴趣的区域反射的各组超声脉冲的回波信号;

按照采样点的顺序,将每组回波信号进行交织,以形成对应于每组回波的操作信号;

从该每组回波的操作信号提取该组回波的偏移脉冲分量;

将每组回波的偏移脉冲分量进行相加,以得到一个加成偏移脉冲信号 (addition harmonic echo);和

将该加成偏移脉冲信号进行波束成形以生成所述扫描线;

其中将该回波信号按照采样点的顺序进行交织包括:按照采样点的顺序,将每个采样时间间隔内的 K 个采样点连接成一个操作信号。

10. 一种用于生成人体感兴趣区域的图像的装置,包括:

发射电路,对于扫描平面内的每一条扫描线,向该感兴趣区域发射 K 个超声脉冲,其中,该 K 个超声脉冲的一个超声脉冲相对于先前超声脉冲具有预定时移,且 K 是大于 1 的整数;

探头,接收由该感兴趣区域反射的该 K 个超声脉冲的回波信号;

交织器,将该回波信号按照采样点的顺序进行交织 (interleave),以形成一个操作信号 (operating signal);

检测模块,从该操作信号提取该偏移脉冲分量;和

波束成形器,将该偏移脉冲分量进行波束成形以生成该扫描线;

其中将该回波信号按照采样点的顺序进行交织包括:按照采样点的顺序,将每个采样时间间隔内的 K 个采样点连接成一个操作信号。

11. 如权利要求 10 所述装置,其中,所述预定的时移为 $1/(Kf_s)$, f_s 是用于生成所述扫描线的初始采样频率。

12. 如权利要求 11 所述装置,其中,所述 K 个超声脉冲的幅度具有相应的权重,利用该权重对所述回波的基波分量的频率进行调制,以在频率域中,至少部分所述偏移脉冲分量的中心频率与该调制的基波分量的中心频率分离;其中,第 k 个超声脉冲的幅度的权重为 $\cos(\frac{2\pi(k-1)}{K} \cdot \alpha)$, $k=1, 2, \dots, K$, α 是正整数;在所述频率域中,所述基波分量的中心频率被调制到 αf_s 处。

13. 如权利要求 12 所述装置,还包括:

选择模块,选择合适的 K 和 α ;

其中,所述发射电路,根据所选择的 K 和 α ,产生所述 K 个超声脉冲,以使得在有效的检测频域内,所述调制的基波分量的中心频率与所述频率未被调制的偏移脉冲分量的中心频率分离。

14. 如权利要求 13 所述的装置,其中,所述 (K, α) 的取值可以是 (2, 1) 和 (6, 2) 中的任意一组。

15. 一种超声成像装置,包括:

发射电路,对于扫描平面内的每一条扫描线,向人体感兴趣的区域发射多组超声脉冲,其中每组超声脉冲包括如上述权利要求 4 至 9 中任意一个权利要求所述的 K 个超声脉冲;

探头,接收由该感兴趣的区域反射的各组超声脉冲的回波信号;

交织器,按照采样点的顺序,将每组回波信号进行交织,以形成对应于每组回波的操作信号;

检测模块,从该每组回波的操作信号提取该组回波的偏移脉冲分量,并将每组回波的偏移脉冲分量进行相加,以得到一个加成偏移脉冲信号 (addition harmonic echo);和

波束成形器,将该加成偏移脉冲信号进行波束成形以生成所述扫描线;

其中将该回波信号按照采样点的顺序进行交织包括:按照采样点的顺序,将每个采样时间间隔内的 K 个采样点连接成一个操作信号。

超声成像的方法和装置

技术领域

[0001] 本发明的实施例涉及超声成像 (ultrasonic imaging) 领域,具体涉及一种偏移脉冲成像的方法和装置。

背景技术

[0002] 超声脉冲成像 (ultrasonic pulse imaging) 方法是超声医学领域中应用最广泛的一种方法。该方法利用超声波在人体组织界面处 (即:人体感兴趣区域) 的反射,通过接收和处理从该感兴趣区域反射的载有人体组织特征信息的回波,生成人体组织的可见图像。

[0003] 在超声脉冲成像系统中,通常由发射电路向人体内发射超声脉冲。由于人体组织是一种非线性传播介质,因此,超声脉冲在传播过程中会发生畸变。这样,在接收到的回波中,不仅包括与原超声脉冲相对应的基波分量 (fundamental component),即:线性分量,而且还包括载有人体组织或结构特征 (characteristics) 的偏移脉冲分量 (offset pulse component),即:非线性分量 (主要包含二次偏移脉冲分量)。从回波中提取该偏移脉冲分量,可以获得与人体组织或结构相关的信息。对该信息进行处理,可获得人体组织或结构的可视图像。需要一种偏移脉冲成像系统,以有效地从回波中提取偏移脉冲分量。

发明内容

[0004] 本发明的一个目的是提供一种偏移脉冲成像方法和装置。采用该方法和装置,可以使得回波中的基波分量的频率被调制;从而在频率域中,回波中的基波分量与偏移脉冲分量被有效地分离。

[0005] 按照本发明的一个实施例的一种用于生成人体感兴趣区域的图像的方法,包括:向该感兴趣区域发射第一超声脉冲;检测第一接收信号,该第一接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第一超声脉冲的超声能量;向该感兴趣区域发射第二超声脉冲;检测第二接收信号,该第二接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第二超声脉冲的超声能量;生成作为该第一和第二接收信号的函数的该感兴趣区域的图像;其中,该第二超声脉冲相对于该第一超声脉冲有相移,相移量为大于零度且小于 180 度。

[0006] 按照本发明的一个实施例的一种用于生成人体感兴趣区域的图像的方法,包括:对于扫描平面内的每一条扫描线,向该感兴趣区域发射 K 个超声脉冲,其中,该 K 个超声脉冲的一个超声脉冲相对于先前超声脉冲具有预定时间,且 K 是大于 1 的整数;接收由该感兴趣区域反射的该 K 个超声脉冲的回波信号;将该回波信号按照采样点的顺序进行交织 (interleave),以形成一个操作信号 (operating signal);从该操作信号提取该偏移脉冲分量;和将该偏移脉冲分量进行波束成形以生成该扫描线。

[0007] 按照本发明的一个实施例的一种超声成像方法,包括:对于扫描平面内的每一条扫描线,向人体感兴趣的区域发射多组超声脉冲,其中每组超声脉冲包括如上所述的 K 个超声脉冲;接收由该感兴趣的区域反射的各组超声脉冲的回波信号;按照采样点的顺序,

将每组回波信号进行交织,以形成对应于每组回波的操作信号;从该每组回波的操作信号提取该组回波的偏移脉冲分量;将每组回波的偏移脉冲分量进行相加,以得到一个加成偏移脉冲信号(addition harmonic echo);和将该加成偏移脉冲信号进行波束成形以生成所述扫描线。

[0008] 按照本发明的一个实施例的一种用于生成人体感兴趣区域的图像的装置,包括:发射电路,对于扫描平面内的每一条扫描线,向该感兴趣区域发射 K 个超声脉冲,其中,该 K 个超声脉冲的一个超声脉冲相对于先前超声脉冲具有预定时间移,且 K 是大于 1 的整数;探头,接收由该感兴趣区域反射的该 K 个超声脉冲的回波信号;交织器,将该回波信号按照采样点的顺序进行交织(interleave),以形成一个操作信号(operating signal);检测模块,从该操作信号提取该偏移脉冲分量;和波束成形器,将该偏移脉冲分量进行波束成形以生成该扫描线。

[0009] 按照本发明的一个实施例的一种超声成像装置,包括:发射电路,对于扫描平面内的每一条扫描线,向人体感兴趣的区域发射多组超声脉冲,其中每组超声脉冲包括如上所述的 K 个超声脉冲;探头,接收由该感兴趣的区域反射的各组超声脉冲的回波信号;交织器,按照采样点的顺序,将每组回波信号进行交织,以形成对应于每组回波的操作信号;检测模块,从该每组回波的操作信号提取该组回波的偏移脉冲分量,并将每组回波的偏移脉冲分量进行相加,以得到一个加成偏移脉冲信号(addition harmonic echo);和波束成形器,将该加成偏移脉冲信号进行波束成形以生成所述扫描线。

[0010] 通过参考以下结合附图的说明及权利要求书的内容,并且随着对本发明的更全面理解,本发明的其它目的及成果将变得更加明白及易于理解。

附图说明

[0011] 以下将参照附图,通过实施例详细地描述本发明,其中:

[0012] 图 1 是按照本发明的一个实施例的偏移脉冲成像系统的示意图;

[0013] 图 2 是按照本发明的一个实施例的偏移脉冲成像方法的流程图;

[0014] 图 3 是按照本发明的另一个实施例的偏移脉冲成像系统的示意图;

[0015] 图 4 是按照本发明的另一个实施例的偏移脉冲成像方法的流程图;

[0016] 图 5(a)-5(d) 是按照本发明的另一个实施例的发射的超声脉冲以及回波的波形图;

[0017] 图 6(a)-6(d) 是在采样频率为 40MHz 的情况下,由常规的组织偏移脉冲成像系统与本发明的一个实施例的偏移脉冲成像系统得到的回波的波形图;

[0018] 图 7(a)-7(d) 是在采样频率为 30MHz 的情况下,由常规的组织偏移脉冲成像系统与本发明的一个实施例的偏移脉冲成像系统得到的回波的波形图。

[0019] 在所有附图中,相同的标号表示相似或相应的特征或功能。

具体实施方式

[0020] 在下文中,将通过具体的实施例,并结合附图来描述本发明的偏移脉冲成像的方法和装置。

[0021] 附图 1 是本发明一个实施例的一种偏移脉冲成像系统 100 的示意图。超声脉冲

信号产生电路 10 可以对于扫描平面内的每一条扫描线,产生多个超声脉冲信号。该多个超声脉冲信号,经由探头 20 转换为多个超声脉冲,并依次入射到人体内。该超声脉冲是偏移脉冲,其将在后文中有详细描述。该转换的超声脉冲被发射到到人体感兴趣的区域 30。由于人体组织是一种非线性的传播介质,因此,从感兴趣的区域 30 反射的回波既包括对应于超声脉冲的基波分量,又包括与人体组织的特性有关的偏移脉冲分量。探头 20 将接收到的回波转换为回波信号,并将回波信号提供到交织器 40。该交织器 40,将依次接收到的回波信号,按照采样点的顺序进行交织(interleave),以形成一个操作信号(operating signal),并将该操作信号提供给检测模块 50。该操作信号的形成,将在下文中有详细说明。该检测模块 50,对该操作信号进行检测,以提取该回波中的偏移脉冲分量。在波束成形器(beamformer)60 中,对提取的该偏移脉冲分量进行波束成形,以生成一条扫描线。由于该偏移脉冲分量代表与人体组织相关的信息,因此,对该偏移脉冲分量进行分析,能够生成该感兴趣的区域 30 的可视图像。

[0022] 以下将结合附图 2,详细地描述可由附图 1 所示的偏移脉冲成像系统执行的偏移脉冲成像方法的一个实施例。

[0023] 首先,对于扫描平面内的每一条扫描线,超声脉冲信号产生电路 10 产生多个,例如 K 个,超声脉冲信号(步骤 S10)。该 K 个超声脉冲信号的两个相邻的脉冲信号之间具有预定的时移(time-shift)。换言之,一个超声脉冲信号相对于先前一个超声脉冲信号的有一个预定的时移量。在这个实施例中,若与该每一条扫描线相对应的初始采样频率为 f_s ,则该时移可以由 τ 表示, τ 满足等式: $\tau = 1/(Kf_s)$ 。两个相邻的脉冲信号之间的时移也可以由相移来描述。时移与相移之间,通过所发射的超声脉冲信号的圆频率 ω 联系。

[0024] 此外,在一个优选实施例中,该 K 个超声脉冲信号的幅度还可具有各自的加权系数 $\cos(\frac{(k-1) \cdot 2\pi}{K} \cdot \alpha)$, $k = 1, 2, \dots, K$, α 为正整数。若以 P_k 表示第 k 个超声脉冲信号,则第 1, 2, ..., k 个超声脉冲信号 P_1, P_2, \dots, P_k 可分别表示为:

$$[0025] \quad P_1 = A(t) \sin(\omega t + \Phi_p)$$

$$[0026] \quad P_2 = A(t + \tau) \cos(\frac{2\pi}{K} \cdot \alpha) \sin(\omega(t + \tau) + \Phi_p)$$

$$[0027] \quad P_k = A(t + (k-1)\tau) \cos(\frac{(k-1)2\pi}{K} \cdot \alpha) \sin(\omega(t + (k-1)\tau) + \Phi_p)$$

[0028] 在上述表达式中,幅度加权系数的绝对值的比值表示各个超声脉冲信号幅度大小的比值。对于第 P_k 个超声脉冲信号,若幅度加权系数 $\cos(\frac{(k-1) \cdot 2\pi}{K} \cdot \alpha)$ 为正值,则表示该脉冲信号的波形的极性为正;反之,若为负值,则表示该脉冲信号的波形的极性为负。

[0029] 该 K 个超声脉冲信号,经由探头 20 转换为 K 个超声脉冲。两个相邻的超声脉冲信号之间具有时移 τ 。该 K 个超声脉冲,入射到感兴趣的区域 30(步骤 S20)。由于每个超声脉冲相对于先前的一个超声脉冲的时移为 τ ,因此,入射到感兴趣的区域 30 的 K 个超声脉冲信号是偏移脉冲。

[0030] 当超声脉冲入射到感兴趣的区域 30 时,产生反射。由于人体组织是一种非线性的传播介质,因此,反射的回波既包括对应于超声脉冲的基波分量,又包括与人体组织的特性有关的偏移脉冲分量。该偏移脉冲分量主要包括二次偏移脉冲分量。探头 20 接收该反射

的 K 个回波,并将接收到的 K 个回波转换为相应的 K 个回波信号(步骤 S30)。各回波信号对应于从感兴趣区域反射的相应的超声脉冲的超声能量。若以 E_k 表示第 k 个回波信号,则第 1, 2, ..., k 个回波信号 E_1, E_2, \dots, E_k ($k = 1, 2, \dots, K$) 分别表示为:

$$[0031] \quad E_1 = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) + H(t)$$

$$[0032] \quad E_2 = A(t + \tau) \cos\left(\frac{2\pi}{K} \cdot \alpha\right) \sin(\omega(t + \tau) + \Phi_e) + \cos^2\left(\frac{2\pi}{K} \cdot \alpha\right) H(t + \tau)$$

$$[0033] \quad E_k$$

[0034]

$$= A(t + (k-1)\tau) \cos\left(\frac{(k-1)2\pi}{K} \cdot \alpha\right) \sin(\omega(t + (k-1)\tau) + \Phi_e) + \cos^2\left(\frac{(k-1)2\pi}{K} \cdot \alpha\right) H(t + (k-1)\tau)$$

[0035] 其中, $H(t)$ 表示由人体组织这种非线性传播介质导致的在回波信号中的二次偏移脉冲分量。

[0036] 在本实施例中,由于在超声脉冲发射一侧,对应于初始采样频率 f_s ,对于每一条扫描线,发射了 K 个超声脉冲,因此,在 $1/f_s$ 的采样时间间隔内,交织器 40,接收到来自探头 20 转换的 K 个回波信号。换言之,在处理回波信号一侧,在每个采样时间间隔 $1/f_s$ 内,都将收到 K 个回波信号 (E_1, E_2, \dots, E_k)。这些回波信号构成了 $1/f_s$ 的采样时间间隔内的 K 个采样点。

[0037] 假定对应于 $1/f_s$ 的采样时间间隔,用于生成每一条扫描线的初始采样点数目是 N (即:第 0, 第 1... 第 N-1 个采样点)。由于在本实施例中,在每个采样时间间隔 $1/f_s$ 内,有 K 个采样点,因此,当按照第 0, 第 1... 第 N-1 个初始采样点的顺序,将每个采样时间间隔 $1/f_s$ 内的 K 个采样点连接成一个操作信号以生成一条扫描线时,该操作信号的实际采样点数目是 $N \cdot K$ 个。以 $W(t)$ 表示该操作信号,构成该操作信号的回波信号依次为 $E_{11}E_{12} \dots E_{1K}E_{21}E_{22} \dots E_{2K} \dots E_{i1}E_{i2} \dots E_{ij} \dots E_{iK} \dots E_{N1}E_{N2} \dots E_{Nj} \dots E_{NK}$, $i = 1, 2, \dots, N$, $j = 1, 2, \dots, K$ 。

$$[0038] \quad W(t) = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) \cos(2\pi \alpha f_s \cdot t) + H(t) \cos^2(2\pi \alpha f_s \cdot t)$$

$$[0039] \quad = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) \cos(2\pi \alpha f_s \cdot t) + \frac{1}{2} H(t) + \frac{1}{2} H(t) \cos(4\pi \alpha f_s \cdot t)$$

[0040] 其中, $t = m\tau$, $m = 0, 1, 2, \dots, (N \cdot K - 1)$, $\tau = 1/(Kf_s)$

[0041] 交织器 40,按照初始采样点的顺序,将依次接收到的回波信号进行交织以形成该操作信号 $W(t)$,并将该操作信号 $W(t)$ 提供给检测模块 50 (步骤 S40)。检测模块 50,从该操作信号 $W(t)$ 中提取该回波中的偏移脉冲分量(步骤 S50)。在步骤 S60 中,由该波束成形器 60 对提取的该偏移脉冲分量进行波束成形,以生成一条扫描线。该偏移脉冲分量代表与人体组织相关的信息。对该信息进行分析,便生成该感兴趣的区域 30 的可视图像。

[0042] 从上述操作信号 $W(t)$ 的表达式,可以看到:(1) 该操作信号的采样时间间隔是 τ 。因此,该操作信号的采样频率 Kf_s 提高为初始采样频率 f_s 的 K 倍;(2) 由该操作信号所表示的回波,其中的基波分量被调制为初始采样频率 f_s 的 α 倍,即:在频率域中,基波分量被搬移到 αf_s 的两侧;而二次偏移脉冲分量,一半未被调制,另一半被调制为初始采样频率 f_s 的 2α 倍,即:在频率域中,二次偏移脉冲分量的一半保留在原频率处,另一半被搬移到 $2\alpha f_s$ 的两侧。按照奈奎斯特(Nyquist)采样定理,若当对该搬移到 $2\alpha f_s$ 两侧的二次偏移脉冲分量进行检测时在频率域中不产生混叠现象,则需要满足:

$$[0043] \quad Kf_s \geq 2 \cdot \left(\frac{4\pi\alpha f_s}{2\pi} \right), \text{即: } \frac{K}{\alpha} \geq 4$$

[0044] 换言之,通过使得 K 个超声脉冲信号的幅度具有各自的加权系数,可将基波分量搬移到 αf_s 的两侧;而偏移脉冲分量,一半保留在原频率处,另一半被搬移到 $2\alpha f_s$ 的两侧。在对回波信号进行处理时,由于基波分量与偏移脉冲分量在频率域中是分离的,因此,可以有效地提取偏移脉冲分量。

[0045] 此外,即使基波分量与部分偏移脉冲分量,例如:被搬移到 $2\alpha f_s$ 两侧的偏移脉冲分量,在频率域中产生混叠,只要保留在原频率处的这部分未搬移的二次偏移脉冲分量,在频率域中与该基波分量是分离的,且该未搬移的这部分二次偏移脉冲分量不受混叠频率的干扰,亦可提取该未搬移的这部分二次偏移脉冲分量。

[0046] 通过选择合适的 K 和 α ,可以实现将未被搬移的这部分二次偏移脉冲分量与搬移到 αf_s 的两侧的基波分量以及被搬移到 $2\alpha f_s$ 两侧的偏移脉冲分量分离,且该未搬移的这部分二次偏移脉冲分量不受该基波分量以及被搬移的偏移脉冲分量可能产生的混叠频率的干扰,从而在有效的检测频域内,可以提取偏移脉冲分量。

[0047] 附图 3 是按照本发明的另一个实施例的偏移脉冲成像系统的示意图。与附图 1 所示的偏移脉冲成像系统 100 相比,该系统 200 还包括一个选择模块 5。该选择模块 5,能够选择合适的 K 和 α ,以使得在频率域中,被调制的基波分量与至少一部分未被搬移的偏移脉冲分量是分离的,且该未被搬移的偏移脉冲分量不受该基波分量以及被搬移的偏移脉冲分量可能产生的混叠频率的干扰。

[0048] 如图 3 所示,超声脉冲信号产生电路 10',根据选择的 K 和 α ,对于扫描平面内的每一条扫描线,产生多个超声脉冲信号。该系统中的探头 20、交织器 40、检测模块 50 和波束成形器 60,可采用与附图 1 所示的偏移脉冲成像系统 100 中的相同或相似的部件。有关这些相同或相似部件的描述,这里不再赘述。

[0049] 附图 4 是可由附图 3 所示的偏移脉冲成像系统执行的偏移脉冲成像方法的流程图。如图中所示,首先,选择合适的 K 和 α (步骤 S5)。该选择的 K 和 α 的数值,应使得在频率域中,被调制的基波分量与至少一部分未被搬移的偏移脉冲分量是分离的,且该未被搬移的偏移脉冲分量不受该基波分量以及被搬移的偏移脉冲分量可能产生的混叠频率的干扰。根据选择的 K 和 α ,对于扫描平面内的每一条扫描线,产生多个超声脉冲信号(步骤 S10')。步骤 S20 至步骤 S60,与附图 2 中的由相同附图标号所标记的步骤相同或类似,这里不再赘述。

[0050] 下面通过选择的具体 K 和 α 的数值,进一步说明附图 3 和 4 所示的实施例。当 $K = 2$, $\alpha = 1$ 时,按照上述超声脉冲信号 P_k 的表达式:

$$[0051] \quad P_1 = A(t) \sin(\omega t + \Phi_p)$$

$$[0052] \quad P_2 = A(t+\tau) \cos\left(\frac{2\pi}{K} \cdot \alpha\right) \sin(\omega(t+\tau) + \Phi_p)$$

$$[0053] \quad = -A(t+\tau) \sin(\omega(t+\tau) + \Phi_p)$$

[0054] P_1 与 P_2 的脉冲信号的波形极性分别为正和负,幅度比值为 1 : 1,两个脉冲信号之间的时移为 $\tau = 1/(2f_s)$ 。两个超声脉冲信号 P_1, P_2 的波形如附图 5a 所示。

[0055] 当超声脉冲 P_1 与 P_2 入射到感兴趣的区域 30 时,产生反射。所接收到由感兴趣的

区域 30 反射的回波信号 E_1, E_2 , 按照上述回波信号 E_k 的表达式:

$$[0056] \quad E_1 = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) + H(t)$$

$$[0057] \quad E_2 = A(t + \tau) \cos\left(\frac{2\pi}{K} \cdot \alpha\right) \sin(\omega(t + \tau) + \Phi_e) + \cos^2\left(\frac{2\pi}{K} \cdot \alpha\right) H(t + \tau)$$

$$[0058] \quad = -A(t + \tau) \sin(\omega(t + \tau) + \Phi_e) + H(t + \tau)$$

[0059] 回波信号 E_1, E_2 的波形如附图 5b 所示。圆圈表示回波信号 E_1 , 方块表示表示回波信号 E_2 。将每个采样时间间隔 $1/f_s$ 内的两个回波信号 E_1, E_2 交织成一个操作信号, 按照上述操作信号 $W(t)$ 的表达式:

$$[0060] \quad W(t) = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) \cos(2\pi f_s \cdot t) + \frac{1}{2} H(t) + \frac{1}{2} H(t) \cos(4\pi f_s \cdot t)$$

[0061] 在这个实施例中, 由于偏移脉冲分量的采样频率为 $2f_s$ ($K = 2$), 因此, 操作信号 $W(t)$ 为:

$$[0062] \quad W(t) = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) \cos(2\pi f_s \cdot t) + H(t)$$

[0063] 从该操作信号 $W(t)$ 的表达式, 可以看到: (1) 该操作信号的采样频率提高为初始采样频率 f_s 的 2 倍, 如附图 5c 所示; (2) 在频率域中, 基波分量被搬移到 f_s 的两侧, 中心频率的位置分别为 $f_s - \omega/2\pi$ 和 $f_s + \omega/2\pi$; 而二次偏移脉冲分量保留在原频率处。由于基波分量与偏移脉冲分量在频率域中是分离的, 且该偏移脉冲信号的采样率提高为初始采样频率 f_s 的 2 倍, 因此, 通过检测, 例如滤波法, 即可将基波分量滤除并完整地提取到二次偏移脉冲分量 $H(t)$, 如附图 5d 所示。

[0064] 进一步, 若初始采样频率 f_s 为 40MHz, 基波分量的中心频率为 6MHz, 二次偏移脉冲中心频率为 12MHz, 则上述操作信号 $W(t)$ 的波形如附图 6(c) 和 6(d) 所示; 而由常规的组织偏移脉冲成像系统得到的回波信号的波形如附图 6(a) 和 6(b) 所示。通过对比, 可以看到, 附图 6(a) 和 6(b) 所示的回波信号, 基波分量的频谱与二次偏移脉冲分量的频谱重叠严重; 而按照本发明的上述实施例的偏移脉冲成像方法, 当 $K = 2$, $\alpha = 1$ 时, 不仅采样频率提高到初始采样频率的 2 倍 (即: 80MHz), 而且基波分量的频谱与二次偏移脉冲分量的频谱, 在频率域中, 完全分离。

[0065] 按照本发明实施例的偏移脉冲成像方法, 由于 K 的取值有效地提高了偏移脉冲分量的采样频率, 因此, 即使在初始采样频率不够高的情况下, 也能够保证偏移脉冲信号带宽中的所有频率被检测到。

[0066] 在另一实施例中, 上述初始采样频率 f_s 为 30MHz。上述操作信号 $W(t)$ 的波形如附图 7(c) 和 7(d) 所示; 而由常规的组织偏移脉冲成像系统得到的回波信号的波形如附图 7(a) 和 7(b) 所示。通过对比, 可以看到, 附图 7(a) 和 7(b) 所示的回波信号, 基波分量的频谱与二次偏移脉冲分量的频谱重叠严重, 且该采样率不能完整地检测到偏移脉冲信号带宽中的所有频率; 而按照本发明的上述实施例的偏移脉冲成像方法, 不仅基波分量的频谱与二次偏移脉冲分量的频谱在频率域中完全分离, 而且由于采样频率提高到初始采样频率的 2 倍 (即: 60MHz), 使得偏移脉冲信号带宽中的所有频率都能够被检测到。

[0067] 在实际中, 还可以选择其他的 K 和 α 的数值, 从而在将操作信号的采样频率提高到初始采样频率的 K 倍的同时, 将基波分量调制到在频率域中尽量远离二次偏移脉冲分量的位置。

[0068] 例如,当 $K = 6$, $\alpha = 2$ 时,根据该选择的 K 和 α ,对于扫描平面内的每一条扫描线,产生 6 个超声脉冲信号 P_1, P_2, \dots, P_6 。这 6 个超声脉冲信号的幅度加权系数分别为 1、-1/2、-1/2、1、-1/2、-1/2,波形的极性分别为正、负、负、正、负、负,幅度比值为 1 : 0.5 : 0.5 : 1 : 0.5 : 0.5,两个脉冲信号之间的时移为 $\tau = 1/(6f_s)$ 。

[0069] 当超声脉冲入射到感兴趣的区域 30 时,产生反射。所接收到的回波信号 E_1, E_2, \dots, E_6 ,按照采样点的顺序交织成一个操作信号 $W(t)$:

$$[0070] \quad W(t) = A(t) \sin(\omega t + \Phi_e) \cos(4\pi f_s \cdot t) + \frac{1}{2} H(t) + \frac{1}{2} H(t) \cos(8\pi f_s \cdot t)$$

[0071] 从该操作信号 $W(t)$ 的表达式,可以看到:在频率域中,基波分量被搬移到 $2f_s$ 的两侧,中心频率的位置分别为 $2f_s - \omega/2\pi$ 和 $2f_s + \omega/2\pi$;而二次偏移脉冲分量的一半保留在原频率处,另一半被搬移到 $4f_s$ 的两侧,其中心频率的位置分别为 $4f_s - \omega/\pi$ 和 $4f_s + \omega/\pi$ 。在这个实施例中,操作信号的采样频率被提高到 $6f_s$ ($K = 6$)。对于上述操作信号 $W(t)$,由于受到在频率域中的频率混叠的影响,因此,在有效的检测频域 $0 \sim 3f_s$ 范围内,被搬移到 $2f_s$ 的两侧的基波分量与被搬移到 $4f_s$ 的两侧的偏移脉冲分量 ($-4f_s + 6f_s = 2f_s$) 在 $2f_s$ 附近邻近或部分重叠。但是,在这个实施例中,另一半保留在原频率处的偏移脉冲分量不受该产生的混叠频率的干扰。由于保留在原频率处的这一半偏移脉冲分量与被搬移到 $2f_s$ 的两侧的基波分量在频率域中是分离的,且保留在原频率处的该偏移脉冲分量不受该基波分量以及被搬移的偏移脉冲分量产生的混叠频率的干扰,因此,通过检测,例如滤波法,即可将基波分量滤除以提取到二次偏移脉冲分量 $H(t)$ 。

[0072] 上述的结合实施例所描述的本发明的偏移脉冲成像方法和系统,针对扫描平面内的每一条扫描线,向人体感兴趣的区域发射 K 个超声脉冲,并利用接收到的相应的 K 个回波信号,生成作为所接收的回波信号的函数的该感兴趣的区域的图像。这里,所接收的回波信号的函数,可以是例如上述实施例中的利用 K 个回波信号的交织序列形成的一个操作信号。当对该操作信号进行检测以提取偏移脉冲分量时,由于所发射的该 K 个超声脉冲信号的幅度被加权,因而,回波中的基波分量的频率被调制;从而,在频率域中,回波中的基波分量与偏移脉冲分量能够被有效地分离。

[0073] 该偏移脉冲成像方法和系统,不应当局限于上述几个实施例描述的技术内容。可以理解,还可以对该方法作出各种变形和改进。

[0074] 在偏移脉冲成像方法的一种变形的实施方式中,对于扫描平面内的每一条扫描线,还可以向感兴趣的区域发射多组超声脉冲,其中每组超声脉冲包括 K 个超声脉冲。例如:可发射 3 组,每组两个超声脉冲 P_1 和 P_2 。每组中的这两个超声脉冲之间的时移和幅度的加权系数,可采用上述实施例中的预定的时移和用于对基波分量的频率进行调制的幅度加权系数。将这 3 组超声脉冲 ($P_1, P_2, P_1, P_2, P_1, P_2$) 依次发射到人体感兴趣的区域。接收由感兴趣的区域反射的各组超声脉冲的回波 ($E_1, E_2, E_1, E_2, E_1, E_2$),将每组回波信号 (E_1 和 E_2) 按照采样点的顺序进行交织,以形成各组回波的操作信号 W_1, W_2, W_3 。从操作信号 W_1, W_2, W_3 分别提取出各组回波的二次偏移脉冲分量 h_1, h_2 和 h_3 。可利用上述实施例中的检测模块,将每组回波的偏移脉冲分量进行相加,得到一个加成偏移脉冲信号 H (addition of offset pulse echo),即: $H = h_1 + h_2 + h_3$ 。与各组偏移脉冲信号相比,该加成偏移脉冲信号 H 的信噪比得到提高。

[0075] 此外,在上述实施例中,选择模块是可以选择的。可以利用选择模块,根据回波信号的有效检测频域,选择合适的 K 和 α 值;并根据选择的 K 和 α 值,产生相应的 K 个超声脉冲。也可以通过选择特定的超声脉冲信号产生电路,产生预定数目的超声脉冲。

[0076] 另外,对产生的 K 个超声脉冲信号的幅度进行加权,也是可以选择的。例如:可以只向人体发射 K 个超声脉冲信号,每个超声脉冲信号相对于前一个超声脉冲信号有预定的时移。接收由该人体感兴趣区域反射的该 K 个超声脉冲的回波。将该回波按照采样点的顺序进行交织而形成操作信号。对该操作信号进行检测以提取偏移脉冲分量。由于对于扫描平面内的每一条扫描线发射 K 个超声脉冲信号,因此,在对操作信号检测时,该操作信号的采样频率提高到初始采样频率为 f_s 的 K 倍。尽管在这种情况下,由于基波分量的频率没有被调制,从而在频率域中,基波分量可能会与偏移脉冲分量有部分重叠,但是,采用例如发射信号为窄带信号的窄带滤波法,同样可以有效地提取偏移脉冲分量。

[0077] 另外,在上述实施例中,两个相邻的超声脉冲信号之间的时移是 $1/(Kf_s)$ 。也可以将该时移设置为其他预定的数值,例如: $1/(2Kf_s)$ 。在这种情况下,对上述实施例中公开的技术方案做适当的改变,例如:在接收回波一侧保持与超声脉冲信号发射一侧同步,亦可对反射的回波进行接收和处理。

[0078] 从上述实施例可以看到,两个相邻的超声脉冲信号之间的相移,可以是大于零度且小于 180 度的任意值。在优选实施例中,该相移是大于 90 度但小于 180 度的任意值。

[0079] 另外,按照本发明上述实施例的偏移脉冲成像方法,不仅适用于将基波分量与一系列为基波倍数的偏移脉冲分量(例如包括二次偏移脉冲在内的奇数和偶数次偏移脉冲)分离,而且还适用于将基波信号与其他的与该基波信号有频率偏置(frequency offset)的脉冲信号分离。

[0080] 本领域技术人员,在本发明技术构思的启发下,在不脱离本发明内容的基础上,对上述超声成像方法和装置还可以做出各种改进。本发明的保护范围应当由所附的权利要求书的内容确定。

[0081] 在权利要求书中,术语“包括”不排除存在其它元件或步骤。此外,尽管是单独地列出,但是多个装置、元件或方法步骤可通过例如单一单元或处理器来实施。另外,尽管独立的特征可以包含在不同权利要求中,但是这些特征也可以有利地组合,并且不同权利要求中的包含不暗示着特征的组合是不可行的和/或不利的。

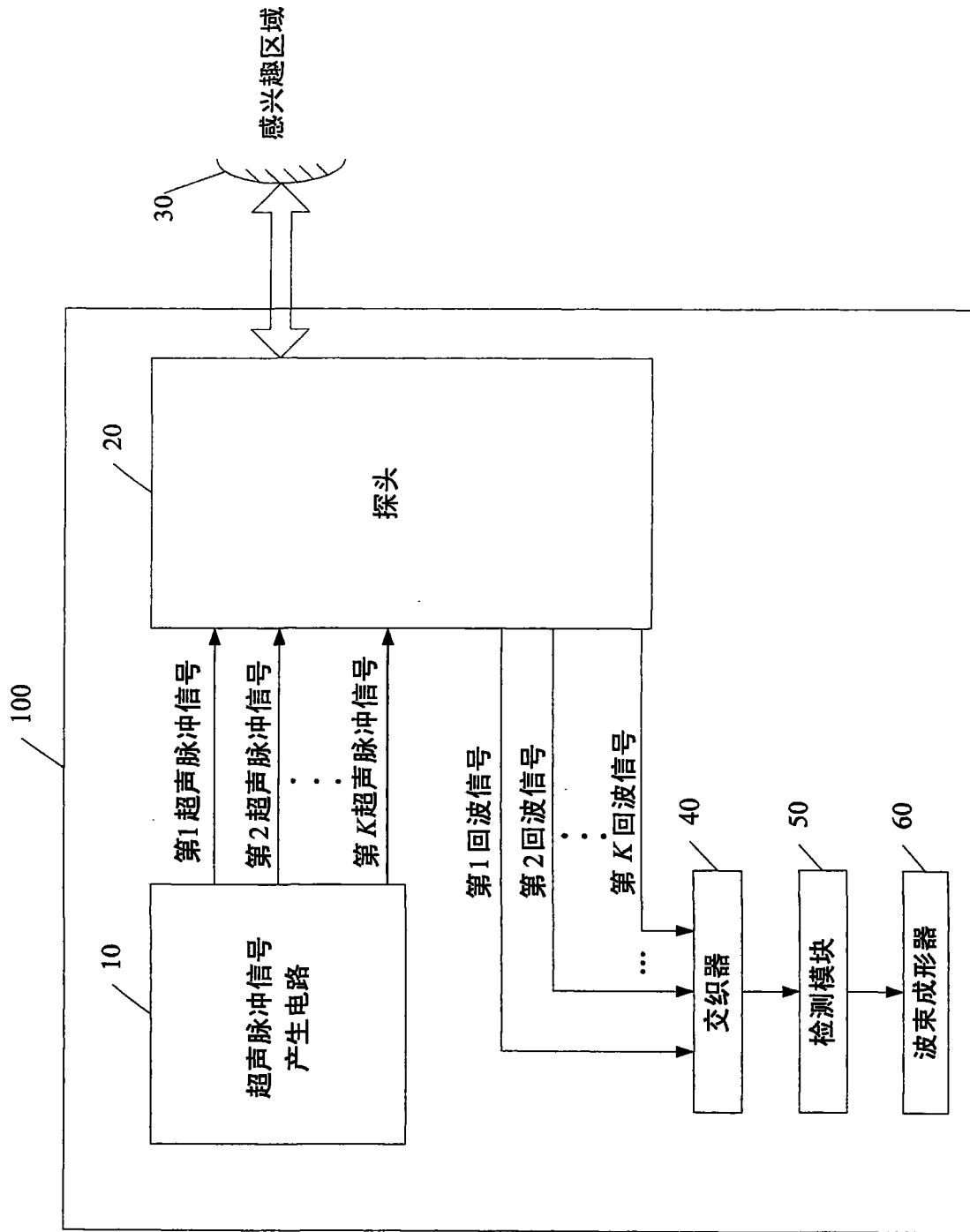


图 1

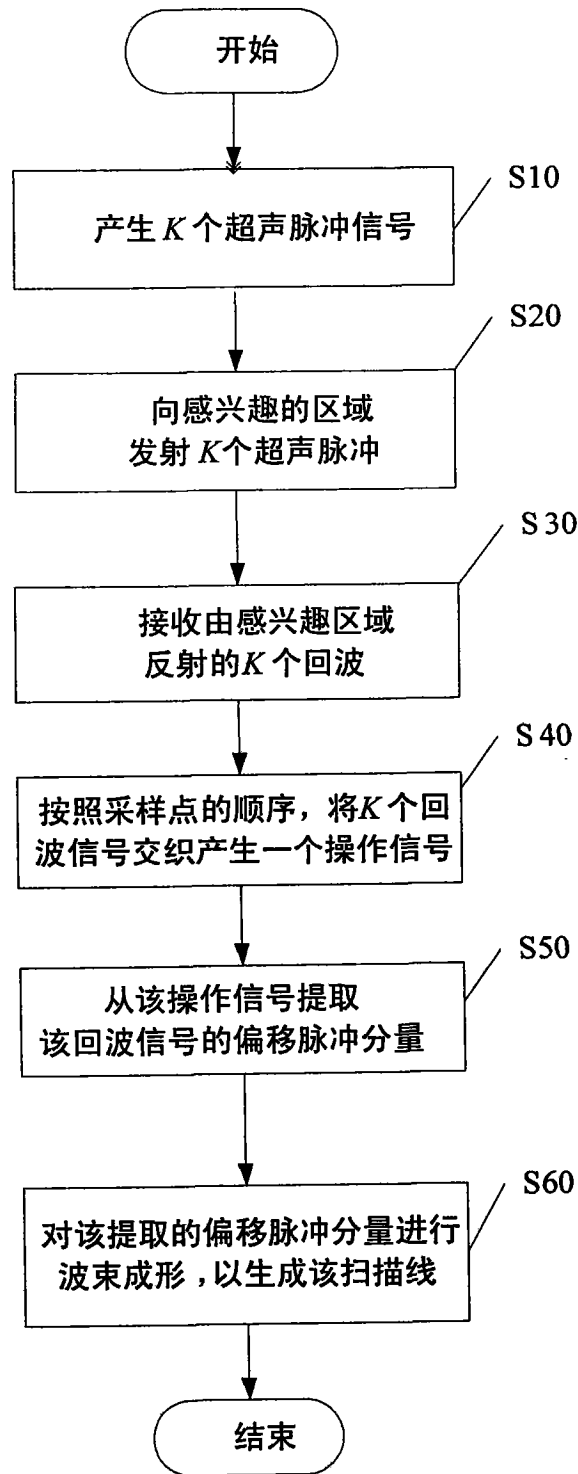


图 2

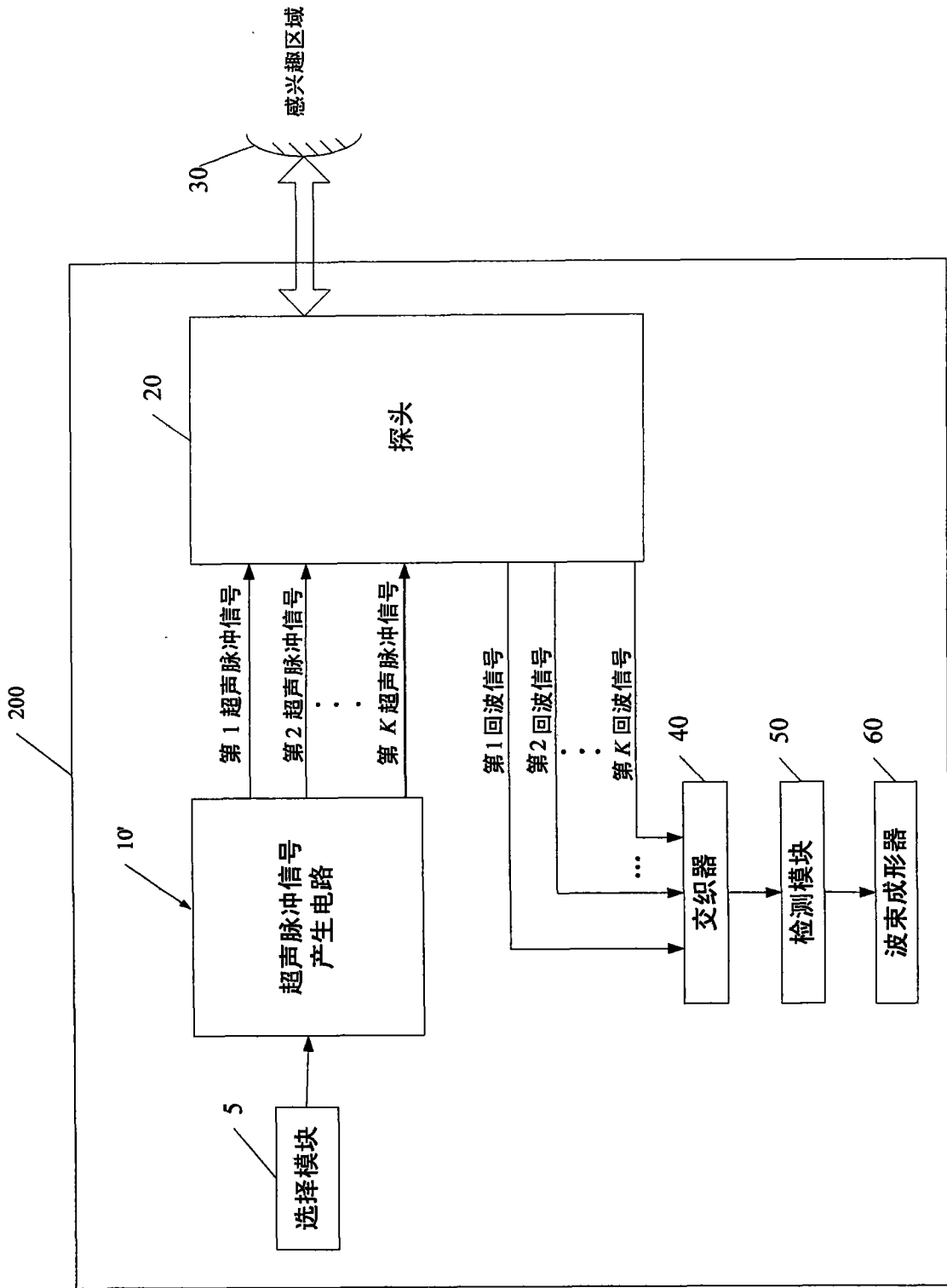


图 3

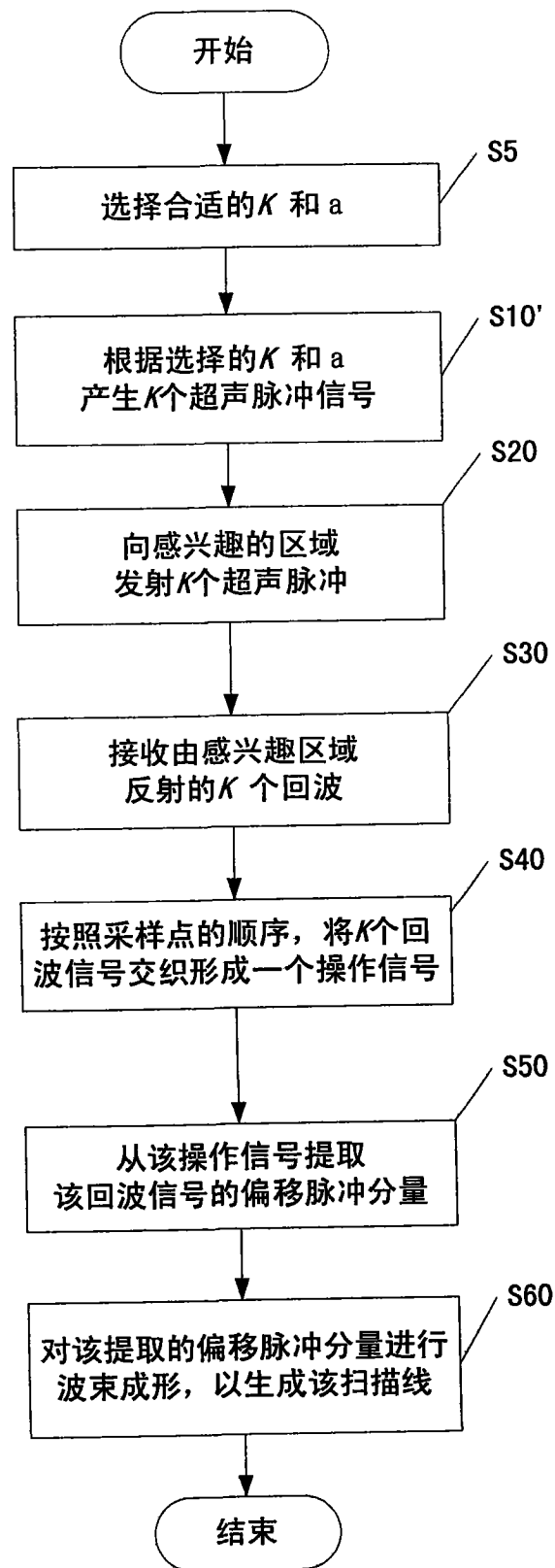


图 4

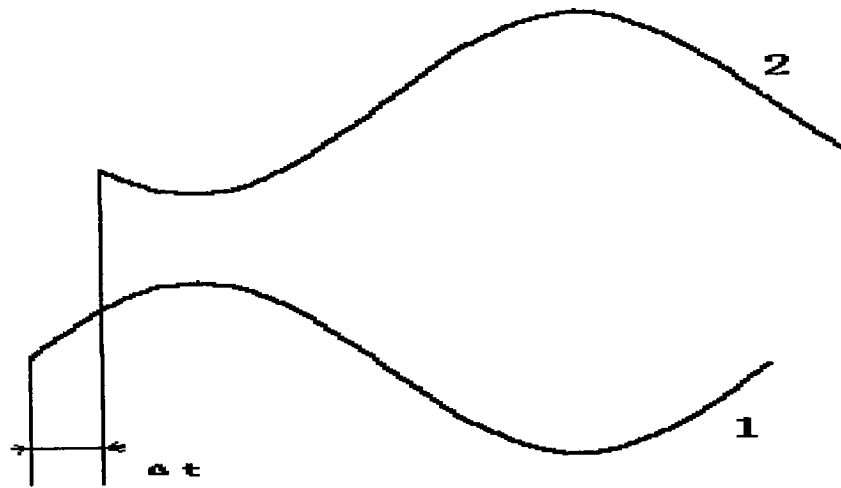


图 5a

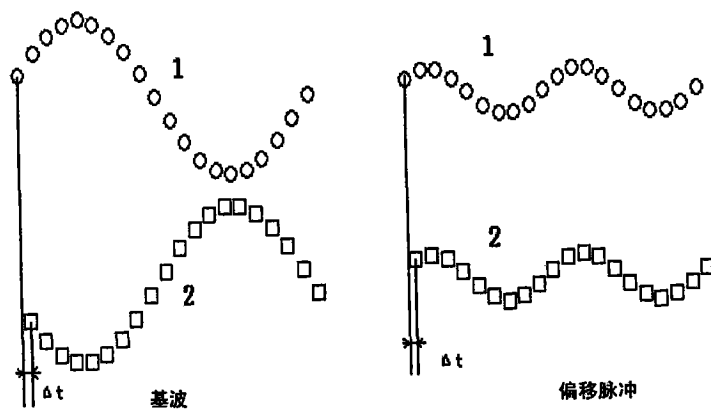


图 5b

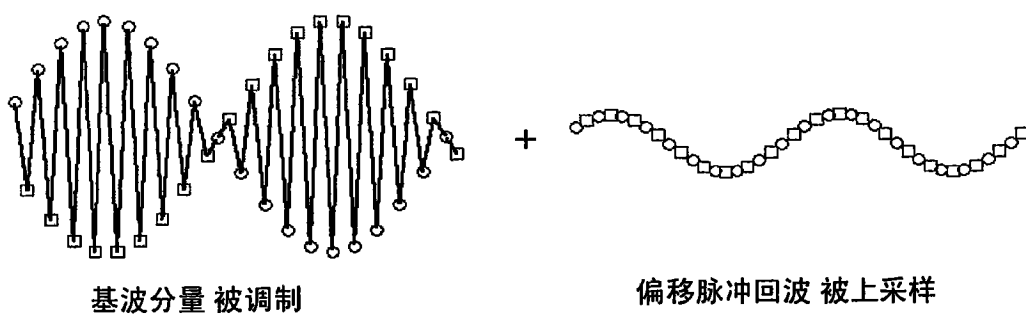
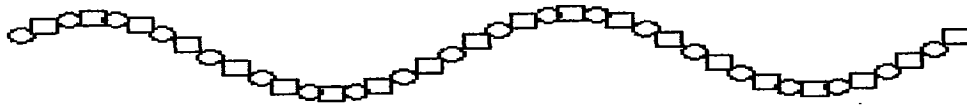


图 5c



偏移脉冲回波具有较高的采样率

图 5d

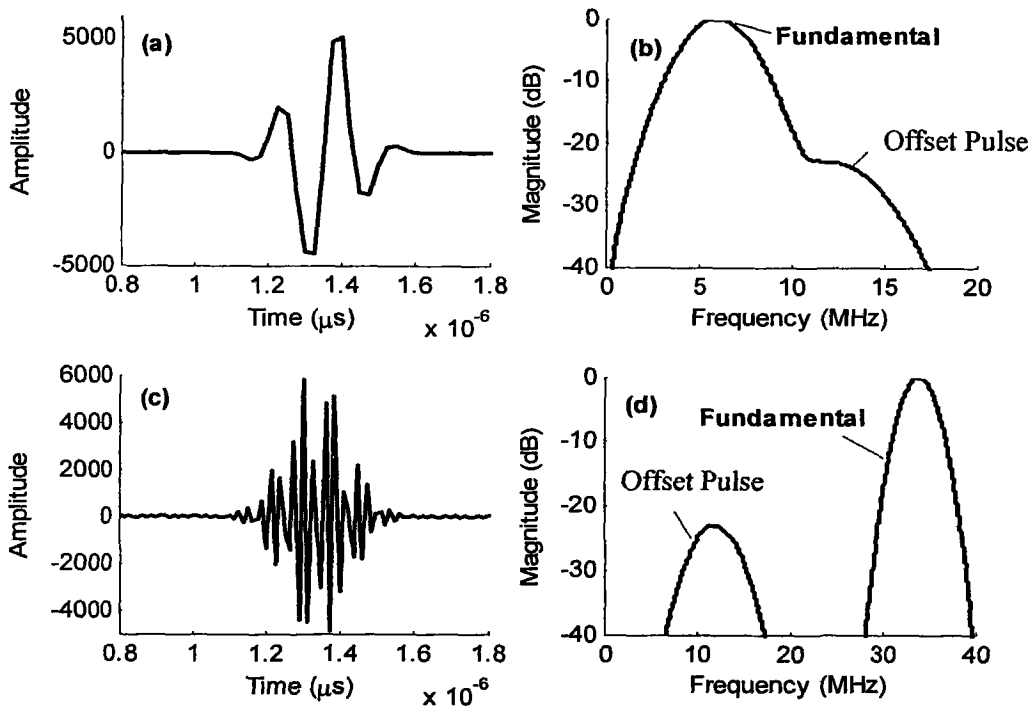


图 6

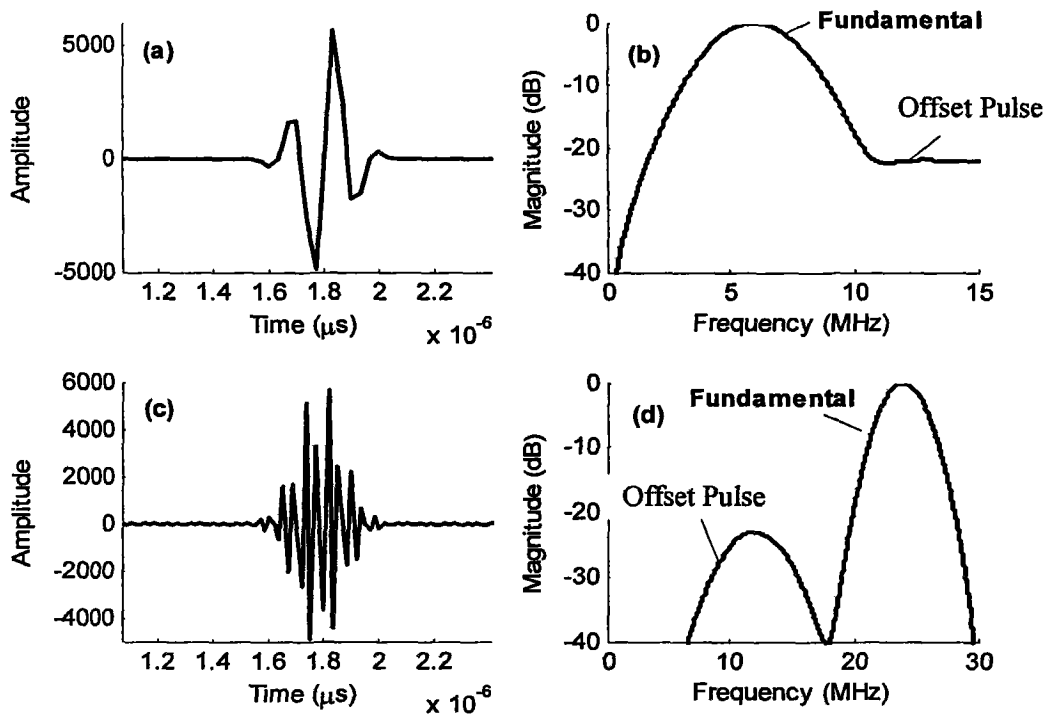


图 7

专利名称(译)	超声成像的方法和装置		
公开(公告)号	CN101897597B	公开(公告)日	2013-09-04
申请号	CN200910133494.X	申请日	2009-05-25
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	李双双 樊睿 李勇		
发明人	李双双 樊睿 李勇		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	G01S15/8959 G01S7/52038 A61B8/5207 G01S7/52046 G01S15/108 A61B8/14 A61B8/08		
代理人(译)	何平		
审查员(译)	张玲玲		
其他公开文献	CN101897597A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种用于生成人体感兴趣区域的图像的方法，包括：向该感兴趣区域发射第一超声脉冲；检测第一接收信号，该第一接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第一超声脉冲的超声能量；向该感兴趣区域发射第二超声脉冲；检测第二接收信号，该第二接收信号对应于从该感兴趣区域反射的该第二超声脉冲的超声能量；生成作为该第一和第二接收信号的函数的该感兴趣区域的图像；其中，该第二超声脉冲相对于该第一超声脉冲有相移，相移量为大于零度且小于180度。

