



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103300888 B

(45) 授权公告日 2014. 12. 17

(21) 申请号 201310164665. 1

CN 101081171 A, 2007. 12. 05, 全文.

(22) 申请日 2013. 05. 07

CN 101889873 A, 2010. 11. 24, 全文.

(73) 专利权人 中国医学科学院生物医学工程研究所

审查员 谢楠

地址 300192 天津市南开区白堤路 236 号

(72) 发明人 杨军 宋学东 计建军 王延群

(74) 专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 李丽萍

(51) Int. Cl.

A61B 8/00 (2006. 01)

(56) 对比文件

US 2003/0216644 A1, 2003. 11. 20, 全文.

US 2004/0059221 A1, 2004. 03. 25, 全文.

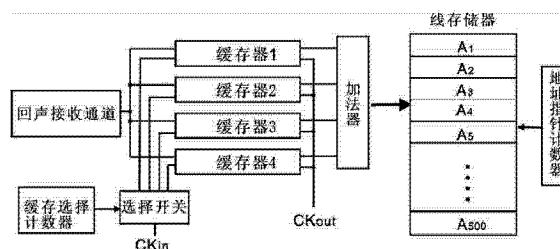
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法,在扫描区域内的每一扫描位置,超声换能器在停留时间约为 $200\mu\text{s}$ 内连续等间隔地发射 N 次超声脉冲,采用线平均法对超声回声信息进行叠加平均运算处理后,作为该扫描位置的扫描线;然后再移动扫描位置重复上述过程,直至完成所有扫描线后,实现二维高频超声成像。本发明采用线平均法将 N 次探测获取的回声信息进行叠加平均,将使该条扫描线的回声信息中的随机噪声降低,理论上可提高信噪比 N 倍,而且没有降低帧频,不影响成像的实时性。由于参与平均计算的 N 次采样时间约 $200\mu\text{s}$,很容易保持探头及组织相对静止,从而不会产生帧平均技术造成的重影现象。



1. 一种可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法,其特征在于:在扫描区域内的每一扫描位置,超声换能器在停留时间 T 为 $150\mu s \sim 250\mu s$ 内连续等间隔地发射多次超声脉冲,采用线平均法对超声回声信息进行叠加平均运算处理后,作为该扫描位置的扫描线;完成整个扫描区域内所有扫描位置的扫描线后实现二维高频超声成像;

所述超声换能器发射的多次超声脉冲经过由回声接收通道、缓冲选择器、多路开关, N 个缓存器、加法器、线存储器和地址指针组成的电路;并包括以下步骤:

在扫描区域内设定有 m 个扫描位置,超声换能器自扫描的初始位置 1 依次移动到最后一扫描位置 m ;

超声换能器在每一扫描位置的停留时间 T 内连续等间隔地发射 N 个超声脉冲,并由回声接收通道接收超声回声信息,超声脉冲个数 N 、回声超声接收的时间 T_r 、停留时间 T 之间的关系是: $N \times T_r < T$, 其中, $N = 2 \sim 8$;

由缓冲选择器控制多路开关将所接收的 N 组超声回声信息依次暂存到缓存器 1 ~ 缓存器 N ;

将 N 个缓存器中的 N 组超声回声信息同时读出,由加法器按照下述公式将 N 组超声回声信息进行叠加平均运算, $A_i = (A_{i1} + A_{i2} + \dots + A_{iN}) / N$, 其中, i 为当前扫描位置, i 的取值依次为 1, 2, 3, ..., m , 从而形成当前条扫描线 A_i 的超声回声信息;

将地址指针指向线存储器的当前扫描位置 i 的地址,将叠加后的当前条扫描线 A_i 的超声回声信息存至该地址位置,从而,完成了当前条扫描线的处理和存储;

以此类推,完成 m 个扫描位置的扫描线 $A_1 \sim A_m$, 获得整个扫描区域的信息,形成二维超声图像。

可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声波成像方法,尤其涉及一种可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法。

背景技术

[0002] 超声成像的原理是由超声换能器向人体组织发射超声脉冲,然后接收由人体组织反射回来的回声,从而获取超声传播通道上的人体组织的一维信息,平移或转动超声的发射方向,同时不断发射超声并接收回声,将会获得声束扫描过的平面区域的组织信息(见图 1),将这些信息进行重建,可获得人体组织的二维切面图像,即通常所说的 B 超图像。

[0003] 回声信息非常微弱,因此需要放大很多倍才可供观察,此过程中会有随机噪声与回声信号一起被放大,这些随机噪声在图像中成为背景噪声,它会影响真实信息的表现,甚至淹没一些相对微弱的回声信息。

[0004] 图像的叠加平均方法是超声成像技术中常用的消除随机噪声的有效方法。其原理是基于随机噪声在时间上的非相关性,即对同一位置进行多次扫描,每次扫描组织获得的组织回声信息是相同的,而回声中的随机噪声都不同。因此,将对同一扫描区域重复扫描所获得的多幅声像图进行叠加平均,会使随机噪声相互抵消而不降低组织回声信息。理论上经过无穷次叠加后随机噪声将完全抵消。实际应用中不可能无限制的叠加,否则无法进行实时成像。一般的方法是采用帧平均的方法,在实时性要求不很高的情况下(如对静止器官成像时)采用有限次叠加(一般不超过 8 次),即可有效降低随机噪声。采用这种方法的前提条件是一系列图像的有用信息是不变的,即:1) 被扫描的器官在多次扫描期间无形态变化;2) 多次扫描期间探头位置不变(即扫描的是同一部位)。否则图像将产生重影,变得模糊不清。一般对静止器官超声成像的速度(帧频)在每秒 10 帧左右,即每帧之间相隔时间为 100ms 左右,其间探头难免发生微小的移动,若采用多帧平均,则时间还会成倍增加,探头或组织器官移动的可能性更大。普通频率的超声成像时,分辨力在毫米量级,因此在扫描静止器官时,不会因为探头的振动和操作人员手持探头不稳造成的微小位移导致重影。而在高频超声成像时,尤其是超声频率高于 35MHz 时,图像的分辨力可达到几十微米,因而微小的振动或探头的位移都会造成图像相对较大的变化。而操作人员很难将探头稳定在这一精度,因此难免产生重影,该缺点导致这一技术在高频超声成像中的应用受到限制。

[0005] 超声成像设备的探测深度与接收回声信息的接收时间成正比。普通超声成像设备的最大探测深度约为 18cm,对应每条扫描线的回声接收时间为 200 μ s 以上,因而一般换能器在一个位置停留时间 T 在 250 μ s 以上(见图 2)。而 35MHz 以上的超声成像设备的探测深度约为普通超声成像设备的十分之一,回声接收时间也约为前者的十分之一,也就是约 30 μ s 以内,其余约 80% 的时间为空闲等待状态(见图 3),这就为线平均技术的实现创造了必要条件。

发明内容

[0006] 针对上述情况,本发明提供可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法。本发明在不降低帧频的前提下,达到与帧平均技术同样的降噪效果,并且不会因此产生重影。

[0007] 为达到上述目的,本发明一种可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法,是在扫描区域内的每一扫描位置,超声换能器在停留时间 T 为 $150\mu s \sim 250\mu s$ 内连续等间隔地发射多次超声脉冲,采用线平均法对超声回声信息进行叠加平均运算处理后,作为该扫描位置的扫描线;完成整个扫描区域内所有扫描位置的扫描线后实现二维高频超声成像。

[0008] 进一步讲,本发明可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法,其中,所述超声换能器发射的多次超声脉冲经过由回声接收通道、缓冲选择器、多路开关、 N 个缓存器、加法器、线存储器和地址指针组成的电路;并包括以下步骤:

[0009] 在扫描区域内设定有 m 个扫描位置,超声换能器自扫描的初始位置 1 依次移动到最后一扫描位置 m ;超声换能器在每一扫描位置的停留时间 T 内连续等间隔地发射 N 个超声脉冲,并由回声接收通道接收超声回声信息,超声脉冲个数 N 、回声超声接收的时间 T_r 、停留时间 T 之间的关系是: $N \times T_r < T$, 其中, $N=2 \sim 8$;由缓冲选择器控制多路开关将所接收的 N 组超声回声信息依次暂存到缓存器 1 ~ 缓存器 N ;将 N 个缓存器中的 N 组超声回声信息同时读出,由加法器按照下述公式将 N 组超声回声信息进行叠加平均运算, $A_i = (A_{i1} + A_{i2} + \dots + A_{iN}) / N$, 其中, i 为当前扫描位置, i 的取值依次为 $1, 2, 3, \dots, m$, 从而形成当前条扫描线 A_i 的超声回声信息;将地址指针指向线存储器的当前扫描位置 i 的地址,将叠加后的当前条扫描线 A_i 的超声回声信息存至该地址位置,从而,完成了当前条扫描线的处理和存储;以此类推,完成 m 个扫描位置的扫描线 $A_1 \sim A_m$, 获得整个扫描区域的信息,形成二维超声图像。

[0010] 与现有技术相比,本发明的有益效果是:

[0011] 根据探测深度的不同,换能器在某一位置停留期间连续的、以大于回声接收时间为等间隔的发射 N 个超声脉冲 $A_{i1} \sim A_{iN}$, 如图 4, 本发明采用线平均法将 N 次探测获取的回声信息进行叠加平均,将使该条扫描线的回声信息中的随机噪声降低,理论上可提高信噪比 N 倍,其降噪效果与 N 次帧平均的效果相同,但却没有降低帧频,不影响成像的实时性。另外,由于参与平均计算的 N 次采样仅在时间 $T=150\mu s \sim 250\mu s$ 完成,在如此短的时间内很容易保持探头及组织相对静止,从而不会产生帧平均技术造成的重影现象。

附图说明

[0012] 图 1 是二维超声成像过程示意图;

[0013] 图 2 是普通超声扫描线采样时间示意图;

[0014] 图 3 是本发明高频浅表器官超声扫描线采样时间示意图;

[0015] 图 4 是本发明中线平均法扫描线多次发射、采样示意图;

[0016] 图 5 是本发明中实现线平均法处理的电路原理框图;

[0017] 图 6 是本发明实施例中实现线平均法处理的电路原理框图;

[0018] 图 7 是未经过线平均法进行处理的原始图像;

[0019] 图 8 是本发明实施例中取 $m=500$, $T=200\mu s$, $T_r=23\mu s$, $N=4$ 时的图像。

具体实施方式

[0020] 下面结合具体实施方式对本发明作进一步详细地描述。

[0021] 本发明可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法,是在扫描区域内的每一扫描位置,超声换能器在停留时间 T 为 $150\mu s \sim 250\mu s$ 内连续等间隔地发射多次超声脉冲,采样时采用线平均法对超声回声信息进行叠加平均运算处理,以期降低随机噪声,处理后作为该扫描位置的扫描线;完成整个扫描区域内所有扫描位置的扫描线后实现二维高频超声成像。如图 5 所示,所述超声换能器发射的多次超声脉冲经过由回声接收通道、缓冲选择器、多路开关, N 个缓存器、加法器、线存储器和地址指针组成的电路。

[0022] 本发明可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法,包括以下步骤:在扫描区域内设定有 m 个扫描位置,超声换能器自扫描的初始位置 1 依次移动到最后一扫描位置 m ;超声换能器在每一扫描位置的停留时间 T 内连续等间隔地发射 N 个超声脉冲,并由回声接收通道接收超声回声信息,超声脉冲个数 N 、回声超声接收的时间 T_r 、停留时间 T 之间的关系是: $N \times T_r < T$, 其中, $N=2 \sim 8$, 如图 3 所示;由缓冲选择器控制多路开关将所接收的 N 组超声回声信息依次暂存到缓存器 1 ~ 缓存器 N ;将 N 个缓存器中的 N 组超声回声信息同时读出,由加法器按照下述公式将 N 组超声回声信息进行叠加平均运算, $A_i = (A_{i1} + A_{i2} + \dots + A_{iN}) / N$, 其中, i 为当前扫描位置, i 的取值依次为 $1, 2, 3, \dots, m$, 从而形成当前条扫描线 A_i 的超声回声信息;将地址指针指向线存储器的当前扫描位置 i 的地址,将叠加后的当前条扫描线 A_i 的超声回声信息存至该地址位置,从而,完成了当前条扫描线的处理和存储;以此类推,完成 m 个扫描位置的扫描线 $A_1 \sim A_m$, 获得整个扫描区域的信息,形成二维超声图像。

[0023] 实施例:

[0024] 扫描线条数 $m=500$, 每条扫描线停留时间 $T=200\mu s$, 停留时间 T 内连续等间隔地发射超声脉冲的次数 $N=4$, 回声接收时间 $T_r=23\mu s$, 采集一幅图像的时间为 $100ms$ 。图 6 为实施例中线平均法处理的电路原理图,包括回声信息接收通道、缓存选择计数器、1—4 选择开关、缓存器 1 ~ 缓存器 4、加法器、线存储器和地址指针计数器。它们之间的相互位置或连接关系是:回声信息接收通道输出已变换为数字信号的 8 位回声信息,其输出接至缓存器 1 ~ 缓存器 4 的数据输入端,缓存选择计数器控制 1—4 选择开关,在时间 $T=200$ 内的 4 个发射周期依次选择将输入时钟 CK_{in} 送到缓存器 1 ~ 缓存器 4,缓存器 1 ~ 缓存器 4 为 4 个 $1024 \times 8bit$ 的 FIFO (先进先出存储器),每个缓存器仅在被选通的发射周期内接收数据,在缓存器 4 开始接收数据后,由输出时钟 CK_{out} 将缓存器 1 ~ 缓存器 4 的数据同时输出至加法器相加,加法器的输出接至线存储器,线存储器的地址由线地址指针计数器产生,每变换一个扫描位置线地址指针计数器加 1。

[0025] 在开始扫描时,超声换能器处于初始扫描位置,如图 1 中的 A_1 位置,开始发射超声并接收回声信号,如图 4 中的 A_{11} ,由缓存选择计数器控制多路开关将回声接收通道来的信号存入缓存器 1。再发射一束超声并接收回声信号,如图 4 中的 A_{12} ,缓存选择计数器通过多路开关将信号存入缓存器 2,依次进行此过程,直到发射完 4 次并将第 4 次的超声回声信息,如图 4 中的 A_{1N} 存至缓存器 4,将 4 个缓存器中的 4 组超声回声信息同时读出,由加法器将 4 组超声回声信息进行叠加平均运算,即: $A_1 = (A_{11} + A_{12} + A_{13} + A_{14}) / 4$, 从而形成第一条扫描线 A_1 的超声回声信息,如图 4 所示;将地址指针计数器指向线存储器的第一扫描位置 A_1 的

地址,将叠加后的第一条扫描线 A_1 的超声回声信息存至该地址位置,从而,完成了第一条扫描线的处理和存储;

[0026] 移动超声换能器至第二条扫描线的位置,如图 1 中的 A_2 位置,开始发射超声并接收回声信号,如图 4 中的 A_{21} ,由缓存选择计数器通过多路开关将回声接收通道来的信号存入缓存器 1。再发射一束超声并接收回声信号,如图 4 中的 A_{22} ,缓存选择计数器控制多路开关将信号存入缓存器 2,依次进行此过程,直到发射完 4 次并将第 4 次的回声信息,如图 4 中的 A_{2N} 存至缓存器 4,将 4 个缓存器中的 4 组超声回声信息同时读出,由加法器将 4 组超声回声信息进行叠加平均运算,即: $A_2 = (A_{21} + A_{22} + \dots + A_{24}) / 4$,从而形成第二条扫描线 A_2 的超声回声信息。如图 4 所示;将地址指针计数器加 1,指向线存储器的第二扫描位置 A_2 的地址,将叠加后的第二条扫描线 A_2 的超声回声信息存至该地址位置,从而,完成了第二条扫描线的处理和存储。

[0027] 依次移动换能器至图 1 中 A_3 、 A_4 、 A_5 ……,直至 A_{500} 位置,并在每一位置发射 4 次超声并接收回声信号,按上述方式叠加后存至线存储器的相应位置,图 5 中 A_3 、 A_4 ……, A_{500} 位置,完成整个扫描区域回声信息的叠加处理和存储,获得整个扫描区域的信息,形成二维超声图像,如图 8 所示。

[0028] 图 7 为未采用线平均叠加处理的原始图像,其扫描线条数 $m=500$,每条扫描线停留时间 $T=200 \mu s$,回声接收时间为 $T_r=23 \mu s$,采集一幅图像的时间为 100ms。可以看出图像未处理时有较大的背景噪声,一些微弱信号与背景噪声在同一水平,不易被分辨。

[0029] 图 8 是实施例采用线平均叠加法处理后形成的二维超声图像,降噪效果相当于 4 幅图像的叠加效果,背景噪声明显下降,一些微弱的信息被呈现出来,并且每一组参与叠加的回声信息的时间间隔在 $200 \mu s$ 左右,期间探头及人体组织发生位移的程度很小,因而不会产生重影。

[0030] 尽管上面结合图对本发明进行了描述,但是本发明并不局限于上述的具体实施方式,上述的具体实施方式仅仅是示意性的,而不是限制性的,本领域的普通技术人员在本发明的启示下,在不脱离本发明宗旨的情况下,还可以作出很多变形,这些均属于本发明的保护之内。

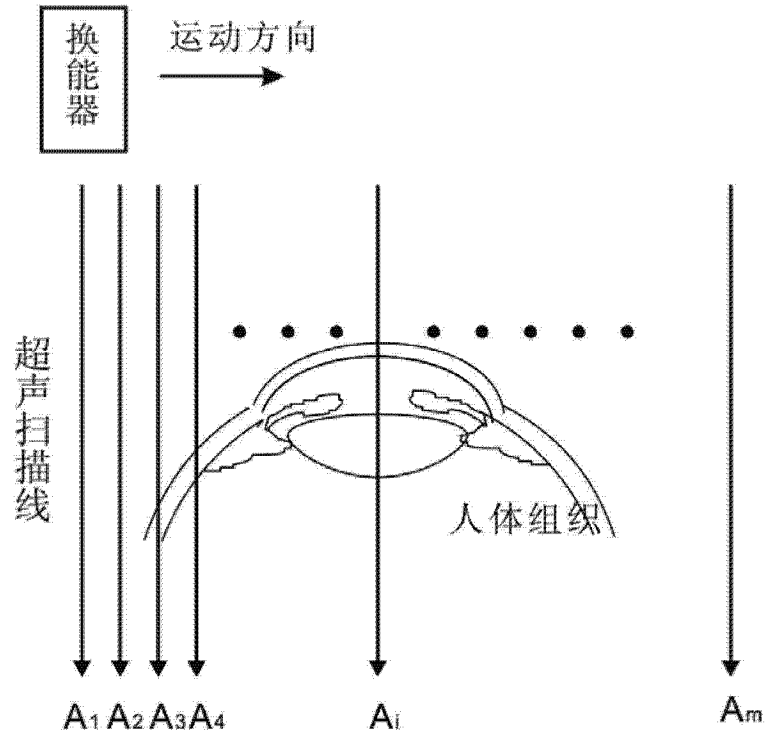


图 1

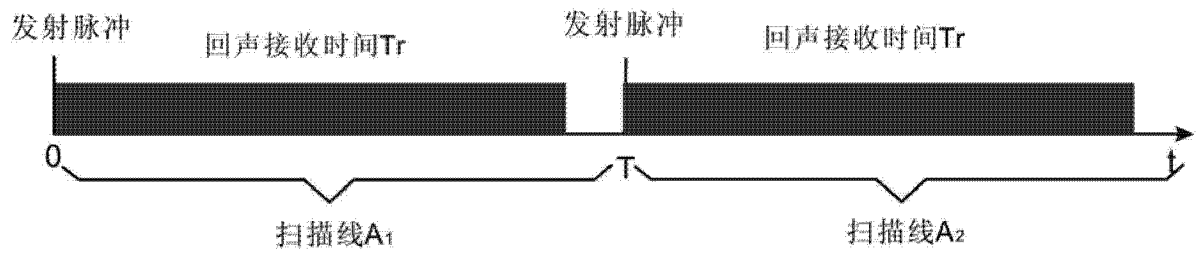


图 2

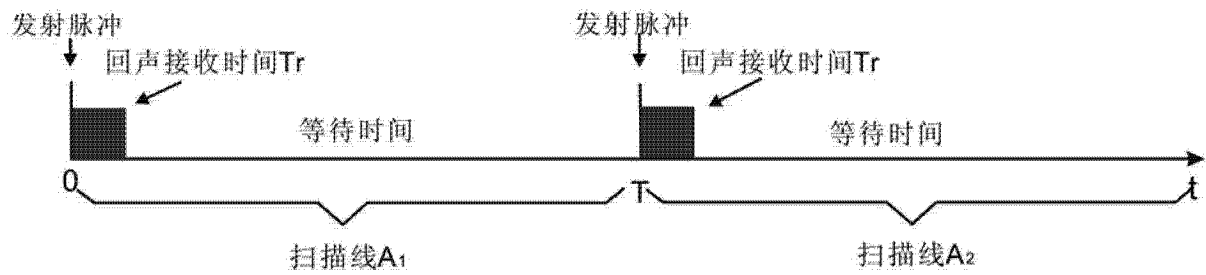


图 3

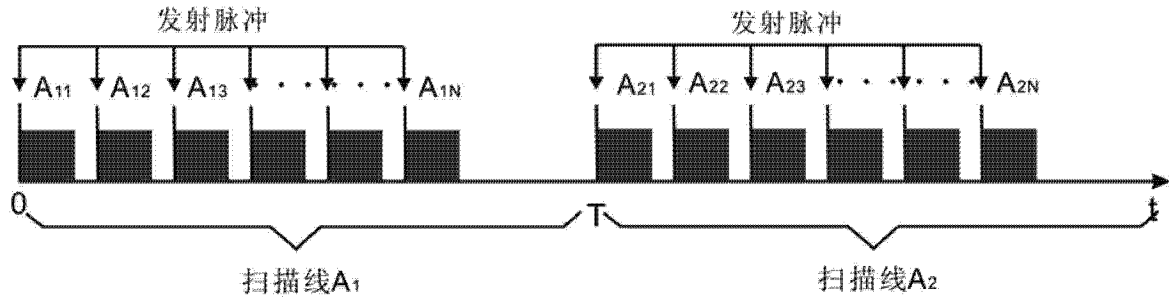


图 4

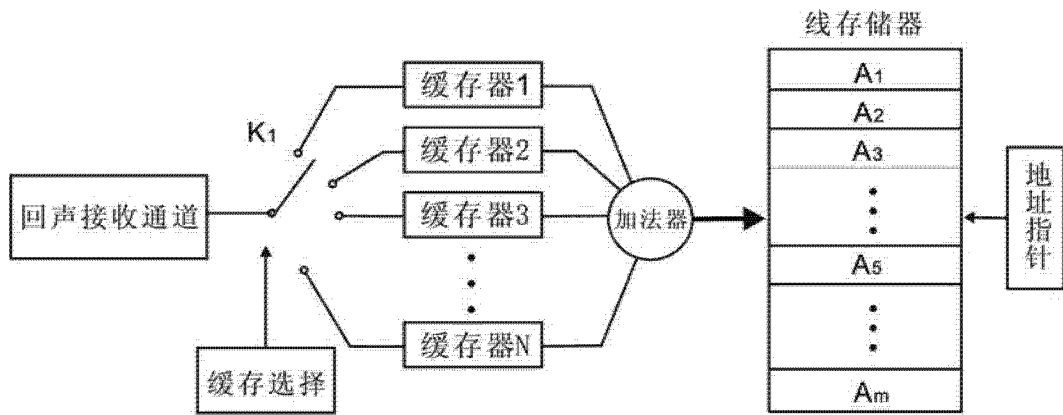


图 5

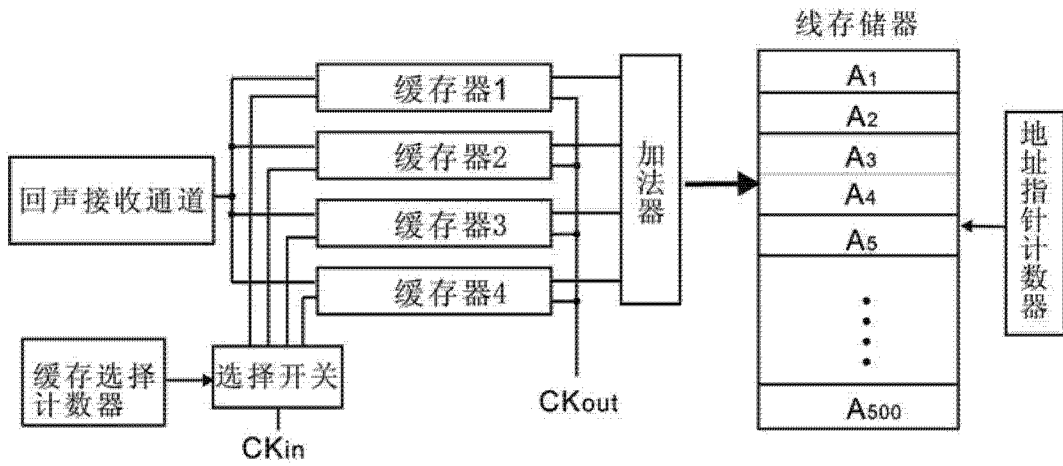


图 6

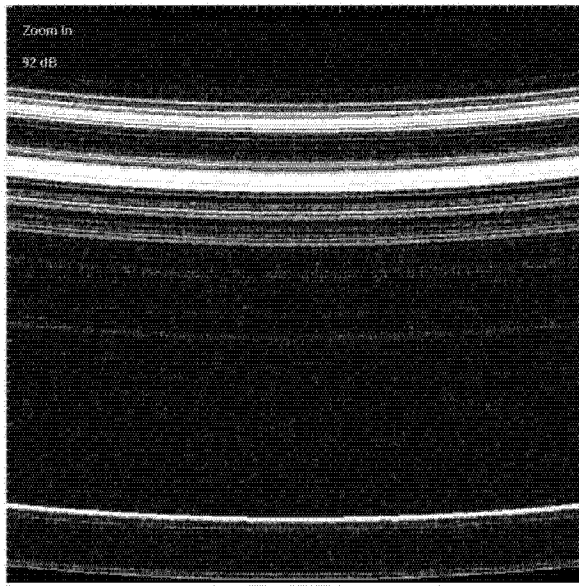


图 7

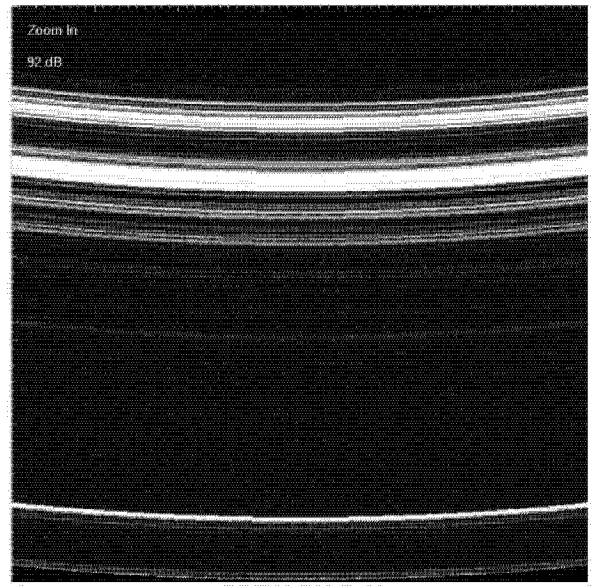


图 8

专利名称(译)	可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法		
公开(公告)号	CN103300888B	公开(公告)日	2014-12-17
申请号	CN201310164665.1	申请日	2013-05-07
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	杨军 宋学东 计建军 王延群		
发明人	杨军 宋学东 计建军 王延群		
IPC分类号	A61B8/00		
代理人(译)	李丽萍		
审查员(译)	谢楠		
其他公开文献	CN103300888A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种可以降低随机噪声的高频超声浅表器官成像方法，在扫描区域内的每一扫描位置，超声换能器在停留时间约为200 μ s内连续等间隔地发射N次超声脉冲，采用线平均法对超声回声信息进行叠加平均运算处理后，作为该扫描位置的扫描线；然后再移动扫描位置重复上述过程，直至完成所有扫描线后，实现二维高频超声成像。本发明采用线平均法将N次探测获取的回声信息进行叠加平均，将使该条扫描线的回声信息中的随机噪声降低，理论上可提高信噪比N倍，而且没有降低帧频，不影响成像的实时性。由于参与平均计算的N次采样时间约200 μ s，很容易保持探头及组织相对静止，从而不会产生帧平均技术造成的重影现象。

