



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103876780 A

(43) 申请公布日 2014. 06. 25

(21) 申请号 201410074468. 5

(22) 申请日 2014. 03. 03

(71) 申请人 天津迈达医学科技股份有限公司

地址 300384 天津市滨海新区天津市华苑产业区鑫茂科技园 C2-2-C

(72) 发明人 杨军 高旋 庞超 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 刘国威

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

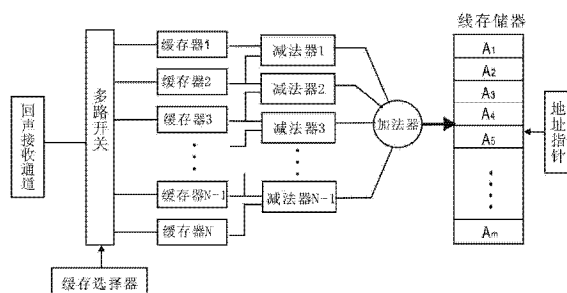
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

(54) 发明名称

高频超声血流灰阶成像方法及装置

(57) 摘要

本发明涉及医疗器械技术领域,为在采用单脉冲超声发射的前提下,实现浅表组织的血流灰阶成像,本发明采取的技术方案是,高频超声血流灰阶成像方法及装置,由超声换能器、回声接收通道、缓存选择器、多路开关, N 个缓存器、减法器、加法器、线存储器 and 地址指针计数器组成;超声换能器发射的 N 次超声单脉冲由回声接收通道接收,回声信息接收通道输出已变换为数字信号的回声信息,其输出接至缓存器 1 ~ N 的数据输入端,缓存选择器控制多路开关,将减法器的结果输出至加法器相加,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。本发明主要应用于医疗器械的设计制造。



1. 一种高频超声血流灰阶成像方法,其特征是,包括下列步骤: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 个超声单脉冲,并由回声接收通道接收超声回声信息 $A_{i1} \sim A_{iN}$,脉冲个数 N 、回声接收时间 t 、每一扫描位置的停留时间 T 符合如下关系:

$$N \times t < T \quad (1)$$

N 取到 $2 \sim 8$;

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,由减法器 and 加法器将 N 次探测获取的回声信息采用公式 2 进行运算;

$$A_i = |A_{i2} - A_{i1}| + |A_{i3} - A_{i2}| + \dots + |A_{iN} - A_{iN-1}| \quad (2)$$

其中, i 为当前扫描位置, i 的取值依次为 $1, 2, 3, \dots, m$,将地址指针指向线存储器的当前扫描位置 i 的地址,将运算后的当前条扫描线 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血流信息,形成二维超声血流图像。

2. 一种高频超声血流灰阶成像装置,其特征是,由超声换能器、回声接收通道、缓冲选择器、多路开关, N 个缓存器、减法器、加法器、线存储器和地址指针计数器组成:超声换能器发射的 N 次超声单脉冲由回声接收通道接收,回声信息接收通道输出已变换为数字信号的回声信息,其输出接至缓存器 1 ~ N 的数据输入端,缓存选择器控制多路开关,在 N 个发射周期依次选择将回声信息送到缓存器 1 ~ N ,缓存器 1 ~ N 为 N 个先进先出存储器 FIFO,每个缓存器仅在被选通的发射周期内接收数据,在缓存器 N 开始接收数据后,将缓存器 1 ~ N 的数据同时输出至减法器 1 ~ $N-1$,将减法器的结果输出至加法器相加,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。

3. 如权利要求 2 所述的高频超声血流灰阶成像装置,其特征是,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 $A_{i1} \sim A_{iN}$, N 取值 $2 \sim 8$ 。

高频超声血流灰阶成像方法及装置

技术领域

[0001] 本发明涉及医疗器械技术领域,具体讲,涉及高频超声血流灰阶成像方法及装置。

技术背景

[0002] 灰阶血流成像技术是近些年发展起来的一种血流成像技术。其原理是采用脉冲压缩技术(即编码技术)来实现信号增强,提取组织及血流的回声信息,用减去法提取血流中散射信号并成像。对于静止的组织,由于两幅图像的信息相同,因而相互抵消,对于由血流散射形成的回声,由于血流的运动而使两幅图像的回声信息有所不同,因而不能抵消。相减的结果保留了血流信息,从而检测出了血流。这种方法虽然不能定量地获得血流的速度和方向信息,却可获得与结构成像相同的分辨力,并且不受探测角度的限制,因此有着良好的应用前景。但是,由于血液的反向散射信号极弱,在普通超声结构成像中,血液近似于无回声区,其回声很难检出,因此采用编码发射技术来提高信噪比成为该技术应用的前提。但是,由于器件等因素的制约,超声频率越高,编码发射越难实现,因此限制了该技术在高频超声领域的应用。

发明内容

[0003] 为克服现有技术的不足,在采用单脉冲超声发射的前提下,实现浅表组织的血流灰阶成像。为此,本发明采取的技术方案是,高频超声血流灰阶成像方法,包括以下步骤:

[0004] 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 个超声单脉冲,并由回声接收通道接收超声回声信息 $A_{i1} \sim A_{iN}$,脉冲个数 N 、回声接收时间 t 、每一扫描位置的停留时间 T 符合如下关系:

$$[0005] \quad N \times t < T \quad (1)$$

[0006] N 取到 $2 \sim 8$;

[0007] 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,由减法器 and 加法器将 N 次探测获取的回声信息采用公式 2 进行运算;

$$[0008] \quad A_i = |A_{i2} - A_{i1}| + |A_{i3} - A_{i2}| + \dots + |A_{iN} - A_{iN-1}| \quad (2)$$

[0009] 其中, i 为当前扫描位置, i 的取值依次为 $1, 2, 3, \dots, m$,将地址指针指向线存储器的当前扫描位置 i 的地址,将运算后的当前条扫描线 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血流信息,形成二维超声血流图像。

[0010] 高频超声血流灰阶成像装置,由超声换能器、回声接收通道、缓冲选择器、多路开关, N 个缓存器、减法器、加法器、线存储器和地址指针计数器组成:超声换能器发射的 N 次超声单脉冲由回声接收通道接收,回声信息接收通道输出已变换为数字信号的回声信息,其输出接至缓存器 1 ~ N 的数据输入端,缓存选择器控制多路开关,在 N 个发射周期依次选

择将回声信息送到缓存器 1 ~ N, 缓存器 1 ~ N 为 N 个先进先出存储器 FIFO, 每个缓存器仅在被选通的发射周期内接收数据, 在缓存器 N 开始接收数据后, 将缓存器 1 ~ N 的数据同时输出至减法器 1 ~ N-1, 将减法器的结果输出至加法器相加, 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。

[0011] 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 $A_{i_1} \sim A_{i_N}$, $N=2 \sim 8$ 。

[0012] 本发明具备下列技术效果:

[0013] 无须采用编码发射技术提高血流回声信号强度,, 仅采用高频单脉冲超声即可实现高频超声浅表组织血流成像; 采用多次发射, 两两相减并累加, 可以加大图像亮度与血流速度的相关程度。

附图说明

[0014] 图 1 是本发明中实现线血流灰阶成像的电路原理框图;

[0015] 图 2 是二维超声扫描程示意图;

[0016] 图 3 高频浅表组织血流灰阶成像多次发射、采样示意;

[0017] 图 4 是本发明实施例中实现血流灰阶成像的电路原理框图;

[0018] 图 5 是本发明实施例中取 $m=600$, $T=200 \mu s$, $N=4$ 时的图像;

[0019] 图 6 正常的高频超声二维结构成像。

具体实施方式

[0020] 研究表明, 血流的回声主要是由红细胞对超声的散射形成的, 并且在波长远大于红细胞半径的条件下, 基本符合瑞利散射的规律。已知正常红细胞的半径平均在 $3.5 \mu m$ 左右, 因此可推算出符合瑞利散射条件的超声频率为 $f \leq 34 MHz$ 。根据瑞利散射公式可推导出红细胞的反向散射系数 T_s 为:

$$[0021] \quad T_s = \frac{25}{36} \times \frac{\omega^4 a^6}{c^4}$$

[0022] a 为红细胞的半径;

[0023] ω 为超声角频率;

[0024] c 为声速。

[0025] 可见, 在符合瑞利散射条件下, 当散射体半径 a 一定时, 反向散射系数与频率的 4 次方成正比。由此可知, 理论上频率越高, 反向散射越强, 因此可以通过提高超声频率来增强血流的回声信息, 而不一定采用编码发射技术来提高回声信号。

[0026] 另一方面, 超声成像的分辨力与超声频率成正比, 因此高频超声被用来实现对皮肤等浅表器官的精细成像。

[0027] 鉴于以上分析, 在高频超声浅表组织成像时, 血流的回声信息会强于低频超声成像时, 因而在此条件下, 可以采用单脉冲超声即可获得丰富的血流信号, 从而具备了血流灰阶成像的条件。

[0028] 血流的速度会影响两次采样的差异程度, 当血流速度较慢时两次采样的信息差别

较小,血流速度越快,差别越大,成像时信号也越强,当血流速度达到一定水平时,图像亮度达到一个极值,即使血流速度再增加,亮度也不再变化,而是保持在这一极限水平。采用多次采样,两两相减,将差值的绝对值累加,可加大图像亮度与血流速度的相关范围。

[0029] 本发明高频超声血流灰阶成像方法,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、减法器、加法器、线存储器和地址指针组成的电路(如图1);并包括以下步骤:

[0030] 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(如图2);超声换能器在每一扫描位置的停留时间T内连续等间隔(大于回声接收时间)地发射N个超声单脉冲,并由回声接收通道接收超声回声信息 $A_{i1} \sim A_{iN}$ (如图3),脉冲个数N、回声接收时间t、一条扫描线停留时间T符合如下关系:

$$[0031] \quad N \times t < T \quad (1)$$

[0032] 一般情况下N可以取到2~8。

[0033] 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,由减法器 and 加法器将N次探测获取的回声信息采用公式2进行运算,理论上可抵消固定组织的回声信息,保留血流信息。

$$[0034] \quad A_i = |A_{i2} - A_{i1}| + |A_{i3} - A_{i2}| + \dots + |A_{iN} - A_{iN-1}| \quad (2)$$

[0035] 其中,i为当前扫描位置,i的取值依次为1,2,3……m,将地址指针指向线存储器的当前扫描位置i的地址,将运算后的当前条扫描线 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血流信息,形成二维超声血流图像。

[0036] 下面结合附图和具体实施方式进一步详细说明本发明。

[0037] 实施例:

[0038] 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单脉冲的次数 $N=4$ 。图4为实施例中血流信息处理的电路原理图,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、减法器1~减法器3、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CKin送到缓存器1~缓存器4,缓存器1~缓存器4为4个 $1024 \times 8\text{bit}$ 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CKout将缓存器1~缓存器4的数据同时输出至减法器1~减法器3,将减法器的结果输出至加法器相加,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。

[0039] 在开始扫描时,超声换能器处于初始扫描位置,如图2中的 A_1 位置,开始发射超声并接收回声信号,如图3中的 A_{11} ,由缓存选择计数器控制选择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3中的 A_{12} ,缓存选择计数器通过选择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3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,由减法器 and 加法器将4组超声回声信息进行运算,即: $A_1 = |A_{12} - A_{11}| + |A_{13} - A_{12}| + |A_{14} - A_{13}|$,从而形成第一条扫

描线 A_1 的超声血流回声信息 ; 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 A_1 存至该地址位置, 从而, 完成了第一条扫描线的处理和存储 ;

[0040] 移动超声换能器至第二条扫描线的位置, 如图 2 中的 A_2 位置, 开始发射超声并接收回声信号, 如图 3 中的 A_{21} , 由缓存选择计数器通过选择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 3 中的 A_{22} , 缓存选择计数器控制选择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 3 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, 由减法器 and 加法器将 4 组超声回声信息进行运算, 即: $A_2 = |A_{22} - A_{21}| + |A_{23} - A_{22}| + |A_{24} - A_{23}|$, 从而形成第二条扫描线 A_2 的超声血流回声信息。如图 3 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, 将运算后的第二条扫描线 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。

[0041] 依次移动换能器至图 2 中 A_3 、 A_4 、 A_5 ……, 直至 A_{600} 位置, 并在每一位置发射 4 次超声并接收回声信号, 按上述方式运算后存至线存储器的相应位置 (图 4 中 A_3 、 A_4 ……, A_{500} 位置), 完成整个扫描区域血流回声信息的处理和存储, 获得整个扫描区域的信息, 形成二维超声图像, 如图 5 所示。

[0042] 图 6 为手背静脉的高频超声声像图, 图 5 为实施例所获得的同一部位的超声血流图像, 可以看出原本较强的固定组织的回声因运算时基本相互抵消而呈现低亮度, 而原本较弱的血流散射回声经运算后呈现相对较高的亮度, 从而实现了高频超声血流成像。

[0043] 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。

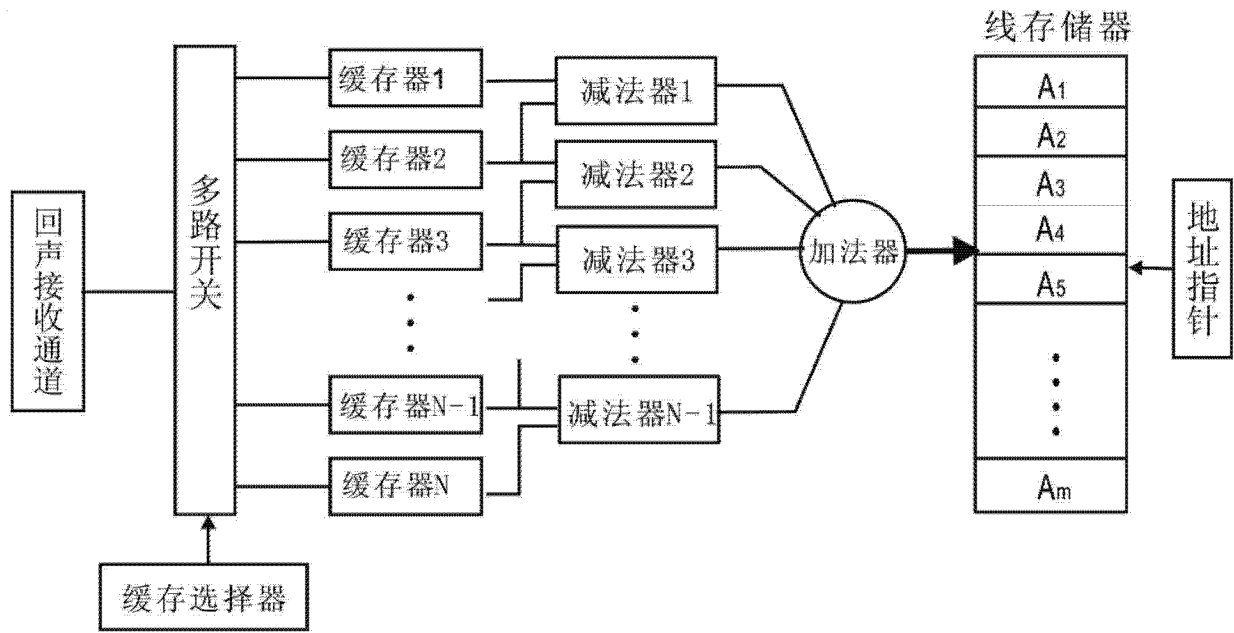


图 1

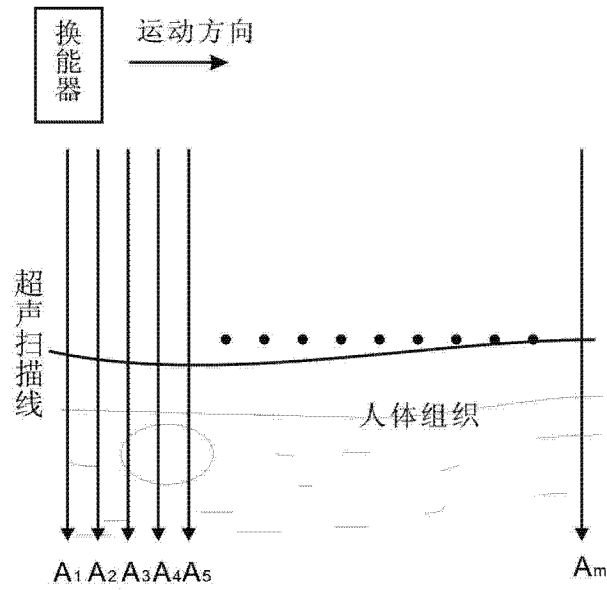


图 2

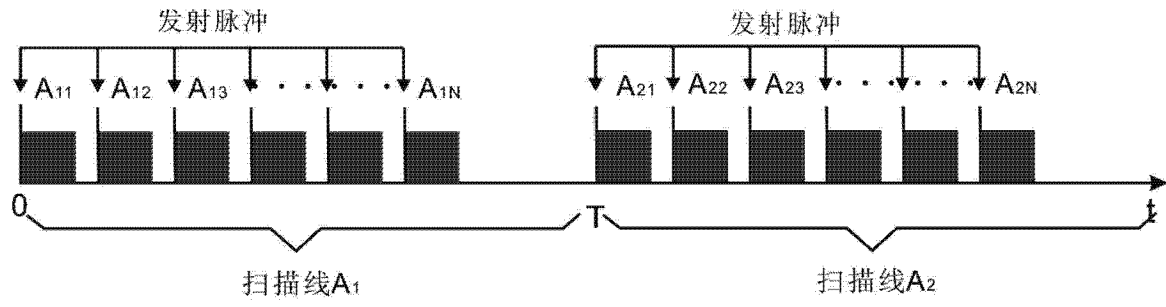


图 3

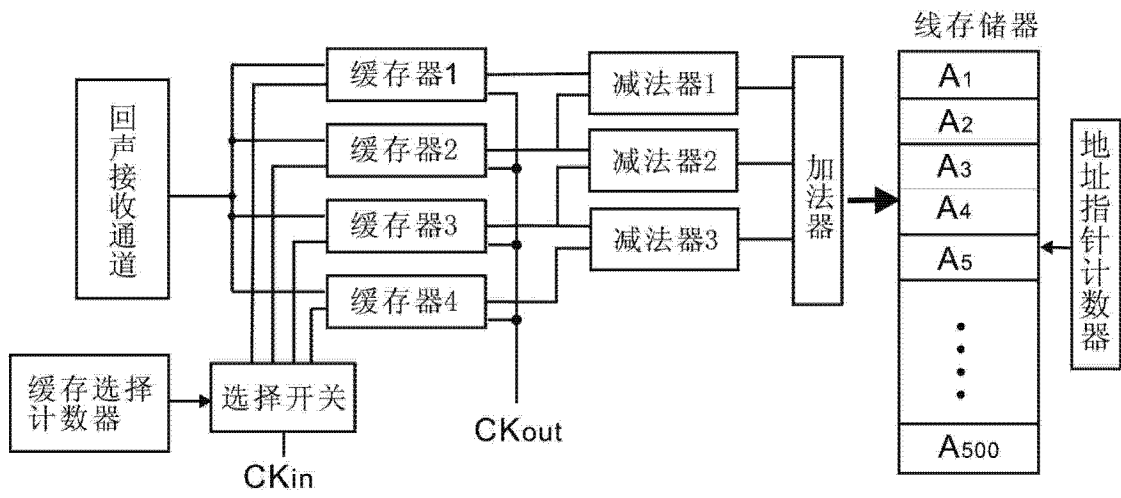


图 4

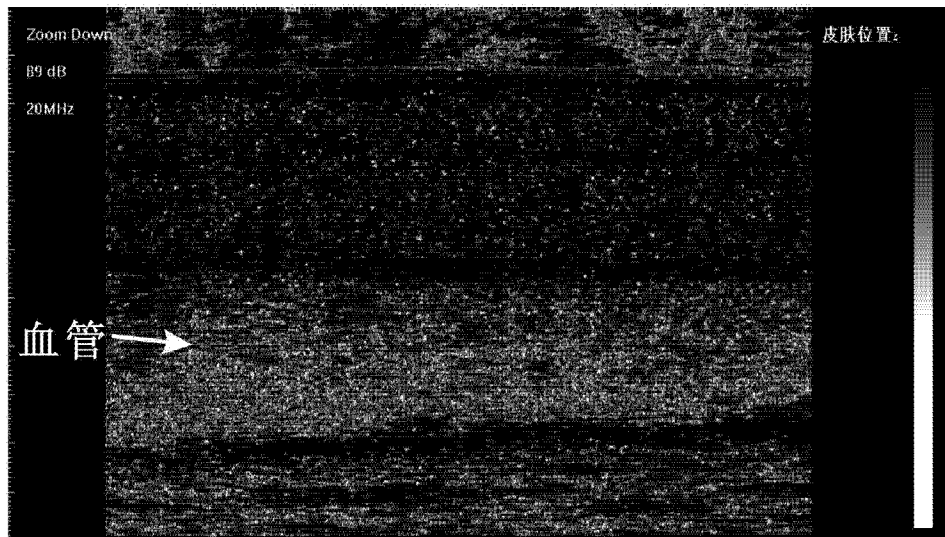


图 5

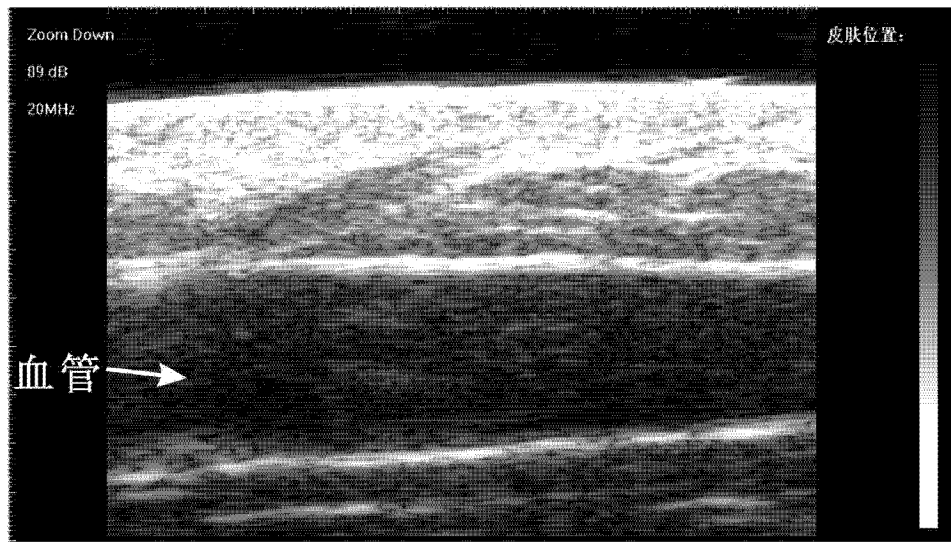


图 6

专利名称(译)	高频超声血流灰阶成像方法及装置		
公开(公告)号	CN103876780A	公开(公告)日	2014-06-25
申请号	CN201410074468.5	申请日	2014-03-03
[标]申请(专利权)人(译)	天津迈达医学科技有限公司		
申请(专利权)人(译)	天津迈达医学科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	天津迈达医学科技股份有限公司		
[标]发明人	杨军 高旋 庞超 宋学东 计建军 王延群		
发明人	杨军 高旋 庞超 宋学东 计建军 王延群		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	刘国威		
其他公开文献	CN103876780B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及医疗器械技术领域，为在采用单脉冲超声发射的前提下，实现浅表组织的血流灰阶成像，本发明采取的技术方案是，高频超声血流灰阶成像方法及装置，由超声换能器、回声接收通道、缓冲选择器、多路开关，N个缓存器、减法器、加法器、线存储器 and 地址指针计数器组成：超声换能器发射的N次超声单脉冲由回声接收通道接收，回声信息接收通道输出已变换为数字信号的回声信息，其输出接至缓存器1~N的数据输入端，缓存选择器控制多路开关，将减法器的结果输出至加法器相加，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。本发明主要应用于医疗器械的设计制造。

