



[12] 发明专利说明书

[21] ZL 专利号 03104761.0

[45] 授权公告日 2005 年 2 月 23 日

[11] 授权公告号 CN 1190753C

[22] 申请日 2003.2.28 [21] 申请号 03104761.0

[71] 专利权人 清华大学

地址 100084 北京市北京 100084 - 82 信箱

[72] 发明人 彭旗宇 高上凯

审查员 杜 轶

权利要求书 1 页 说明书 4 页 附图 1 页

[54] 发明名称 基于 $\Delta - \Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法

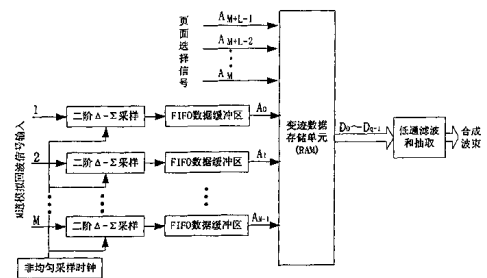
却更简单，而且图像质量好于无变迹的 $\Delta - \Sigma$ 变换法。

[57] 摘要

基于 $\Delta - \Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法属于数字化医学超声图像处理技术领域。其特征在于：它在非均匀采样和 $\Delta - \Sigma$ 变换的基础上引入了通过一个数据存储单元用多存储页面寻址方法来实现动态接收变迹以抑制阵列孔径引起的衍射瓣，改善超声图像的质量。它把 $\Delta - \Sigma$ 采样的数据作为变迹存储单元的地址输入，把按下式计算出的焦点 p 的变迹数据 $DATA_p(A_0, A_1, \dots, A_{M-1}) =$

$$round \left(k_p \times \sum_{i=0}^{M-1} A_i W_p(i) \right)$$

存入相应的存储单元，其中， A_i 是 $\Delta - \Sigma$ 采样输出， $W_p(i)$ 是变迹系数， k_p 是比例系数；再通过页面选择信号从相应存储单元中选择不同焦点 p 的变迹数据形成数据流输出，经低通滤波和抽取后形成合成波束。它和基于普通模/数转换的动态接收变迹法有同样效果，但线路



1. 基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法, 含有非均匀采样和 $\Delta-\Sigma$ 变换的步骤, 其特征在于: 它在非均匀采样和 $\Delta-\Sigma$ 变换的基础上, 引入了通过一个数据存储单元用多存储页面寻址方法来实现动态接收变迹以抑制阵列孔径引起的衍射瓣, 改善超声图像的质量, 它依次含有以下步骤:

(1). 当模拟通道数为 N 时, 把模拟回波信号中对称的两道合并为一道, 使模拟回波信号通道数与变迹数据存储单元的地址线数 M 一致, 其中:

$$M = \begin{cases} N/2 & N \text{ 为偶数} \\ (N+1)/2 & N \text{ 为奇数} \end{cases};$$

(2). 对 M 个模拟回波信号通道上的信号做非均匀采样并进行二阶 $\Delta-\Sigma$ 变换;

(3). 把步骤(2)得到的采样信号, 送入先进先出数据存储单元;

(4). 把 $\Delta-\Sigma$ 采样的数据 $A_i, i=0, \dots, M-1$, 作为变迹数据存储单元的地址输入, 用多存储页面寻址方法, 进行动态接收变迹, 依次得出数据流 $D_0 \sim D_{q-1}$, 然后进行低通滤波和抽取而形成合成波束; 它依次含有以下步骤:

(4.1). 按照下列公式计算接收焦点 $p, p=1, 2, \dots, p$, 的变迹数据, 存入相应的大小为 2^M 字节的各存储单元内:

$$\text{DATA}_p(A_0, A_1, \dots, A_{M-1}) = \text{round} \left(k_p \times \sum_{i=0}^{M-1} A_i W_p(i) \right)$$

其中, $W_p(i)$ 是接收焦点 p 对应的变迹系数, 是一种窗函数, 其宽度与接收焦点 p 的位置有关, 接收焦点 p 变化时, 窗函数的宽度随之变化, $W_p(i)$ 也随之改变;

round为四舍五入运算;

k_p 是接收焦点 p 对应的比例系数, 当存储单元输出数据位数为 q 时, 取 k_p 为:

$$k_p = \frac{2^q}{\sum_{i=0}^{M-1} W_p(i)}$$

(4.2). 通过页面选择信号 $A_M, \dots, A_{M+L-2}, A_{M+L-1}$ 从相应存储单元中选择不同焦点 p 的变迹数据, 所述页面选择信号数 $L = \text{floor}(\log_2 P) + 1$;

其中, floor为取整运算。

2. 根据权利要求1所述的基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法, 其特征在于: 所述的 $W_p(i)$ 是Hamming即哈明窗函数, 或Hanning即汉宁窗函数。

基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法

技术领域

基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法属于数字化医学超声图像处理技术。

背景技术

决定数字化医学超声成像系统图像质量的最关键部分是前端的设计。设计优良的数字化前端，能在大大减轻后处理的负担的同时，提高图像的质量。多位模/数转换(ADC)采样的数字化前端技术已经比较成熟，能够提供良好的图像质量。中高档数字化医学超声成像系统多采用这种技术。

$\Delta-\Sigma$ 变换又称为 $\Sigma-\Delta$ 变换和反馈量化，是一种通过提高采样率和增加反馈环节来减少量化误差的技术。GE公司于1993年首次提出了基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的过采样波束形成技术，并取得了美国专利。美国密歇根大学的Freeman对GE公司的设计方案进行了改进，于1999年、2001年获得了两项美国专利。在Freeman的设计的基础上，土耳其的Karaman于1999年提出了基于非均匀采样和 $\Delta-\Sigma$ 变换的设计方案。

与多位ADC采样技术相比，过采样波束形成技术比较简单，能够在保证图像质量的同时，降低线路的复杂性和后继数字信号处理计算量的大小，适合于在便携式和基于PC的超声成像系统中应用。

接收变迹技术可以抑制阵列孔径引起的衍射瓣，改善超声图像的质量。现有的基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的数字化超声波束形成技术，均不能实现超声回波接收变迹。

发明内容

本发明的目的在于提供一种用以抑制阵列孔径引起的衍射瓣，改善超声图像质量的基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法。现作如下说明：

超声孔径阵列中，所有的阵元同时受到同样大小的脉冲的激励时，等效于无限大的发射孔径被空间矩形窗加权，其空间响应为 $\sin(x)/x$ ，旁瓣较大，降低了超声图像的信噪比。用Hamming(哈明)、Hanning(汉宁)等窗函数对发射激励脉冲进行加权，可以降低旁瓣，提高超声图像的信噪比。这种通过对发射激励脉冲进行加权来抑制发射波束的旁瓣的方法，称为发射变迹。

根据互易原理，用Hamming(哈明)、Hanning(汉宁)等窗函数对接收孔径上各阵元接收到的回波信号进行加权，可以降低接收孔径空间响应的旁瓣，提高超声图像的信噪比。这种通过对接收孔径上各阵元接收到的回波信号进行加权，来降低接收孔径空间响应旁瓣的方法，称为接收变迹。

通过在近场采用小的接收孔径，在远场采用较大的接收孔径，使F/Number(焦点/阵元数目)保持恒定的技术称为动态接收孔径技术。动态接收孔径技术能够改善近场的声学特性，提高近场的图像质量。动态孔径技术中进行变迹时，接收孔径大小不同时，接收变迹函数也

需要相应变化。接收变迹函数随接收孔径变化的技术，称为接收动态变迹。

本发明的特征在于：它在非均匀采样和 $\Delta-\Sigma$ 变换的基础上，引入了通过一个数据存储单元用多存储页面寻址方法来实现动态接收变迹以抑制阵列孔径引起的衍射瓣，改善超声图像的质量，它依次含有以下步骤：

(1). 当模拟通道数为 N 时，把模拟回波信号中对称的两道合并为一道，使模拟回波信号通道数与变迹数据存储单元的地址线数 M 一致，其中：

$$M = \begin{cases} N/2 & N \text{ 为偶数} \\ (N+1)/2 & N \text{ 为奇数} \end{cases};$$

(2). 对 M 个模拟回波信号通道上的信号做非均匀采样并进行二阶 $\Delta-\Sigma$ 变换；

(3). 把步骤(2)得到的采样信号，送入先进先出(FIFO)数据存储器；

(4). 把 $\Delta-\Sigma$ 采样的数据 $A_i (i=0, \dots, M-1)$ 作为变迹数据存储单元的地址输入，用多存储页面寻址方法，进行动态接收变迹，依次得出数据流 $D_0 \sim D_{q-1}$ ，然后进行低通滤波和抽取而形成合成波束；它依次含有以下步骤：

(4.1). 按照下列公式计算接收焦点 $p (p=1, 2, \dots, P)$ 的变迹数据，存入相应的大小为 2^M 字节的各存储单元内：

$$\text{DATA}_p(A_0, A_1, \dots, A_{M-1}) = \text{round} \left(k_p \times \sum_{i=0}^{M-1} A_i W_p(i) \right),$$

其中， $W_p(i)$ 是接收焦点 p 对应的变迹系数，是一种窗函数，其宽度与接收焦点 p 的位置有关，接收焦点 p 变化时，窗函数的宽度随之变化， $W_p(i)$ 也随之改变；

round 为四舍五入运算；

k_p 是接收焦点 p 对应的比例系数，当存储单元输出数据位数为 q 时，取 k_p 为：

$$k_p = \frac{2^q}{\sum_{i=0}^{M-1} W_p(i)},$$

(4.2). 通过页面选择信号 $A_M, \dots, A_{M+L-2}, A_{M+L-1}$ 从相应存储单元中选择不同焦点 p 的变迹数据，所述页面选择信号数 $L = \text{floor}(\log_2 P) + 1$ ；

其中，floor 为取整运算。

所述的 $W_p(i)$ 是Hamming 或Hanning 窗函数。

实验证明：本发明取得了和多位ADC方法相同的效果。

附图说明

图1. 用基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的数字化超声动态接收变迹方法形成合成波束的示意图。

图2. 多存储页面寻址实现动态接收变迹的示意图。

图3. 仿真实验结果图。

具体实施方式

本发明通过一个数据存储单元来实现接收变迹。数据存储单元内为接收变迹、求和运算的计算结果。实时处理回波数据时，将 $\Delta-\Sigma$ 采样的结果（1bit 的二进制数）作为存储单元的地址输入，依次读出的数据流即为经过接收变迹加权的合成波束。

设模拟通道数为 N ，考虑到对称性，可以将模拟回波信号中对称的两道合并为一道，故变迹数据存储单元的地址线数目为（参见图 1）：

$$M = \begin{cases} N/2 & N \text{ 为偶数} \\ (N+1)/2 & N \text{ 为奇数} \end{cases}$$

接收焦点 p ($p=1,2,\dots,P$) 接收变迹时，需要的存储单元的大小为 2^M 字节。存储单元内的数据通过下式计算得到：

$$\text{DATA}_p(A_0, A_1, \dots, A_{M-1}) = \text{round} \left(k_p \times \sum_{i=0}^{M-1} A_i W_p(i) \right),$$

其中， $W_p(i)$ 是接收焦点 p 对应的变迹系数，可以为 Hamming、Hanning 等窗函数。

round 为四舍五入运算。

k_p 是接收焦点 p 对应的比例系数，设置适当的 k_p ，可以得到较高的接收变迹处理精度。当存储单元输出数据位数为 q 时，取 k_p 为：

$$k_p = \frac{2^q}{\sum_{i=0}^{M-1} W_p(i)},$$

更改变迹函数时，需要重新计算并刷新存储单元内的 DATA 值。

本发明通过多存储页面寻址技术，实现接收动态变迹（保持 F/Number 恒定）。图 2 是多存储页面寻址实现接收动态变迹的示意图。

P 个接收焦点（即 P 种接收孔径）的接收动态变迹时，需要的存储单元容量为单个焦点接收变迹时的 P 倍。地址为 $0 \sim 2^M - 1$ 的存储空间内存放焦点 1 的变迹数据；地址为 $2^M \sim 2^{M+1} - 1$ 的存储空间内存放焦点 2 的变迹数据；依次类推，地址为 $(P-1) \times 2^M \sim P \times 2^{M+1} - 1$ 的存储空间内存放焦点 P 的变迹数据。

动态接收变迹时，通过页面选择信号来从存储单元中选择不同焦点的变迹系数。 P 个接收焦点的接收动态变迹时，需要的页面选择信号的数目为：

$$L = \text{floor}(\log_2 P) + 1,$$

其中，floor 为取整运算。

接收动态变迹时，接收焦点 p 对应的变迹系数 $W_p(i)$ 的宽度与接收焦点 p 的位置有关，接收焦点 p 越远，窗函数越宽。例如，变迹函数为 Hamming 窗时，接收焦点 p 对应的变迹系数 $W_p(i)$ 为：

$$W_p(i) = \begin{cases} 0.51 + (1 - 0.51) \cos\left(\frac{2\pi}{Number} \left(i - \frac{Number - 1}{2}\right)\right) & 0 \leq i \leq (Number - 1) \\ 0 & \text{其它} \end{cases},$$

其中, $Number$ 为阵元数目。接收焦点 p 改变时, $Number$ 需要随之改变, 使得焦点位置与阵元数目的比值保持恒定, $W_p(i)$ 的值也相应地发生变化。

作为一个实施的例子, 我们完成了基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的数字化超声波束形成中的一个焦点接收变迹的仿真实验。探头中心频率 $f_0 = 3.5\text{MHz}$, 实验数据为实时非均匀采样采集的 16 道模拟回波信号, 合成信号的采样率为 $f_s = 20\text{MHz}$ 。变迹函数采用长度为 16 的 Hamming 窗。存储单元输出数据位数为 $q = 8$, 取 $k = 62.6$ 。

图 3 是仿真实验的结果:

图 3 (a) 是 8 路模拟回波信号 (16 道的回波信号中对称的两道合并为一道)。

图 3 (b) 是 8 位 ADC 方法接收变迹合成的信号和 $\Delta-\Sigma$ 变换技术接收变迹合成的信号的效果比较。波形 I 是 8 位 ADC 方法接收变迹合成的信号, 为了便于比较, 8 位 ADC 方法接收变迹合成的信号也乘了 $k = 62.6$; 波形 II 是 $\Delta-\Sigma$ 变换技术接收变迹合成的信号。波形 I 和波形 II 完全重合。

实验获得了成功, 基于 $\Delta-\Sigma$ 变换的数字化超声波束形成中实现了接收变迹。方法达到既定目的。

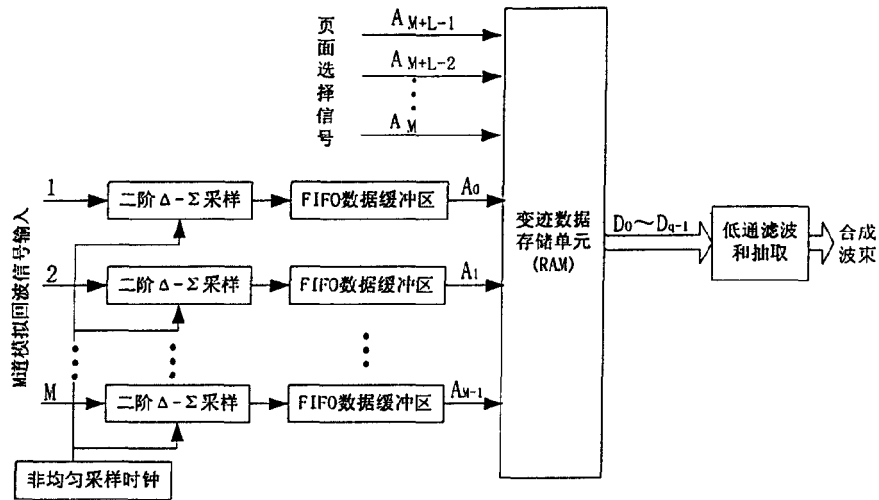


图 1

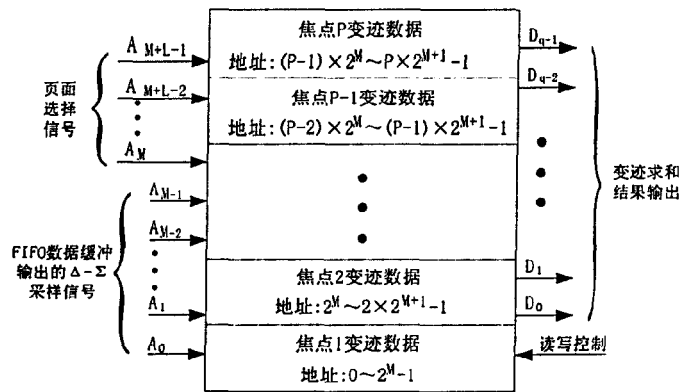


图 2

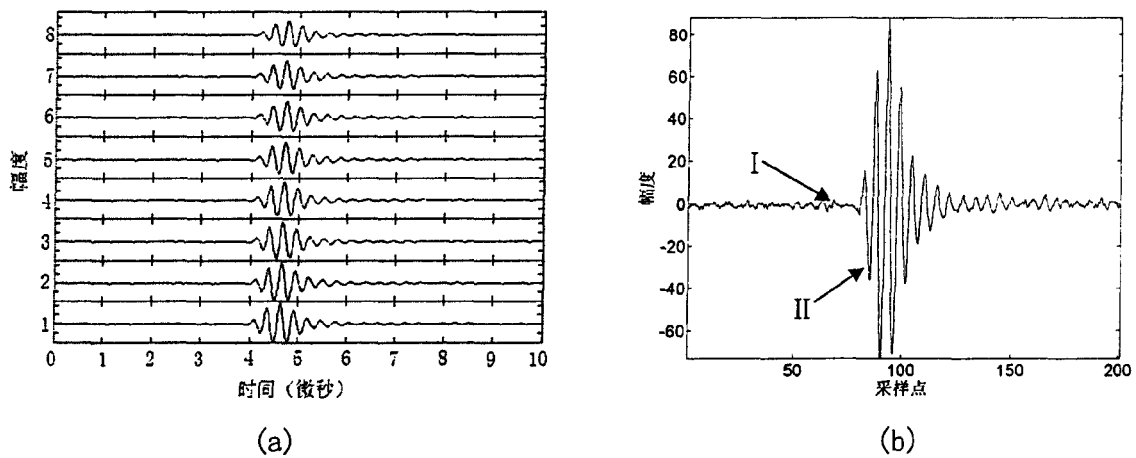


图 3

专利名称(译)	基于 $\Delta - \Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法		
公开(公告)号	CN1190753C	公开(公告)日	2005-02-23
申请号	CN03104761.0	申请日	2003-02-28
[标]申请(专利权)人(译)	清华大学		
申请(专利权)人(译)	清华大学		
当前申请(专利权)人(译)	清华大学		
[标]发明人	彭旗宇 高上凯		
发明人	彭旗宇 高上凯		
IPC分类号	A61B8/00 G06F12/02 G06T1/00		
其他公开文献	CN1431624A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

基于 $\Delta - \Sigma$ 变换的超声动态接收变迹方法属于数字化医学超声图像处理技术领域。其特征在于：它在非均匀采样和 $\Delta - \Sigma$ 变换的基础上引入了通过一个数据存储单元用多存储页面寻址方法来实现动态接收变迹以抑制阵列孔径引起的衍射瓣，改善超声图像的质量。它把 $\Delta - \Sigma$ 采样的数据作为变迹存储单元的地址输入，把按下式计算出的焦点 p 的变迹数据存入相应的存储单元，其中， A_i 是 $\Delta - \Sigma$ 采样输出， $W_p(i)$ 是变迹系数， k_p 是比例系数；再通过页面选择信号从相应存储单元中选择不同焦点 p 的变迹数据形成数据流输出，经低通滤波和抽取后形成合成波束。它和基于普通模/数转换的动态接收变迹法有同样效果，但线路却更简单，而且图像质量好于无变迹的 $\Delta - \Sigma$ 变换法。

