



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 103536316 B

(45) 授权公告日 2015.03.04

(21) 申请号 201310431709.2

(22) 申请日 2013.09.22

(73) 专利权人 华中科技大学

地址 430074 湖北省武汉市洪山区珞喻路 1037 号

(72) 发明人 尉迟明 丁明跃 许梦玲

(74) 专利代理机构 华中科技大学专利中心 42201

代理人 朱仁玲

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006.01)

(56) 对比文件

WO 2010/100868 A1, 2010.09.10, 参见说明书第【0005】—【0034】段.

JP 2002534184 A, 2002.10.15,

US 2009099456 A1, 2009.04.16,

CN 1817309 A, 2006.08.16, 全文.

US 5910115 A, 1999.06.08, 参见说明书第 2

栏第 15—63 行,说明书第 3 栏第 3 行—第 5 栏第 35 行,第 6 栏第 1 行—第 40 行,说明书附图 1—附图 4.

US 2006173312 A1, 2006.08.03, 全文.

许琴,王平. 广义相干系数的合成聚焦成像.《计算机工程与应用》.2012,第 48 卷(第 26 期),118-122.

王平,许琴. 最小方差波束形成与基于最小方差相干系数融合的超声成像方法.《重庆大学学报》.2013,第 36 卷(第 1 期),81-84.

审查员 桂叶晨

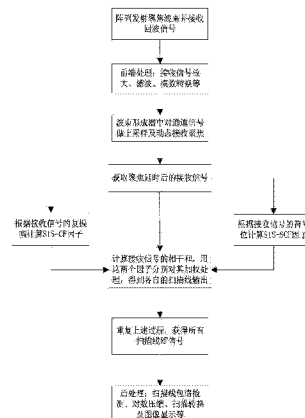
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

一种空时平滑相干因子类自适应超声成像方法

(57) 摘要

本发明公开了一种空时平滑相干因子类自适应超声成像方法,包括以下步骤:(1)波束形成前处理;(2)波束形成处理,包括对各通道接收信号进行延时聚焦,根据延时处理后的通道接收信号计算空时平滑相干因子类的相干因子值,利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理,得到每条扫描线的波束形成输出;(3)波束形成后处理,包括对扫描线进行包络检测、对数压缩、扫描转换及显示。本发明能够抑制旁瓣和减少声杂乱,提高图像的对比度,并显著地消除伪影并提高成像质量,而且计算复杂度较低,易于在硬件中实现。



1. 一种空时平滑相干因子类自适应超声成像方法,包括以下步骤:

(1) 波束形成前处理;

(2) 波束形成处理,包括对各通道接收信号进行延时聚焦,根据延时处理后的通道接收信号计算空时平滑相干因子类的相干因子值,利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理,得到每条扫描线的波束形成输出;

(3) 波束形成后处理,包括对扫描线进行包络检测、对数压缩、扫描转换及显示,

其中,所述相干因子为空时平滑相干因子 (spatio-temporally smoothed coherence factor, StS-CF),定义如下:

$$\text{StS-CF}[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \left| \sum_{l=0}^{M-L} \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m[n+k] \right|^2}{(M-L+1) \sum_{k=-K}^K \sum_{l=0}^{M-L} \left| \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m[n+k] \right|^2}$$

其中,  $M$  是接收传感器阵元的总数;  $x_m[n+k]$  是第  $m$  个阵元接收的经过延时后的信号; 方括号内的  $n$  和  $n+k$  是时间索引序号;  $L$  和  $K$  是两个整型参数,其中  $L$  为用户定义参数,取值在 1 与  $M$  之间,根据实际的超声成像应用确定,  $k$  的取值为  $[-K, K]$ ,表示  $2*K+1$  个时间样本,或者,

所述相干因子为空时平滑符号相干因子 (spatio-temporally smoothed sign coherence factor, StS-SCF),定义如下:

$$\text{StS-SCF}^*[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \left| \sum_{l=0}^{M-L} \sum_{m=l}^{L+l-1} b_m[n+k] \right|^2}{(M-L+1) \sum_{k=-K}^K \sum_{l=0}^{M-L} \left| \sum_{m=l}^{L+l-1} b_m[n+k] \right|^2}$$

$$\text{StS-SCF}[n] = 1 - \sqrt{1 - \text{StS-SCF}^*[n]}$$

其中,  $M$  是接收传感器阵元的总数;  $x_m[n+k]$  是第  $m$  个阵元接收的经过延时后的信号,  $b_m[n+k]$  为  $x_m[n+k]$  的符号位; 方括号内的  $n$  和  $n+k$  是时间索引序号;  $L$  和  $K$  是两个整型参数,其中  $L$  为用户定义参数,取值在 1 与  $M$  之间,根据实际的超声成像应用确定,  $k$  的取值为  $[-K, K]$ ,表示  $2*K+1$  个时间样本。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述波束形成前处理包括设定超声传感器发射和接收模式,对接收信号进行数字化、放大、滤波。

3. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,当所述相干因子为空时平滑相干因子时,  $L$  取为  $M/2$ 。

4. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,当所述相干因子为空时平滑相干因子时,利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理,得到波束形成的输出具体为:

$$y[n] = \text{StS-CF}[n] * y_{\text{das}}[n] = \text{StS-CF}[n] * \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} x_m[n],$$

其中,  $y_{\text{das}}[n]$  为传统延时叠加 (delay-and-sum, DAS) 波束形成器的输出。

5. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,当所述相干因子为空时平滑符号相干因子时,利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理,得到波束形成的输出具体为:

$$y[n] = StS - SCF[n] * y_{das}[n] = StS - SCF[n] * \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} b_m[n]$$

其中,  $y_{das}[n]$  为传统延时叠加 (delay-and-sum, DAS) 波束形成器的输出。

6. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理包括对最小方差 (minimum variance, MV) 波束形成的输出做加权处理。

7. 根据权利要求 1 所述的方法, 其中, 所述利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理还包括: 先对所述相干因子值进行空间滤波 (spatial filtering), 然后将滤波后的相干因子值用来对接收信号的相干和做加权处理。

## 一种空时平滑相干因子类自适应超声成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术,具体涉及一种空时平滑相干因子类自适应超声成像方法。

### 背景技术

[0002] 超声成像作为现代医学影像技术的重要组成部分,在临床诊断与治疗中已得到了广泛的应用。与其他成像技术相比,其优势在于无创、无电离辐射、使用方便、实时性强以及价格便宜等。然而超声成像质量,如空间分辨率、对比度分辨率、帧率等,总的来讲并不理想,有待进一步改进。波束形成在整个超声成像系统中处于核心位置,对成像质量起着决定性作用。目前,在超声成像系统中被广泛采用的是延时叠加(delay-and-sum, DAS)波束形成技术。尽管它能简单而有效地实现超声图像的重建,然而其所形成的波束具有较宽的主瓣宽度和较高的旁瓣水平,导致了较低的空间分辨率和较弱的旁瓣干扰抑制能力。传统的变迹技术使用一组预先确定的权重(如汉明窗)来降低旁瓣干扰,但会加宽主瓣,即牺牲一定的空间分辨率。

[0003] 近几年来,自适应波束形成技术已成为超声成像领域的研究热点,被用来同时降低旁瓣级和减小主瓣宽度。“自适应”是指其权重是通过从接收信号中提取的相关信息而确定的。一类方法是根据一些最优化准则来确定加权向量。如最小方差(minimum variance, MV)波束形成技术。这类方法可较好地提高空间分辨率和对比度,但具有较高的计算复杂度,其硬件实现比较困难。另一类方法是通过分析主瓣信号和离轴信号的特征来构建一个加权因子,从而抑制离轴信号而加强主瓣信号。比如通过测量接收信号之间的相干性而设计的相干因子(coherence factor, CF),以及基于接收信号的相位信息的相干性而构建的相位相干因子(PCF)和符号相干因子(SCF)等。CF被定义为孔径中接收信号的相干和的能量与总的不相干能量的比值。其定义式如下:

$$[0004] \quad CF[n] = \frac{\left| \sum_{m=0}^{M-1} x_m[n] \right|^2}{M \sum_{m=0}^{M-1} |x_m[n]|^2},$$

[0005] 其中, M 是接收阵元(通道)总数,  $x_m[n]$  是在应用了聚焦延时之后的第 m 个通道的接收信号, n 是信号的时间索引(time index),其值在 [0, 1] 之间。在聚焦后,来自主瓣上散射点的轴上信号将是高度相干的,得到高的 CF 值,而来自旁瓣目标的离轴信号是不相干的,产生低的 CF 值。这样,通过 CF 对接收信号之和加权可以起到抑制旁瓣的效果。SCF 的全称为 sign coherence factor,可看成是 PCF 的一种特殊情形。它是基于接收信号的符号位的相干信息来设计的,定义为:

$$[0006] \quad SCF^p[n] = |1 - \sigma|^p, \text{ and}$$

$$[0007] \quad \sigma = \sqrt{1 - \left[ \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} b_m[n] \right]^2},$$

[0008] 其中  $b_m[n]$  是延时后接收信号  $x_m[n]$  的符号位, 即当  $x_m[n] \geq 0$  时,  $b_m[n]$  为 1, 当  $x_m[n] < 0$  时为 -1, 指数  $p$  是可调参数。同样地, 来自主瓣目标的轴上信号的相位(或符号)的离散度(标准差)为 0, 产生高的因子值, 而来自旁瓣目标的离轴信号相位离散度增加, 导致低的因子值。这类基于相干性测量的方法能较好的抑制旁瓣, 且一般具有较低的计算量并可在成像系统上实时实现。

[0009] 不幸的是, 相干因子类成像方法所获得的图像会产生伪影(artifacts), 特别是在低信噪比及低信干噪比的情况下。比如, 在强散射体的周围会产生黑的空洞, 均匀背景区域的斑点方差(speckle variance)会增大, 图像整体亮度降低甚至部分纹理信息丢失等。伪影破坏了背景区域的斑点模式(speckle pattern), 同时也会降低图像质量。因此, 在保证这类自适应加权因子抑制旁瓣提高对比度的效果下, 如何增强它们对低信噪比的健壮性从而消除伪影, 成为亟待解决的技术问题。

## 发明内容

[0010] 针对现有技术的缺陷, 本发明的目的在于提供一种空时平滑的相干因子类自适应超声成像方法。

[0011] 按照本发明, 提供了一种空时平滑相干因子类自适应超声成像方法, 包括以下步骤:

[0012] (1) 波束形成前处理;

[0013] (2) 波束形成处理, 包括对各通道接收信号进行延时聚焦, 根据延时处理后的通道接收信号计算空时平滑相干因子类的相干因子值, 利用该相干因子对接收信号的相干和做加权处理, 得到每条扫描线的波束形成输出;

[0014] (3) 波束形成后处理, 包括对扫描线进行包络检测、对数压缩、扫描转换及显示。

[0015] 与现有技术相比, 本发明具有以下优点:

[0016] 1、保留了相干因子类自适应成像方法(如 CF、SCF) 的抑制旁瓣和减少声杂乱(clutter) 的优点, 提高图像的对比度;

[0017] 2、可以显著地消除伪影并提高成像质量;

[0018] 3、计算复杂度较低, 易于在硬件中实现。

## 附图说明

[0019] 参照下面的说明, 结合附图, 可以对本发明有最佳的理解。在附图中, 相同的部分可由相同的标号表示。

[0020] 图 1 是应用本发明所提的空时平滑相干因子的一个典型的相控阵成像流程图;

[0021] 图 2 是利用不同波束形成技术获得的囊肿体模仿真图像;

[0022] 图 3 是基于本发明所提出的 StS-CF 的改进措施所获得的仿真图像;

[0023] 图 4 是利用不同波束形成技术获得的 geabr 实验数据的图像。

## 具体实施方式

[0024] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白, 以下结合附图及示例性实施例, 对本发明进行进一步详细说明。应当理解, 此处所描述的示例性实施例仅用以解释本

发明,并不用于限定本发明的适用范围。

[0025] 图 1 所示为基于本发明所提出的空时平滑相干因子类自适应波束形成技术的一个典型的超声成像流程图。在该特定实施例中,使用了相控阵成像模式。然而应当理解,本发明也可适用于其他成像模式,比如合成孔径超声等。不失一般性,该超声成像方法包括以下步骤:

[0026] (1) 波束形成前处理,包括设定超声传感器发射和接收模式,对接收信号进行数字化、放大、滤波等;

[0027] (2) 波束形成处理,包括对各通道接收信号进行延时聚焦(一般进行动态接收聚焦),根据延时处理后的通道信号计算该空时平滑相干因子类的相干因子值,通道信号的相干和经过相干因子加权处理后得到每条扫描线的波束形成输出;

[0028] (3) 波束形成后处理,包括对扫描线进行包络检测、对数压缩、扫描转换及显示等过程。

[0029] 以下,首先对本发明中波束形成处理所涉及的空时平滑相干因子的成像原理进行分析和解释。

[0030] 本发明提出的空时平滑相干因子(spatio-temporally smoothed coherence factor, StS-CF)定义如下所示:

$$[0031] \quad \text{StS-CF}[n] = \frac{\sum_{k=-K}^K \left| \sum_{l=0}^{M-L} \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m[n+k] \right|^2}{(M-L+1) \sum_{k=-K}^K \sum_{l=0}^{M-L} \left| \sum_{m=l}^{L+l-1} x_m[n+k] \right|^2},$$

[0032] 其中,  $M$  是接收传感器阵元的总数,  $x_m[n+k]$  是第  $m$  个阵元(通道)接收的经过延时后的信号(离散形式),方括号内的  $n$  和  $n+k$  是时间索引序号,  $L$  和  $K$  是两个整型参数。

[0033] 与已有的 CF 不同, StS-CF 包含了空间平滑(spatial smoothing)处理,即将接收阵列划分成  $M-L+1$  个重叠的子阵列,每个子阵列有  $L$  个阵元。同时,它也包含了时间平均(time averaging)处理,即测量了一个脉冲持续(含  $2*K+1$  个时间样本)的信号相干程度。因为后散射回波可被认为是起源于同一个发射脉冲信号,因此,典型地,  $2*K+1$  取为发射脉冲信号的长度。总之, StS-CF 的定义是基于在若干个子阵列波束和之间的一段脉冲信号的相干性测量,即将上述的空时平滑处理过程引入到 CF 中。

[0034] 参数  $L$  取值在 1 与  $M$  之间,可作为用户定义的参数来调整该方法的成像性能和健壮性。在不考虑时间平均(即  $K=0$ )的情况下,  $L$  取 1 时 StS-CF 转变成 CF,而当  $L$  取  $M$  时 StS-CF 恒为 1,相当于未对相干和做加权处理。 $L$  可根据实际的超声成像应用(如所关注的检测对象)来选择决定。优选地,  $L$  可取  $M/2$ 。

[0035] 将该因子对接收信号的相干和做加权处理,即得到波束形成的输出:

$$[0036] \quad y[n] = \text{StS-CF}[n] * y_{\text{das}}[n] = \text{StS-CF}[n] * \frac{1}{M} \sum_{m=0}^{M-1} x_m[n],$$

[0037] 其中,  $y_{\text{das}}[n]$  为传统延时叠加(delay-and-sum, DAS)波束形成器的输出。

[0038] StS-CF 可认为是对 CF 的一种改进。同理也可以对符号相干因子(SCF)做类似的处理,从而得到空时平滑符号相干因子(spatio-temporally smoothed sign coherence factor, StS-SCF)。CF 利用的是信号幅度的方差,而 SCF 则是利用接收信号的符号位的标准差来测量相干性。因此, StS-SCF 的计算经过两步实现:

[0039] 首先,将上面 StS-CF 定义式中的振幅  $x_m[n+k]$  替换为其符号位  $b_m[n+k]$  (振幅大于等于 0 时其符号位为 +1, 小于 0 时符号位为 -1), 从而计算得到一个中间量 StS-SCF\* ;

[0040] 然后,通过下式来获得 StS-SCF :

$$[0041] \quad \text{StS-SCF}[n] = 1 - \sqrt{1 - \text{StS-SCF}^*[n]}。$$

[0042] 同样,将该因子对信号的和做加权处理。

[0043] 此外,基于所提出的相干因子类成像方法,若干途径可用来进一步提高图像的质量。比如 :

[0044] (1) StS-CF 和 StS-SCF 除了可对 DAS 的输出做加权处理(相乘)之外,还可以对最小方差(minimum variance, MV)波束形成的输出做加权处理。这样,既能获得 MV 高空间分辨率的优点,又能更好地抑制 clutter 等旁瓣效应并进一步提高对比度。

[0045] (2) 每一个成像点或时间样本点都对应一个相干因子值。可先对因子值做空间滤波(spatial filtering)平滑处理,然后将滤波后的因子值用来对 DAS 或 MV 的输出做加权处理。该方法能进一步减少背景区域的斑点方差,使之更加平滑,从而提高对比度特性。

[0046] (3) 所提相干因子法是一种对通道接收信号进行处理的方法,可以与孔径设计等手段相结合。例如,它可以与空间复合(spatial compounding)成像相结合,使得斑点噪声和 clutter 同时得到较好地抑制,从而进一步提高对比度。

[0047] 在数学求解上,相干因子类方法可基于维纳后滤波框架来进行分析。加权因子可被看成是对一个给定的波束形成器的输出所做的维纳后滤波,即 :

$$[0048] \quad F_{\text{wiener}} = \underset{F}{\operatorname{argmin}} E \left\{ \left| A[n] - F \mathbf{w}^H \mathbf{x}[n] \right|^2 \right\}$$

[0049] 其中 E 表示求数学期望, H 表示共轭转置,  $\mathbf{x}[n]$  是延时后各通道的接收信号(向量形式),  $\mathbf{w}$  是给定的波束形成器的权重向量,  $A[n]$  是期望信号。接收信号可看成是期望信号与干扰加噪声分量之和。

[0050] StS-CF 中的时间平均处理可被解释为对上式的一个修正,即考虑来自一个成像点的接收信号是包含多个样本点的一段脉冲  $\{x[t]\}$ , 而不仅仅是一个样本点  $x[n]$ 。这样,上式可修改为 :

$$[0051] \quad F_{\text{wiener}} = \underset{F}{\operatorname{argmin}} E \left\{ \left\| \{A[t]\} - F \{\mathbf{w}^H \mathbf{x}[t]\} \right\|_2^2 \right\}$$

$$[0052] \quad = \underset{F}{\operatorname{argmin}} \sum_{t=t_1}^{t_2} E \left\{ \left| A[t] - F \mathbf{w}^H \mathbf{x}[t] \right|^2 \right\}$$

[0053] 为了方便起见,设该段脉冲的起止时间序号为  $t_1=n-K$ ,  $t_2=n+K$ , 脉冲长度为  $2K+1$ 。这里,假设  $A[t]$  是未知且是确定性的,  $\mathbf{x}[t]$  是随机的。 $A[t]$  需要用合适的量取代,用  $E\{\mathbf{w}^H \mathbf{x}[t]\}$  来给出。该最小化问题的解析解为 :

$$[0054] \quad F_{\text{wiener}} = \frac{\sum_{t=t_1}^{t_2} |A[t]|^2}{\sum_{t=t_1}^{t_2} E \left\{ \left| \mathbf{w}^H \mathbf{x}[t] \right|^2 \right\}} = \frac{\sum_{t=t_1}^{t_2} \left| E \left\{ \mathbf{w}^H \mathbf{x}[t] \right\} \right|^2}{\sum_{t=t_1}^{t_2} E \left\{ \left| \mathbf{w}^H \mathbf{x}[t] \right|^2 \right\}}$$

[0055] 其中数学期望将由实际的接收信号样本来估计。空间平滑技术可用来对上式的分子分母进行估计,以获得更准确和健壮的估计量。如前所述,它将整个阵列(M 个阵元)划分

成  $M-L+1$  个重叠的各含  $L$  个阵元的子阵列,从而得到一组相应的观察样本,并对这些样本做平均来估计期望。于是,当给定的波束形成器是均匀权重的 DAS 时(即  $w$  为全 1 的向量),所得到的上式的估计结果就是 StS-CF。需要指出的是,基于不同的  $w$  (如 DAS、MV),上式可给出相应的相干因子定义。基于 DAS 的 StS-CF 具有较小的计算量,更易于在目前超声成像系统中实现。

[0056] 具体地,成像的过程及效果将通过下面的仿真和真实实验数据实例来说明。

[0057] (1) 仿真实例

[0058] 图 2 所示是使用不同相干因子方法所获得的仿真图像。其中,图 2(a)是由传统 DAS 波束形成获得的囊肿体模仿真图像;图 2(b)是经过 CF 加权处理后的该体模的仿真图像;图 2(c)是经过 SCF 加权处理后的该体模的仿真图像( $p=1$ );图 2(d)是经过 StS-CF( $K=0, L=48$ ) 加权处理后的该体模的仿真图像;图 2(e)是经过 StS-CF( $K=30, L=48$ ) 加权处理后的该体模的仿真图像;图 2(f)是经过 StS-SCF( $K=0, L=48$ ) 加权处理后的该体模的仿真图像;图 2(g)是经过 StS-SCF( $K=30, L=48$ ) 加权处理后的该体模的仿真图像。

[0059] 该实验是通过 Field II 超声成像仿真软件来完成的。所设计的体模包含一个无回声囊肿和一个高回声囊肿。在  $30 \times 10 \times 40$  立方毫米体内随机地设置 200 000 个散射点,其散射幅度是高斯分布的。无回声囊肿内散射点的幅度设为 0,而高回声囊肿内的散射点幅度平均为囊肿外的 40 倍。所仿真的线性传感器阵列有 96 个阵元,相邻阵元中心的间距是半个中心波长,切口(kerf)为 0.05 毫米。阵元高度为 10 毫米,中心频率和取样频率分别设为 4 和 120MHz。实验采用固定发射聚焦(聚焦深度在 50 毫米处)和动态接收聚焦,使用两周期正弦脉冲作为激励信号以及两周期汉宁加权的正弦脉冲作为阵元冲击响应。实验模拟传统相控阵成像方式,扫描范围为含有 65 条扫描线的  $30^\circ$  扇形区域。在波束形成之前,额外的高斯噪声(相对于接收信号的 SNR 为 60dB)被加入到通道接收信号中,以模拟实际环境。

[0060] 对于每一条扫描线的重建,传感器发射聚焦脉冲并接收回波信号。在完成延时聚焦之后,根据接收信号的振幅或者符号位信息来计算每个时间样本点处的 CF、SCF、StS-CF 和 StS-SCF 相干因子值。它们分别用来对通道接收信号相干和做加权处理,从而得到各自的波束形成输出。随后,对每条扫描线进行包络检测,对数压缩,以及坐标扫描转换(含双线性插值)及图像显示。图 2 中所有图像的动态显示范围为 80dB。需要说明的是,CF 和 StS-CF 可基于接收的实信号或者其复解析信号来计算。本实例中采用的是后者。通道接收信号的复解析形式可通过对其做希尔伯特变换来获得。

[0061] 从图 2 可以看到,CF 和 SCF 可有效地抑制无回声囊肿中的杂波 clutter,但是会产生伪影,如图像背景区域斑点方差变大,高回声囊肿周围区域的斑点模式遭到破坏(黑洞伪影)。本发明所采用的 StS-CF 和 StS-SCF 可在保持对 clutter 抑制的情况下较好地消除了这些伪影。而且,它们所成图像相对于 CF 和 SCF 更好地保护了背景纹理模式,减小了斑点方差从而提高了图像的对比度。另外,对 StS-CF (StS-SCF)的  $K=0$  和  $K=30$  的情形比较,后者的时间平均效果可减小斑点亮度变化,产生更均匀的背景区域。这里,  $2K+1=61$  个时间样本点相当于一个发射脉冲的长度。

[0062] 图 3 所示是基于本发明所提 StS-CF 的两种改进措施所获得的仿真图像。动态显示范围为 80dB。采用的体模数据与图 2 相同。图 3(a)是在计算每个样本点处的相干因子



StS-CF 值之后,对其做空间滤波(spatial filtering)。本实例中滤波的实现是使用一个简单的 $5 \times 5$ 均值滤波器(用这 25 个值的平均值来取代中心位置的值)。滤波后的因子值再对接收通道信号的相干和(coherent sum)加权。可以看到,对相干因子的滤波处理可以减少由因子值的波动所引起的斑点噪声,从而使斑点方差减小,对比度提高。但是,它也可能会轻微退化囊肿(cyst)边缘轮廓。

[0063] 图 3 (b) 是将 StS-CF 因子加权法与空间复合(spatial compounding)成像相结合所获得的图像。空间复合是通过结合对同一感兴趣区域所成的相互独立或部分相关的多幅图像来实现的。这些图像是由在不同空间位置的传感器来产生的,或者说是从不同角度对同一感兴趣区域观察成像来得到的。在本实例中,将上述仿真的传感器(96 阵元)依次平移,每次平移的间距是 0.2 倍的孔径长度,平移 5 次共获得 6 幅图像。在每幅图像的形成过程中,StS-CF 成像方法被使用(如上所述)。最后,对 6 幅图像做平均来获得最终的复合图像。空间复合可以显著地减少斑点噪声,使背景区域更加均匀(斑点方差减小)。由图 3 (b) 可见,将本发明与空间复合技术相结合可以同时获得这两者的优点,即,斑点噪声和杂波 clutter 都得到明显地抑制(同时上述伪影现象也被消除)。对比度增强,图像质量可得到进一步改善。

[0064] (2) 真实实验数据实例

[0065] 本实例所使用的是密歇根大学前生物医学超声实验室所采集的“geabr”数据组。它是通过合成孔径聚焦技术获得的一个完整数据组。线性传感器有 64 阵元,阵元间距 0.24 毫米,中心频率 3.333MHz,取样频率 17.76MHz。

[0066] 图 4 所示是使用合成发射孔径技术(synthetic transmit aperture technique)所重建的图像。其中,图 4 (a)是由传统 DAS 波束形成获得的 geabr 实验数据的图像;图 4 (b)是经过 CF 加权处理后的该数据的图像;图 4 (c)是经过 SCF 加权处理后的该数据的图像( $p=1$ );图 4 (d)是经过 StS-CF( $K=22, L=32$ )加权处理后的该数据的图像;图 4 (e)是经过 StS-CF( $K=22, L=16$ )加权处理后的该数据的图像;图 4 (f)是经过 StS-SCF( $K=22, L=32$ )加权处理后的该数据的图像;图 4 (g)是经过 StS-SCF( $K=22, L=16$ )加权处理后的该数据的图像。

[0067] 通道 RF 信号首先经过一个 64 阶有限冲击响应带通滤波器进行滤波去噪。该滤波器归一化截止频率范围为  $[0.23 \ 0.67]$ ,且用贝塔值为 7 的凯泽窗函数加窗。为实现较精确的聚焦,在应用时间延时之前对通道信号进行 4 倍上采样。合成孔径重建图像过程实现发射和接收双向动态聚焦。每次发射(通过一个发射阵元)都形成一幅子图像。在子图像重建中,计算每一个成像点相对于各接收阵元的时间延时,从各接收信号中选择相应的最接近延时值的样本并计算该成像点对应的相干因子值(CF、SCF、StS-CF 及 StS-SCF),用因子值对该点处接收信号样本的相干和加权以得到该点的输出。这样,所有成像点的输出构成一幅子图像。将所有子图像相加结合形成各成像点的总输出。后面再进行取包络(简单地,取绝对值)、扫描转换、对数压缩及图像显示等过程。图 4 中所有图像动态显示范围为 60dB。

[0068] 由图 4(b)和(c)所示 CF 和 SCF 产生的图像可见,尽管无回声囊肿中的 clutter 得到了很好的抑制,但是图像有严重的伪影:1)图像的整体亮度降低甚至于背景的斑点模式被严重移除,尤其是远场区域等信噪比较低的地方;2)背景区域斑点的亮度方差变大,使得背景不够均匀;3)远场处的线目标的幅度被过低估计以至于在图像中很难观察到;4)在高

回声囊肿周围有黑洞伪影产生。这些现象可能会影响临床上的检测和诊断,使得图像不适合于医学成像应用。背景纹理信息可能会丢失。无回声囊肿的对比度反而降低。在 StS-CF 和 StS-SCF 所产生的图像中,上述伪影被显著地移除。图像的背景区域更加均匀平滑。无回声囊肿的对比度增强,可检测性提高。其中,StS-CF ( $K=22$ ,  $L=M/2=32$ ) 的图像具有最均匀的斑点模式和最少的伪影。

[0069] 此外,本实例也考察了不同的子阵列长度  $L$  的大小对成像效果的影响。参数  $L$  提供了一个旁瓣抑制性能和健壮性之间的平衡。较小的  $L$  ( $L=M/4$ ) 能更好地抑制杂波 clutter, 但是也可能引起更多的伪影。尽管如此,本发明所提的方法给出了这两者之间一个较好的平衡效果。 $L$  的选择可依据具体的临床应用环境来确定。比如,当感兴趣区域(ROI)是低回声目标时, $L=M/2$  是较好的选择,而当 ROI 是高回声目标时, $L=M/4$  可能会更好。

[0070] 总之,本发明是对传统的相干因子类自适应波束形成超声成像方法的一种改进措施。它能够在维持对旁瓣及 clutter 抑制的同时消除相干因子带来的伪影问题,使其健壮性得以提高,从而更好地适用于医学应用。相对于传统 DAS 波束形成方法,它能够增强图像的对比度,同时使图像的空间分辨率也有所提高。

[0071] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

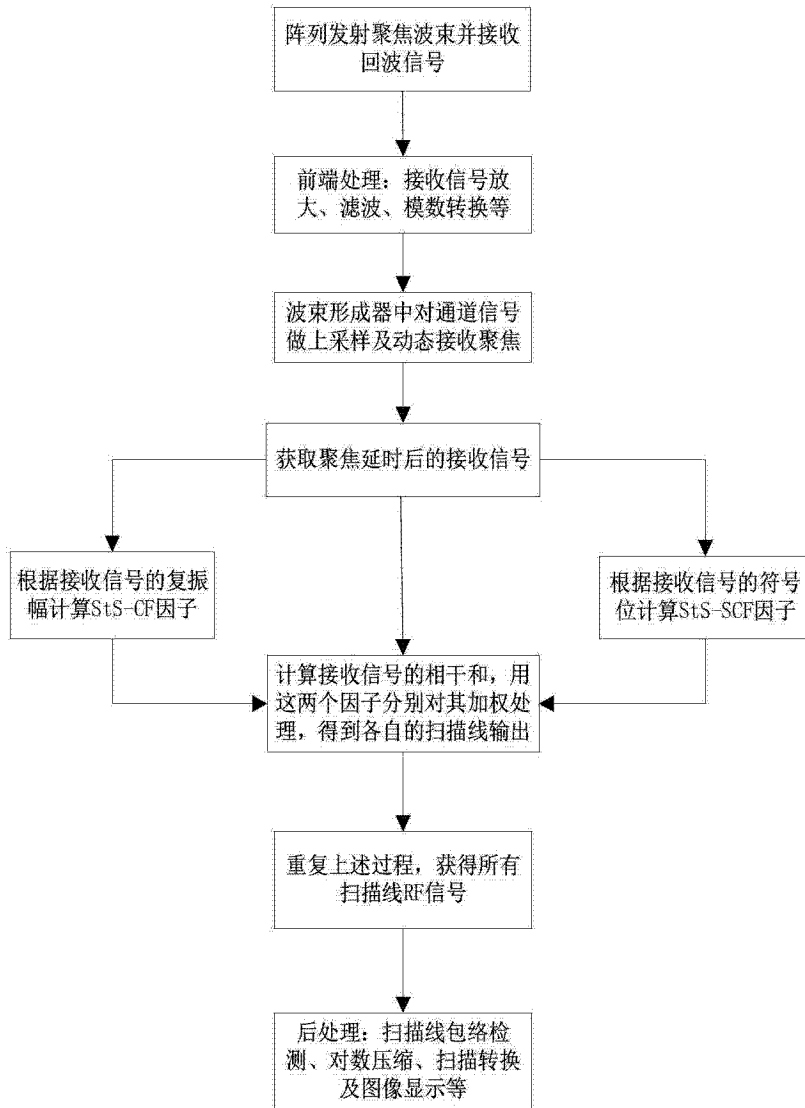


图 1

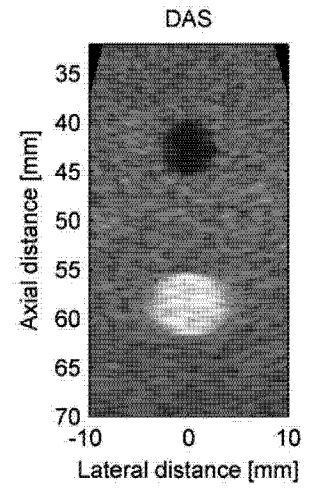


图 2(a)

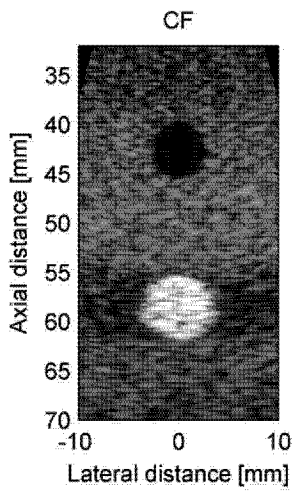


图 2(b)

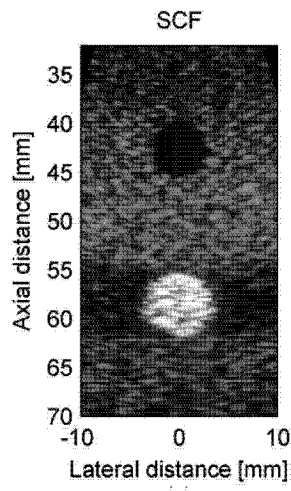


图 2(c)

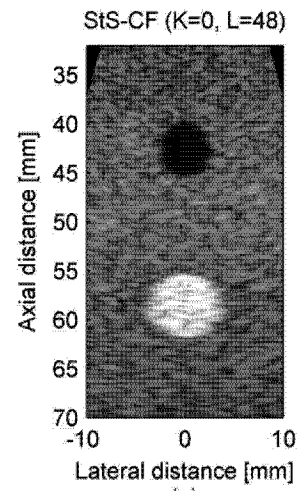


图 2(d)

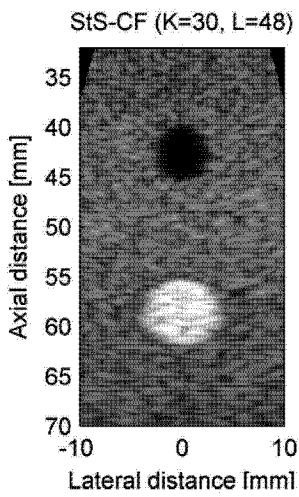


图 2(e)

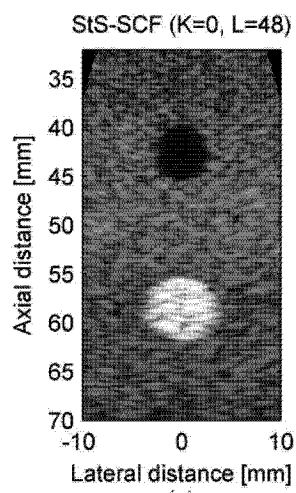


图 2(f)

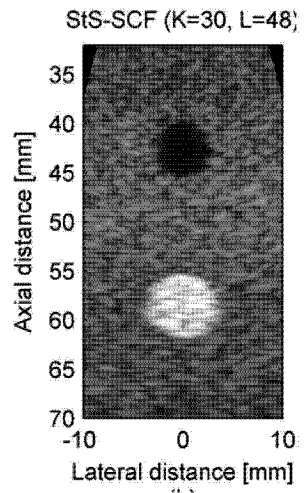


图 2(g)

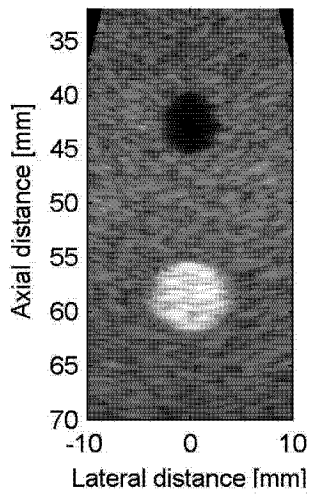


图 3(a)

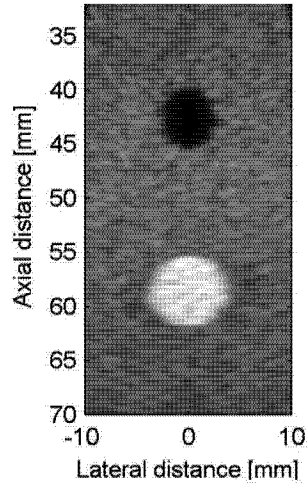


图 3(b)

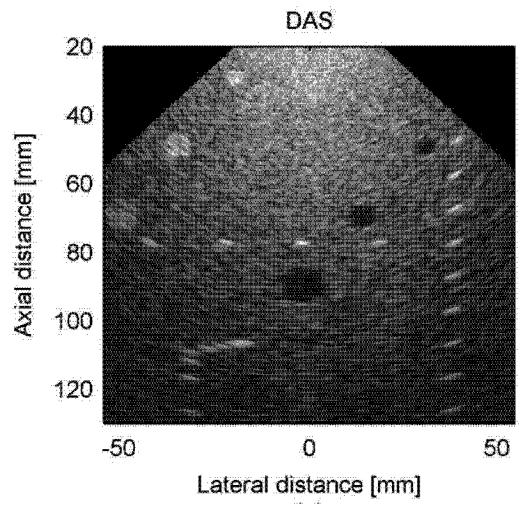


图 4(a)

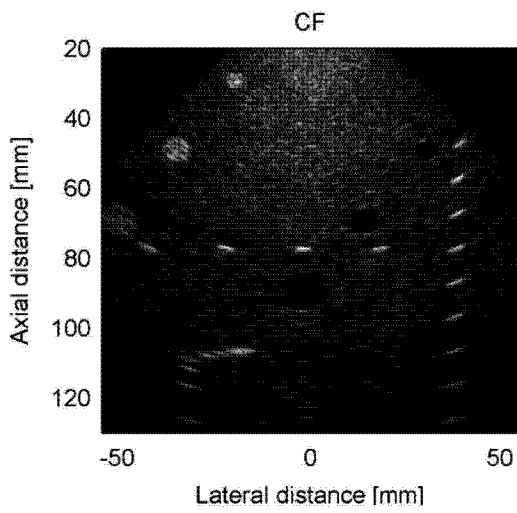


图 4(b)

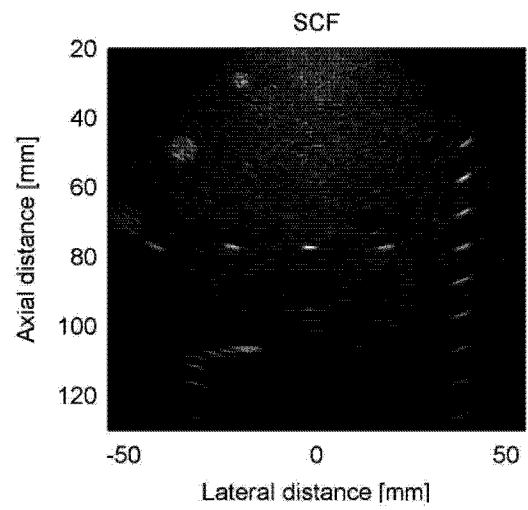


图 4(c)

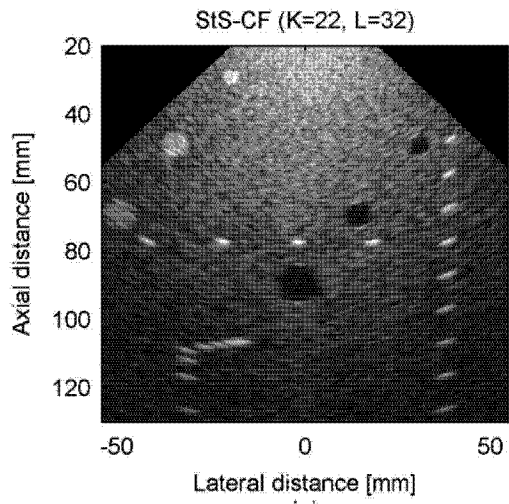


图 4(d)

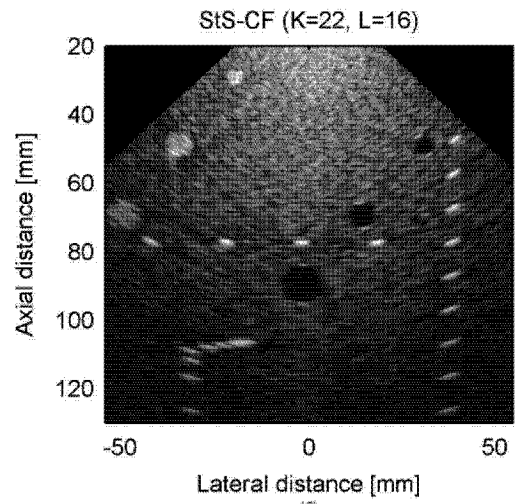


图 4(e)

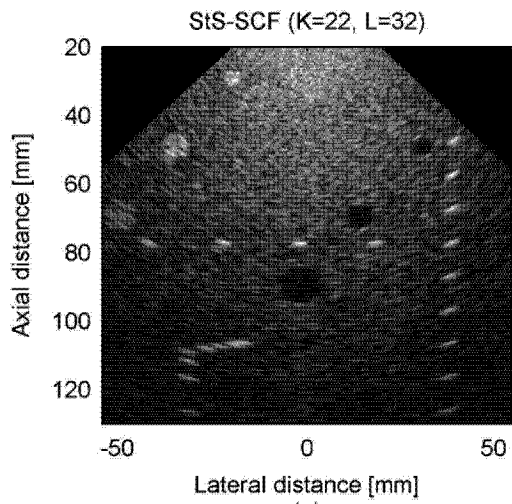


图 4(f)

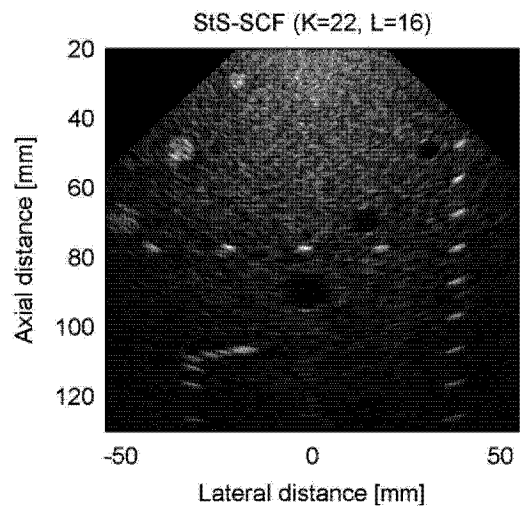


图 4(g)