



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105615920 A

(43) 申请公布日 2016. 06. 01

(21) 申请号 201410621391. 9

(22) 申请日 2014. 11. 06

(71) 申请人 安克生医股份有限公司

地址 中国台湾台北市复兴北路 167 号 3 楼

(72) 发明人 陈正刚 陈炯年 王昱欣 黄国祯

崔博翔 何明志 陈佳君

(74) 专利代理机构 北京元本知识产权代理事务

所 11308

代理人 秦力军

(51) Int. Cl.

A61B 8/08(2006. 01)

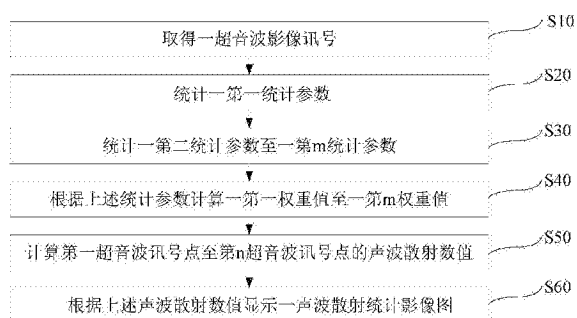
权利要求书3页 说明书14页 附图26页

(54) 发明名称

加速与强化声波散射影像可视化的方法

(57) 摘要

本发明公开了一种加速与强化声波散射讯号的成像方法及系统,其中所述成像方法包含:以一第 n 超音波讯号点为中心,统计在 m 个不同计算范围内超音波讯号点之数值,取得数个原始统计参数值 $a_n x_m$;分别加总相同计算范围内原始统计参数值后再平均,取得 m 组统计参数;结合不同权重平均技术计算 m 个权重值,每一权重值分别乘以对应该些第 n 超音波讯号点的原始统计参数值再加总,取得该第 n 声波散射数值,以显示出声波散射统计影像图,可强化影像分辨率和平滑度,提升影像质量。本发明亦可结合内插法,可节省运算时间,亦能保持八成以上的准确率。



1. 一种声波散射讯号的成像方法,其特征在于,包括:

取得一超音波影像讯号,该超音波影像讯号包含数个超音波讯号点,每一超音波讯号点具有一数值;

以一第一超音波讯号点为中心,统计一第一计算范围内所有超音波讯号点的数值,取得第一原始统计参数值 a_1x_1 ;

通过将第一超音波讯号点间隔一点距离得到一第二超音波讯号点,以第二超音波讯号点为中心,统计第一计算范围内超音波讯号点的数值,取得第二原始统计参数值 a_2x_1 ;

重复前述规则,间隔该点距离得到一第 n 超音波讯号点,以该第 n 超音波讯号点为中心,统计第一计算范围内超音波讯号点的数值,取得第 n 原始统计参数值 a_nx_1 ,直到取得所有超音波讯号点的原始统计参数值;

加总该些原始统计参数值 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_nx_1$,再平均,取得一第一统计参数;

重复前述规则,以不同大小的一第二计算范围至一第 m 计算范围实施前述步骤,取得一第二统计参数至一第 m 统计参数;

由这些统计参数取得一第一权重值至一第 m 权重值,其中这些权重值为一声波散射统计的加权百分率;

将每一权重值分别乘以于统计参数中对应第一超音波讯号点的原始统计参数值,再加总,取得第一超音波讯号点的一声波散射数值;

重复前述规则,取得该第二超音波讯号点至该第 n 超音波讯号点的声波散射数值;以及

由该些声波散射数值的数组,取得一声波散射统计影像图。

2. 如权利要求 1 所述的成像方法,其特征在于,所述点距离大于一个超音波讯号点时,所取得的原始统计参数值再进行一内插函数计算,取得所有超音波讯号点的原始统计参数值。

3. 如权利要求 1 所述的成像方法,其特征在于,第一权重值至第 m 权重值均为一计算范围数量的倒数。

4. 如权利要求 1 所述的成像方法,其特征在于,以其中一个统计参数作为一背景参数值,将所有统计参数分别除以背景参数值,取得数个比较值,第一权重值至第 m 权重值均对应应该比较值除以所有比较值之总和。

5. 如权利要求 1 所述的成像方法,其特征在于,以其中一个统计参数作为一背景参数值,将所有统计参数分别除以背景参数值,若所得到值大于一,以二减去该值作为一比较值;若所得到值小于或等于一,以该值作为该比较值,由此取得数个比较值,第一权重值至第 m 权重值均对应一个比较值除以这些比较值之总和。

6. 如权利要求 1 所述的成像方法,其特征在于,将所有原始统计参数值进行一特征值(eigenvalue)计算,取得数个特征向量(eigenvector),第一权重值至该第 m 权重值均对应其中的一个特征向量。

7. 如权利要求 6 所述的成像方法,其特征在于,特征值(eigenvalue)与特征向量(eigenvector)计算包含:

分别将统计参数相对应的原始统计参数值排列成数个一维矩阵后,将每一原始统计参数值减去这些原始统计参数值的平均值,再除以这些原始统计参数值的标准差:

取得一相关系数矩阵,该相关系数矩阵包含数个任意两个一维矩阵的相关系数;
以相关系数矩阵计算一最大特征值;以及
以该最大特征值计算出一特征向量作为该些权重值。

8. 一种声波散射讯号之成像系统,其他正在与包含:

一超音波影像撷取装置,用来取得一超音波影像讯号,该超音波影像讯号包含数个超音波讯号点,每一该超音波讯号点具有一数值;

一处理单元,连接该超音波影像撷取装置,进行该超音波影像讯号处理;

首先,以一第一超音波讯号点为中心,统计一第一计算范围内该些超音波讯号点的数值,取得第一原始统计参数值 a_1x_1 ;

然后,将第一超音波讯号点间隔一点距离得到一第二超音波讯号点,以该第二超音波讯号点为中心,统计该第一计算范围内的所有超音波讯号点的数值,取得第二原始统计参数值 a_2x_1 ;

重复前述规则,间隔点距离得到一第 n 超音波讯号点,以第 n 超音波讯号点为中心,统计第一计算范围内所有超音波讯号点的数值,取得第 n 原始统计参数值 a_nx_1 ,直到取得所有超音波讯号点的原始统计参数值;

加总这些原始统计参数值 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_nx_1$,再平均,取得一第一统计参数;

重复前述规则,以不同大小的第二计算范围至第 m 计算范围实施前述步骤,取得第二统计参数至第 m 统计参数;

由这些统计参数取得第一权重值至第 m 权重值,其中权重值为一声波散射成像的加权百分率;

将每一该权重值分别乘以这些统计参数中对应第一超音波讯号点的那些原始统计参数值,再加总,取得第一超音波讯号点的一声波散射数值;

重复前述规则,取得第二超音波讯号点至第 n 超音波讯号点的声波散射数值;以及

显示装置,连接该处理单元,用于由该些声波散射数值的数组,显示一声波散射统计影像图。

9. 如权利要求 8 所述的成像系统,其特征在于,所述点距离大于一个超音波讯号点时,该处理单元所取得的所有统计参数值再进行一内插函数计算,取得所有超音波讯号点的原始统计参数值。

10. 如权利要求 8 所述的成像系统,其特征在于,第一权重值至该第 m 权重值均为一计算范围数量的倒数。

11. 如权利要求 8 所述的成像系统,其特征在于,处理单元以其中一个统计参数作为一背景参数值,将统计参数分别除以该背景参数值,取得数个比较值,第一权重值至第 m 权重值均对应一个比较值除以这些比较值之总和。

12. 如权利要求 8 所述的成像系统,其特征在于,处理单元以其中一个一统计参数作为一背景参数值,将统计参数分别除以该背景参数值,若所得到的值大于一,以二减去该值作为一比较值;若所得到的值小于或等于一,以该值作为该比较值,从而取得数个比较值,第一权重值至第 m 权重值均对应一个比较值除以这些比较值之总和。

13. 如权利要求 8 所述的成像系统,其特征在于,处理单元将原始统计参数值进行一特征值 (eigenvalue) 计算,取得数个特征向量 (eigenvector),第一权重值至第 m 权重值均对

应一该特征向量。

14. 如权利要求 13 所述的成像系统,其特征在于,特征值 (eigenvalue) 与特征向量 (eigenvector) 计算包含:

分别将统计参数组相对应的原始统计参数值排列成数个一维矩阵后,将每一该原始统计参数值减去这些原始统计参数值的平均值,再除以这些原始统计参数值的标准差:

取得一相关系数矩阵,该相关系数矩阵包含数个任意两个一维矩阵的相关系数;

以该相关系数矩阵计算一最大特征值;以及

以该最大特征值计算出一特征向量作为这些权重值。

加速与强化声波散射影像可视化的方法

技术领域

[0001] 本发明涉及有关一种成像方法及系统,特别是一种加速与强化声波散射讯号的成像方法及系统。

背景技术

[0002] B-mode 为灰阶超音波影像为临床常用的影像模式。然而,当超音波入射波长远大于组织内部散射子的直径时,会发生超音波的散射现象,而逆散射讯号会在 B-mode 影像中出现随机的斑纹 (speckle),其降低了超音波影像的对比度与分辨率。虽然,影像处理技术诸如滤除或是平滑化可以降低斑纹存在,但会使得细微结构信息丧失,较难反映组织特性。

[0003] 分析逆散射讯号的机率分布模式,可归纳出讯号机率与组织特性之间的对应性与规则性,以获得射散子性质细微变化的线索,因此能反映组织特性,有利于病变组织的早期检测。在 2000 年时 Shanker 教授提出以 Nakagami 统计模型的 Nakagami 参数来分析超音波逆散射讯号,以评估组织内部散射子分布和结构排列情形。然而研究却发现此技术对于越均质 (homogeneous) 组织,其影像分辨率却越差,仍有可能造成诊断解读误差。

[0004] 因此,业界需要一种有效且快速的声波散射讯号的成像方法及系统,增进均质组织之影像分辨率,避免解读误差。

发明内容

[0005] 本发明的目的是提供一种声波散射讯号的成像方法及系统。声波散射讯号的成像方法及系统可以增进均质组织的分辨率,反映组织特性,辅助医师诊断评估。同时,本发明结合内插法 (interpolation),不但可以维持运算准确率,还可节省运算时间。若再结合不同的权重平均技术,还可强化影像分辨率和平滑度,更可提升影像质量,提高医师诊断准确率。

[0006] 本发明所提供的一种声波散射讯号的成像方法包含:取得一超音波影像讯号,超音波影像讯号包含数个超音波讯号点,每一超音波讯号点具有一数值;以一第一超音波讯号点为中心,统计一第一计算范围内超音波讯号点的数值,取得第一原始统计参数值 a_1x_1 ,将第一超音波讯号点间隔一点距离得到一第二超音波讯号点,以第二超音波讯号点为中心,统计第一计算范围内超音波讯号点的数值,取得第二原始统计参数值 a_2x_1 ;重复前述规则,间隔点距离得到一第 n 超音波讯号点,以第 n 超音波讯号点为中心,统计第一计算范围内超音波讯号点的数值,取得第 n 原始统计参数值 a_nx_1 ,直到取得所有超音波讯号点的原始统计参数值;加总该些原始统计参数值 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_nx_1$,再平均,取得一第一统计参数;重复前述规则,调整复数个计算范围,以不同大小的一第二计算范围至一第 m 计算范围应用于前述步骤,取得一第二统计参数至一第 m 统计参数;根据该些统计参数计算出一第一权重值至一第 m 权重值,其中这些权重值为一声波散射统计的加权百分率;将每一权重值分别乘以这些统计参数中对应第一超音波讯号点的那些原始统计参数值,再加总,取得第一超音波讯号点的一声波散射数值;重复前述规则,取得第二超音波讯号点至第 n 超音波

号点的声波散射数值；以及根据上述声波散射数值的数组，取得一声波散射统计影像图， n 和 m 分别为正整数。

[0007] 本发明所提供的一种声波散射讯号之成像系统包含：一超音波影像撷取装置，用来取得一超音波影像讯号，该超音波影像讯号包含数个超音波讯号点，每一该超音波讯号点具有一数值；一处理单元，连接超音波影像撷取装置，用于进行该超音波影像讯号处理，首先，以一第一超音波讯号点为中心，统计一第一计算范围内超音波讯号点的数值，取得第一原始统计参数值 a_1x_1 ；然后，将第一超音波讯号点间隔一点距离得到一第二超音波讯号点，以第二超音波讯号点为中心，统计第一计算范围内超音波讯号点的数值，取得第二原始统计参数值 a_2x_1 ；重复前述规则，间隔点距离得到一第 n 超音波讯号点，以第 n 超音波讯号点为中心，统计第一计算范围内超音波讯号点的数值，取得第 n 原始统计参数值 a_nx_1 ，直到取得所有超音波讯号点的原始统计参数值；加总该些原始统计参数值 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_nx_1$ ，再平均，取得一第一统计参数；重复前述规则，调整数个计算范围，以不同大小的一第二计算范围至一第 m 计算范围实施前述步骤，取得一第二统计参数至一第 m 统计参数；接着，根据这些统计参数取得一第一权重值至一第 m 权重值，其中这些权重值为一声波散射成像的加权百分率；并将每一权重值分别乘以这些统计参数中对应第一超音波讯号点的那些原始统计参数值，再加总，取得第一超音波讯号点的一声波散射数值；重复前述规则，取得第二超音波讯号点至第 n 超音波讯号点的声波散射数值；以及一显示装置，连接处理单元，根据该些声波散射数值的数组，显示出一声波散射统计影像图。

[0008] 藉由本发明的实施，可以完成快速且分辨率高的声波散射统计影像图。本发明的实施例证明在此技术下可以大幅节省运算的时间，亦能保持至少八成以上之准确率，以及改善影像分辨率。

[0009] 下面结合附图及具体实施例对本发明进行详细说明。

附图说明

[0010] 图 1 为本发明实施例的一种声波散射讯号的成像系统；

[0011] 图 2 为本发明实施例的一种声波散射讯号的成像方法；

[0012] 图 3 为本发明实施例的一种第一超音波讯号点与第一计算范围的示意图；

[0013] 图 4 为本发明实施例的一种第二超音波讯号点与第一计算范围的示意图；

[0014] 图 5 为本发明实施例的一种计算范围移动示意图；

[0015] 图 6 为本发明实施例的一种第一超音波讯号点与第二计算范围的示意图；

[0016] 图 7 为本发明实施例的一种第二超音波讯号点与第二计算范围的示意图；

[0017] 图 8 为本发明实施例的一种内插法的示意图；

[0018] 图 9 为本发明实施例的一种声波散射讯号的声波散射统计影像图 (Nakagami 所取得的统计参数且 $m = 4$)；

[0019] 图 10 为本发明实施例的一种声波散射讯号的声波散射统计影像图 ((Median-mean)/std 所取得的统计参数且 $m = 4$)；

[0020] 图 11 为本发明实施例的一种声波散射讯号的声波散射统计影像图 (Nakagami 所取得的统计参数且 $m = 7$)；

[0021] 图 12 为本发明实施例的一种声波散射讯号的声波散射统计影像图

((Median-mean)/std 所取得的统计参数且 $m = 7$) ;

[0022] 图 13 为本发明实施例的一种声波散射讯号的声波散射统计影像图 (Nakagami 所取得的统计参数且 $m = 7$) ;

[0023] 图 14 为本发明实施例的一种声波散射讯号的声波散射统计影像图 ((Median-mean)/std 所取得的统计参数且 $m = 4$) ;

[0024] 图 15a 至图 15d 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 %、重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的声波散射统计影像图 ((Median-Percentile(5))/(Percentile(95)-Percentile(5))) 所取得的统计参数) ;

[0025] 图 15e 至图 15g 分别为本发明实施例的一种重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 使用内插法后的声波散射统计影像图 ((Median-Percentile(5))/(Percentile(95)-Percentile(5))) 所取得的统计参数) ;

[0026] 图 15h 至图 15j 分别为本发明实施例的图 15e 至图 15g 与图 15b 至图 15d 相减的声波散射统计影像图 ((Median-Percentile(5))/(Percentile(95)-Percentile(5))) 所取得的统计参数) ;

[0027] 图 16a 至图 16c 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 % 分别与重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的原始统计参数值的曲线比较图 ;

[0028] 图 16d 至图 16f 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 % 分别与重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的原始统计参数值的微分曲线比较图 ;

[0029] 图 16g 至图 16i 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 % 分别与重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的原始统计参数值的相关系数比较图 ;

[0030] 图 17a 至图 17d 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 %、重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的声波散射统计影像图 (Nakagami 所取得的统计参数) ;

[0031] 图 17e 至图 17g 分别为本发明实施例之一重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 使用内插法后的声波散射统计影像图 (Nakagami 所取得的统计参数) ;

[0032] 图 17h 至图 17j 分别为本发明实施例的图 17e 至图 17g 与图 17b 至图 17d 相减之声波散射统计影像图 (Nakagami 所取得的统计参数) ;

[0033] 图 18a 至图 18c 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 % 分别与重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的原始统计参数值的曲线比较图 ;

[0034] 图 18d 至图 18f 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 % 分别与重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的原始统计参数值的微分曲线比较图 ; 以及

[0035] 图 18g 至图 18i 分别为本发明实施例的一种重合度 >95 % 分别与重合度 75 %、重合度 50 % 及重合度 25 % 的原始统计参数值的相关系数比较图 ;

[0036] 附图标记说明 : 10- 超音波影像撷取装置 ; 30- 处理单元 ; 50- 显示装置 ; a_1 - 第一超音波讯号点 ; a_2 - 第二超音波讯号点 ; a_3 - 第三超音波讯号点 ; x_1 - 第一计算范围 ; x_2 - 第二计算范围 ; d_1 - 水平点距离 ; d_2 - 垂直点距离。

具体实施方式

[0037] 本发明实施例中所揭露的声波散射讯号的成像方法可以应用在超音波装置,或是应用在可以连接至超音波装置之计算机系统或微处理器系统中。本发明实施例的执行步骤

可以写成软件程序,软件程序可以储存于任何微处理单元辨识、解读之记录媒体,或包含有上述纪录媒体之物品及装置。不限定为任何形式,上述物品可以为硬盘、软盘、光盘、ZIP、磁光装置(MO)、IC 芯片、随机存取内存(RAM),或任何熟悉此项技艺者所可使用之包含有上述纪录媒体的物品。

[0038] 计算机系统可以包含显示装置、处理器、内存、输入装置及储存装置。其中,输入装置可以用以输入影像、文字、指令等数据至计算机系统。储存装置系例如为硬盘、光驱或藉由因特网连接之远程数据库,用以储存系统程序、应用程序及使用者数据等,亦可以储存本发明实施例所写成的软件程序。内存系用以暂存数据或执行之程序。处理器用以运算及处理数据等。显示装置则用以显示输出之数据。当计算机系统执行本发明实施例一声波散射讯号的成像方法时,对应的程序便被加载内存,以配合处理器执行本发明实施例的成像方法。最后,再将结果显示于显示装置或储存于储存装置。

[0039] 如图 1 所示,本发明实施例中所揭露的声波散射讯号的成像方法,可以应用在本发明实施例之一种声波散射讯号的成像系统中。本发明实施例之一种声波散射讯号的成像系统包含:一超音波影像撷取装置 10、一处理单元 30 及一显示装置 50。

[0040] 请同时参考图 2,超音波影像撷取装置 10 可以为超音波探头,用来执行本发明实施例一声波散射讯号的成像方法 S100 的第一步骤,也就是取得一超音波影像讯号(步骤 S10)。声波散射讯号的成像系统透过超音波影像撷取装置 10 得到一超音波影像讯号。超音波影像讯号包含数个超音波讯号点(以 $a_1 \dots a_n$ 表示之),每一超音波讯号点具有一数值。其中,数个超音波讯号点可以排列成一矩阵。

[0041] 处理单元 30 可以为微处理器或是计算机系统的处理单元,其可以电连接超音波影像撷取装置 10,用以处理超音波影像讯号。处理单元 30 可以计算一第一统计参数(步骤 S20)。

[0042] 请同时参考图 3,步骤 S20 详述如下。首先,以一第一超音波讯号点 a_1 为中心,统计一第一计算范围 x_1 内所有超音波讯号点 a 的数值,取得一原始统计参数值 a_1x_1 。第一计算范围 x_1 可以为一方阵大小,又称为窗口(block),其长宽比例可以预先设定为超音波影像撷取装置 10 发射入射脉冲长度的倍数,以灰阶超音波影像左上角为起始位置开始扫描,一开始的中心点为第一超音波讯号点 a_1 ,先计算第一计算范围 x_1 内所有涵盖超音波讯号点 a 的数值的原始统计参数值 a_1x_1 。第一计算范围 x_1 内有九个超音波讯号点 a ,因此原始统计参数值 a_1x_1 是以九个超音波讯号点 a 数值计算而取得。

[0043] 其中,原始统计参数值 a_1x_1 可为一种或多种数值的计算组合,统计所有超音波讯号点 a 之一平均数(mean)、一标准差(standard deviation)、一中位数(median)、众数(mode)或其百分位数(percentile)。

[0044] 在一具体实施例中,原始统计参数值 a_1x_1 可以是反映组织内部散射子的统计参数,也就是 Nakagami 所取得的统计参数。

[0045] 在又一具体实施例中,原始统计参数值 a_1x_1 也可以是计算范围 x_1 内所有超音波讯号点 a 之中位数减掉计算范围 x_1 内所有超音波讯号点 a 的平均数后再除以计算范围 x_1 内所有超音波讯号点 a 的标准差所得到的原始统计参数值 a_1x_1 ,其可以表示为 $(\text{Median}-\text{mean})/\text{std}$ 。

[0046] 在又一具体实施例中,原始统计参数值 a_1x_1 也可以是计算范围 x_1 内所有超音波讯

号点 a 之中位数减掉计算范围内所有超音波讯号点 a 的第五百分位数后,再除以计算范围内所有超音波讯号点 a 的第九十五百分位数减掉计算范围内所有超音波讯号点 a 的第五百分位数),其可以表示为 $(\text{Median}-\text{Percentile}(5))/(\text{Percentile}(95)-\text{Percentile}(5))$ 。

[0047] 请同时参考图 4 及图 5,算出原始统计参数值 a_1x_1 之后,窗口可以再往右移动一水平点距离 $d1$ (或是可以往下移动一垂直点距离 $d2$) 而得到一第二超音波讯号点 a_2 。图 4 中是间隔第一超音波讯号点 a_1 一个点距离以得到第二超音波讯号点 a_2 。同样地,计算超音波影像讯号中以第二超音波讯号点 a_2 为中心的第一计算范围 x_1 内所有超音波讯号点 a 的数值,取得一原始统计参数值 a_2x_1 。

[0048] 如此一来,不停重复前述规则,直到所有超音波讯号点 a 都被计算过或是被窗口涵盖过,就可以得到一系列相同计算范围 x_1 却不同中心超音波讯号点 a 的原始统计参数值 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_{n-1}x_1$ 。最后,取得第 n 超音波讯号点 a_n ,以第 n 超音波讯号点 a_n 为中心,统计第一计算范围 x_1 内所有超音波讯号点 a 的数值,取得一原始统计参数值 a_nx_1 。

[0049] 加总相同计算范围的这些原始统计参数值 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_nx_1$,再平均,取得一第一统计参数 w_1 。

[0050] 处理单元 30 计算一第二统计参数 w_2 至第 n 组原始统计参数值 w_n (步骤 S30)。详细步骤如下:同样地遵循前述规则,调整计算范围 x 的窗口大小后,如图 6 及图 7 所示,先以一第二计算范围 x_2 作为一个窗口来扫描超音波影像讯号,例如先从超音波影像讯号的左上角开始扫描,计算超音波影像讯号中以第一超音波讯号点 a_1 为中心的第二计算范围 x_2 内所有超音波讯号点数值以取得一原始统计参数值 a_1x_2 。接着,仍然以第二计算范围 x_2 在不同超音波讯号点为中心以取得一系列的原始统计参数值 $a_2x_2, a_3x_2, \dots, a_nx_2$,每次移动间隔一个点距离。

[0051] 同样地,依照前述计算该第一统计参数 w_1 的方式,根据相同第二计算范围 x_2 的这些原始统计参数值 $a_1x_2, a_2x_2, \dots, a_nx_2$ 加总后,再平均,取得一第二统计参数 w_2 。依此类推,调整计算范围 x 的窗口大小后,使用第三计算范围 x_3 至第 m 计算范围 x_m 相对应取得第三统计参数 w_3 至第 m 统计参数 w_m 。

[0052] 如图 8 图所示,该超音波讯号点距离,不论是水平点距离 $d1$ 或是垂直点距离 $d2$ 皆可以为一个超音波讯号点。本发明可以加速成像的速度并且维持八成以上的准确率,方法就是将点距离设定为大于一个超音波讯号点。处理单元 30 判断点距离是否大于一个超音波讯号点,当点距离大于一个超音波讯号点时,例如第 8 图中的点距离为两个超音波讯号点,会先在 a_1, a_3 及 a_5 取得原始统计参数值 a_1x_1, a_3x_1 及 a_5x_1 ,接着将所取得的这些原始统计参数值进行一内插函数计算以取得完整的这些些原始统计参数值。也就是说,将原始统计参数值 a_1x_1 及 a_3x_1 进行一内插函数计算得到 a_2x_1 ,将原始统计参数值 a_3x_1 及 a_5x_1 进行一内插函数计算得到 a_4x_1 。如此一来,只要先取得一半的原始统计参数值,就可以利用简单的内插快速地计算出完整的原始统计参数值,而不需将每个原始统计参数值算出,大幅节省了计算时间。

[0053] 处理单元 30 根据上述统计参数得计算出一第一权重值 α_1 至一第 m 权重值 α_m (步骤 S40),其中上述权重值 $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_m$ 为一声波散射成像的加权百分率。

[0054] 处理单元 30 计算第一超音波讯号点 a_1 至第 n 超音波讯号点 a_n 的声波散射数值 (步骤 S50),详述如下:于第一超音波讯号点 a_1 将每一权重值 $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_m$ 分别

乘以第一超音波讯号点 a_1 对应的计算范围的原始统计参数值 $a_1x_1, a_1x_2, \dots, a_1x_m$, 其可以表示为 $\alpha_1*a_1x_1, \alpha_2*a_1x_2, \dots, \alpha_m*a_1x_m$ 。再加总, 取第一超音波讯号点 a_1 的声波散射数值, 也就是说第一超音波讯号点 a_1 的声波散射数值可以表示为 $\alpha_1*a_1x_1 + \alpha_2*a_1x_2 + \dots + \alpha_m*a_1x_m$ 。重复前述规则以取得第二超音波讯号点 a_2 至第 n 超音波讯号点 a_n 的声波散射数值 $(\alpha_1*a_2x_1 + \alpha_2*a_2x_2 + \dots + \alpha_m*a_2x_m), (\alpha_1*a_3x_1 + \alpha_2*a_3x_2 + \dots + \alpha_m*a_3x_m), \dots, (\alpha_1*a_nx_1 + \alpha_2*a_nx_2 + \dots + \alpha_m*a_nx_m)$ 。

[0055] 显示装置 50 与处理单元 30 电性连接, 其可以是计算机屏幕、超音波仪器的屏幕或是手持装置的屏幕。显示装置 50 用以根据上述声波散射数值显示出一声波散射统计影像图 (步骤 S60)。声波散射统计量值可以以常用的色阶表示方式来显示。

[0056] 本发明实施例中可以有多种计算权重值的方法, 用以强化影像分辨率。在一具体实施例中, 选择上述统计参数 $w_1, w_2, \dots, w_m$ 之一作为一背景参数值 (reference), 假设以第一统计参数 w_1 为背景参数值, 将上述统计参数 $w_1, w_2 \dots w_m$ 分别除以背景参数值以得到数个修正统计参数 $w_1', w_2', \dots, w_m'$; 例如第一修正统计参数表示为 $w_1' = w_1/w_1$, 第二修正统计参数表示为 $w_2' = w_2/w_1$, 第三修正统计参数表示为 $w_3' = w_3/w_1$, 以此类推。则上述权重值 $\alpha_1, \alpha_2, \dots, \alpha_m$ 可为对应一该修正统计参数除以这些比较值之总和; 例如第一权重值表示为 $\alpha_1 = w_1' / (w_1' + w_2' + \dots + w_m')$, 第二权重值表示为 $\alpha_2 = w_2' / (w_1' + w_2' + \dots + w_m')$, 第三权重值表示为 $\alpha_3 = w_3' / (w_1' + w_2' + \dots + w_m')$, 以此类推。

[0057] 再一具体实施例中, 选择上述统计参数 $w_1, w_2, \dots, w_m$ 之一作为一背景参数值 (reference), 例如下表 1 所示, 假设以第二统计参数 w_2 为背景参数值, 将上述统计参数 $w_1, w_2 \dots w_m$ 分别除以背景参数值以得到数个修正统计参数 $w_1', w_2', \dots, w_m'$; 例如第一修正统计参数表示为 $w_1' = w_1/w_2$, 第二修正统计参数表示为 $w_2' = w_2/w_2$, 第三修正统计参数表示为 $w_3' = w_3/w_2$, 以此类推。若修正统计参数大于 1, 还可以选择进一步使用公式: 比较值 $w'' = 2 - \text{修正统计参数 } w'$ 。若修正统计参数小于 1, 则比较值 w'' 为修正统计参数 w' 。无论是否修正, 接着都可以将每一比较值 w'' 除以上述比较值之总和 $w_1'' + w_2'' + \dots + w_m''$ 以计算上述权重值 α 。举例来说, 第一权重值 $\alpha_1 = w_1'' / (w_1'' + w_2'' + \dots + w_m'')$, 第二权重值 $\alpha_2 = w_2'' / (w_1'' + w_2'' + \dots + w_m'')$, 第三权重值 $\alpha_3 = w_3'' / (w_1'' + w_2'' + \dots + w_m'')$, 以此类推。

[0058] 表 1: 以 Nakagami 所取得的统计参数为例, 并以第二统计参数 (w_2) 为背景参数值的权重表。

[0059]

	统计参数(W_m)	修正统计参数(W_m')	比较值(W_m'')
计算范围 X_1	1.1610	1.466	0.534
计算范围 X_2	0.7921	1.000	1.000
计算范围 X_3	0.6296	0.795	0.795
计算范围 X_4	0.5286	0.667	0.667
计算范围 X_5	0.4525	0.571	0.571

[0060]

计算范围 X_6	0.4210	0.531	0.531
计算范围 X_7	0.3758	0.474	0.474
计算范围 X_8	0.3462	0.437	0.437
计算范围 X_9	0.3155	0.398	0.398
计算范围 X_{10}	0.3040	0.384	0.384

[0061] 如图 9 所示,使用者可以自行设定多 m 个窗口,也就是 m 个不同的计算范围 x 。以 Nakagami 所取得的统计参数 w 且计算范围数目 $m = 4$ 为例,比较值 W_m'' 依序为 0.534, 1.000, 0.795, 0.667。重新计算比例并使其权重值总和为 1 后,最后所得的权重值 α 依序为 0.1782, 0.3338, 0.2654, 0.2226。

[0062] 表 2 :以 (Median-mean)/std 所取得的统计参数为例,并以第二统计参数 (W_2) 为背景参数值的权重表。

[0063]

	统计参数(W_m)	修正统计参数(W_m')	比较值(W_m'')
计算范围 X_1	-0.13	0.709	0.709
计算范围 X_2	-0.18	1.000	1.000
计算范围 X_3	-0.21	1.156	0.844
计算范围 X_4	-0.22	1.257	0.743
计算范围 X_5	-0.24	1.322	0.678
计算范围 X_6	-0.24	1.368	0.632
计算范围 X_7	-0.25	1.423	0.577
计算范围 X_8	-0.26	1.445	0.555
计算范围 X_9	-0.26	1.467	0.533
计算范围 X_{10}	-0.27	1.496	0.504

[0064] 如图 10 所示,以 (Median-mean)/std 所取得的统计参数且计算范围数目 $m = 4$ 为例,其比较值 W_m'' 依序为 0.709, 1.000, 0.844, 0.743。重新计算比例并使其权重值总和为 1 后,最后将其数值正规化所得之权重值依序为 0.2151, 0.3034, 0.2561, 0.2254。

[0065] 在再一具体实施例中,可以使用主成分分析 (principle component analysis, PCA) 原理求得权重值 α 。使用者可根据以上述统计参数 $w_1, w_2 \cdots w_m$, 先列出多组统计参数的一维数组后,以其特征值 (eigenvalue) 及特征向量计算权重值 $\alpha_1, \alpha_2, \cdots \alpha_m$ 。详细步骤如下。

[0066] 分别将上述原始统计参数值排列成数个不同的一维矩阵,也就是 $(a_1x_1, a_2x_1, \cdots a_nx_1), (a_1x_2, a_2x_2, \cdots a_nx_2), (a_1x_3, a_2x_3, \cdots a_nx_3), \cdots (a_1x_m, a_2x_m, \cdots a_nx_m)$ 。为简化表示,以 1 代表每一计算范围内的原始统计参数值,也就是说一个二维影像矩阵 (宽度 g 点、高度为 h 点):

$$\begin{bmatrix} I_{1,1} & I_{1,2} & \cdots & I_{1,g} \\ I_{2,1} & & \ddots & \vdots \\ \vdots & & \ddots & \vdots \\ I_{h,1} & \cdots & \cdots & I_{h,g} \end{bmatrix},$$

可以将矩阵调整写成一维矩阵:

$$\begin{bmatrix} l_{1,1} \\ l_{1,2} \\ l_{1,3} \\ \vdots \\ l_{1,g} \\ l_{2,1} \\ l_{2,2} \\ \vdots \\ l_{g,h} \end{bmatrix},$$

其中 $l_{11} = a_1, l_{1,2} = a_2, \cdots$

, $l_{g,h} = a_n$ 。如果有三种不同计算范围 x , 则可以得到三个一维矩阵:

$$\begin{bmatrix} l_{11} \\ l_{12} \\ l_{13} \\ \vdots \\ l_{1n} \\ l_{21} \\ l_{22} \\ \vdots \\ l_{2n} \\ l_{31} \\ l_{32} \\ \vdots \\ l_{3n} \\ l_{gh} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_{11} \\ l_{12} \\ l_{13} \\ \vdots \\ l_{1n} \\ l_{21} \\ l_{22} \\ \vdots \\ l_{2n} \\ l_{31} \\ l_{32} \\ \vdots \\ l_{3n} \\ l_{gh} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} l_{11} \\ l_{12} \\ l_{13} \\ \vdots \\ l_{1n} \\ l_{21} \\ l_{22} \\ \vdots \\ l_{2n} \\ l_{31} \\ l_{32} \\ \vdots \\ l_{3n} \\ l_{gh} \end{bmatrix}.$$

[0067] 接着将每一原始统计参数值减去这些原始统计参数值的平均值, 再除以这些原始统计参数值的标准差, 取得一相关系数矩阵 (correlation coefficient matrix):

$$\begin{bmatrix} 1 & C_{w1w2} & C_{w1w3} \\ C_{w2w1} & 1 & C_{w2w3} \\ C_{w3w1} & C_{w3w2} & 1 \end{bmatrix}, \quad \text{相关系数矩阵包含数个任意两个上述一维矩阵的相关系数}$$

(correlation coefficient), 其中 C_{w1w2} 代表第一组原始统计参数值 (如 $a_1x_1, a_2x_1, \dots, a_nx_1$) 对应的一维矩阵与第二组原始统计参数值 (如 $a_1x_2, a_2x_2, \dots, a_nx_2$) 对应的一维矩阵之间的相关系数。相关系数的算法可以参照一般的公式: 第一组原始统计参数值矩阵与第二组原始

统计参数值矩阵的相关系数为 $\frac{n \sum_{i=1}^n x_i y_i - \sum_{i=1}^n x_i \sum_{i=1}^n y_i}{\sqrt{n \sum_{i=1}^n x_i^2 - (\sum_{i=1}^n x_i)^2} \sqrt{n \sum_{i=1}^n y_i^2 - (\sum_{i=1}^n y_i)^2}}$ 来计算。其中, x_i 为第

一组原始统计参数值矩阵的元素, y_i 为第二组原始统计参数值矩阵的元素, i 从 1 到 n , n 为该矩阵的元素个数。

[0068] 计算完相关系数矩阵后, 根据相关系数矩阵计算一最大特征值 λ (eigenvalue), 计算公式如下, 其中 λ 为 A 的最大特征值, A 为相关系数矩阵:

[0069]

$$\begin{aligned} A - \lambda I_3 &= \begin{bmatrix} 1 & C_{w1w2} & C_{w1w3} \\ C_{w2w1} & 1 & C_{w2w3} \\ C_{w3w1} & C_{w3w2} & 1 \end{bmatrix} - \lambda \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} = 0 \\ &= \begin{bmatrix} 1-\lambda & C_{w1w2} & C_{w1w3} \\ C_{w2w1} & 1-\lambda & C_{w2w3} \\ C_{w3w1} & C_{w3w2} & 1-\lambda \end{bmatrix} = (1-\lambda) \begin{vmatrix} 1-\lambda & C_{w2w1} \\ C_{w3w2} & 1-\lambda \end{vmatrix} - (C_{w1w2}) \begin{vmatrix} C_{w2w1} & C_{w2w3} \\ C_{w3w1} & 1-\lambda \end{vmatrix} + (C_{w1w3}) \begin{vmatrix} C_{w2w1} & 1-\lambda \\ C_{w3w1} & C_{w3w2} \end{vmatrix} \end{aligned}$$

[0070] 接着, 根据最大特征值计算出一特征向量 (eigenvector) 作为上述权重值 (a_n)。根据下述公式, 将最大特征值 λ 代入后, 即可求出权重值 a_1, a_2 及 a_3 。

$$\begin{bmatrix} 1-\lambda & C_{x_1x_2} & C_{x_1x_3} \\ C_{x_2x_1} & 1-\lambda & C_{x_2x_3} \\ C_{x_3x_1} & C_{x_3x_2} & 1-\lambda \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \alpha_1 \\ \alpha_2 \\ \alpha_3 \end{bmatrix} = 0$$

[0071] 如图 11 所示,以 Nakagami 所取得的统计参数且计算范围数目 $m = 7$ 为例,使用者可以选出第一原始统计参数值至第七原始统计参数值,其分别根据第一计算范围 x_1 至第七计算范围 x_7 计算出,并且分别排列成一维矩阵,根据其超音波讯号点计算相关系数矩阵,其最大特征值计算后为 4.61,其特征向量为 0.153, 0.342, 0.410, 0.432, 0.427, 0.404, 0.399, 再重新计算比例并使其权重值总和为 1 后,最后所得的七组权重值 $\alpha_1, \alpha_2 \cdots \alpha_7$ 为 0.06, 0.133, 0.160, 0.168, 0.166, 0.157, 0.155。最后可以画成如图 11 的影像。

[0072] 如图 12 所示,以 (Median-mean)/std 所取得的统计参数且计算范围数目 $m = 7$ 为例,经过前述的计算后,其最大特征值计算后为 4.651,其特征向量为 0.1269, 0.3269, 0.4123, 0.4373, 0.4352, 0.4025, 0.4054, 再重新计算比例并使其权重值总和为 1 后,最后所得的权重值 0.0498, 0.1284, 0.1619, 0.1717, 0.1709, 0.1581, 0.1592。最后可以画成如图 12 的影像。

[0073] 如图 13 及图 14 所示,在再一具体实施例中,使用者可自行设定 m 个不同大小之窗口。针对不同的计算范围 x 计算对应之统计参数后,上述权重值 $\alpha_1, \alpha_2, \cdots, \alpha_m$ 皆可为一计算范围数量 (m) 的倒数。公式如下: $\alpha_1 = \alpha_2 = \cdots = \alpha_m = 1/m$ 。亦即第一超音波讯号点 a_1 的声波散射数值可以表示为 $(1/m * a_{1x_1} + 1/m * a_{1x_2} + \cdots + 1/m * a_{1x_m})$ 。重复前述规则以取得第二超音波讯号点 a_2 至第 n 超音波讯号点 a_n 的声波散射数值 $(1/m * a_{2x_1} + 1/m * a_{2x_2} + \cdots + 1/m * a_{2x_m})$, $(1/m * a_{3x_1} + 1/m * a_{3x_2} + \cdots + 1/m * a_{3x_m})$, $\cdots$, $(1/m * a_{nx_1} + 1/m * a_{nx_2} + \cdots + 1/m * a_{nx_m})$ 。此种方法亦称为窗口调控复合 (window-modulated Compounding) 技术。图 13 为以 Nakagami 所取得的统计参数且计算范围数目 $m = 7$ 为例,绘出的声波散射讯号的声波散射统计影像图。图 14 为以 (Median-mean)/std 所取得的统计参数且计算范围数目 $m = 4$ 为例,绘出的声波散射讯号的声波散射统计影像图。

[0074] 为了呈现超音波讯号点距离与成像速度及成像质量的关系,在一实施例中,将窗口移动的点距离设定成四种,分别为重合度 >95% (over 95)、重合度 75% (over 75)、重合度 50% (over 50) 及重合度 25% (over 25),重合度越低代表着超音波讯号点移动间距离越大。

[0075] 参见表 3,以本发明使用的超音波影像撷取装置 10 的二倍入射脉冲长度对应的窗口大小 12×72 为例。根据上述定义,当窗口移动的水平点距离 $d1$ 与移动之垂直点距离 $d2$ 皆为 1 个超音波影像讯号点时,即重合度 >95%;当窗口移动的水平点距离 $d1$ 与移动的垂直点距离 $d2$ 分别为 3 个超音波影像讯号点与 18 个超音波影像讯号点时,重合度 75%时;当窗口移动的水平点距离 $d1$ 与移动的垂直点距离 $d2$ 分别为 6 个超音波影像讯号点与 36 个超音波影像讯号点时,重合度 50%;当窗口移动的水平点距离 $d1$ 与移动的垂直点距离 $d2$ 分别为 9 个超音波影像讯号点与 54 个超音波影像讯号点时,重合度 25%。

[0076] 表 3:不同重合度之运算后统计参数值数组大小

[0077]

	重合度>95%	重合度 75%	重合度 50%	重合度 25%
d1(点距离)	1	3	6	9
d2(点距离)	1	18	36	54
运算后统计 参数值数组 大小	244 x 1739	82 x 97	41 x 49	28 x 33

[0078] 如图 15a 至图 15j 所示, 以 (Median-Percentile(5)) / (Percentile(95)-Percentile(5)) 统计参数为例。图 15a 至图 15d 分别为重合度 >95%、重合度 75%、重合度 50% 及重合度 25% 的统计参数值所显现的声波散射统计影像图。如表 3 所示, 图 15a 的统计参数值的数组为 244x 1739 超音波讯号点, 而图 15b 至图 15d 因为使用比较低的重合度, 每次间隔较多点, 虽然完成所有计算可以较图 15a 节省较多时间, 但统计参数值的数组则相对较小。

[0079] 接着, 将得到统计参数值的数组利用内插法将其放大到与重合度 >95% 同样大小, 并以常用色阶来呈现统计参数值的数组, 显现其影像, 如此就可以比较不同重合度下使用内插法后, 对分辨率的影响程度。

[0080] 如图 15e 至图 15g 所示, 其将图 15b 至图 15d 进行内插法, 直到统计参数值的数组与图 15a 大小相同。由于图 15a 为窗口移动的水平点距离 d1 与移动的垂直点距离 d2 皆为 1 个超音波讯号点, 所以是最能反应出组织内部信息, 故以图 15a 做为参考图 (reference)。因此, 如图 15h 至图 15j 所示, 其将图 15e 至图 15g 之各个超音波讯号点数值分别减去图 15a 相对应的各个超音波讯号点数值所得, 可以反映不同重合度的误差率分别为 5.04% , 8.76% , 11.31%。同时, 运算时间也整理于表 4, 可以发现在此技术下可以大幅节省运算的时间, 亦能保持至少八成以上之准确率。误差率的计算公式如下:

$$\frac{\sum_{i=1, j=1}^{i=g, j=h} |I_{(i,j)} - I_{ref(i,j)}|}{\sum_{i=1, j=1}^{i=g, j=h} I_{ref(i,j)}} \times 100$$

[0081] 其中, $I_{ref(i,j)}$ = 重合度 >95% 之统计参数值, 影像大小为宽度 g 点及高度为 h 点。

[0082] $I_{(i,j)}$ = 其它重合度下 (例如重合度 75%、重合度 50% 或重合度 25%) 之统计参数值, 影像大小为宽度 g 点及高度为 h 点。

[0083] 表 4: 不同重合度之运算时间与误差率估算

[0084]

	重合度>95%	重合度 75%	重合度 50%	重合度 25%
内插前运算时间(秒)	40.74	0.88	0.31	0.21
内插时间(秒)	-	0.1		
总运算时间(秒)	40.74	0.98	0.41	0.31
误差率(%)	-	4.016	7.284	9.95

[0085] 如图 16a 至图 16c 所示,为了说明影像分辨率之改善,在重合度 >95% 的统计参数值数组上纵向选取例如第 800 行的超音波讯号点,并在图 16a 至图 16c 分别与其它重合度(重合度 75%、重合度 50%或重合度 25%)位置相对应之统计参数值画成曲线比对图,蓝色代表重合度 >95% 的统计参数值,红色分别代表其它重合度的统计参数值。在图中可以发现在其它重合度的波形跳动幅度较重合度 >95% 来的少,也表示影像超音波讯号点之间变化较为平滑,分辨能力较好。

[0086] 如图 16d 至图 16f 所示,为了更进一步确认影像分辨率和平滑度的差异,将每一行超音波讯号点绘制出的每一条统计参数值曲线取微分,再进行加总并正规化最大值,最后得到的总微分值可代表整体跳动幅度。同样地,蓝色为重合度 >95% 之结果,而图 16d 至图 16f 中的红色分别代表重合度 75%、重合度 50%及重合度 25%之结果。换句话说,总微分值愈低代表影像愈平滑。在图中可以发现在其它重合度的波形跳动幅度较重合度 >95% 来的低,也表示影像超音波讯号点之间变化较为平滑,分辨能力较好。

[0087] 如图 16g 至图 16i 所示,另一方法为将前后二行(例如第 800 行与第 801 行)超音波讯号点取相关系数,最后得到的总相关系数值代表其相关性。同样地,蓝色为重合度 >95% 之结果,而图 16g 至图 16i 中的红色分别代表重合度 75%、重合度 50%及重合度 25%的结果。换句话说,总相关系数值愈高代表影像愈平滑。在图中可以发现在其它重合度的波形跳动幅度较重合度 >95% 来的明显,也表示影像超音波讯号点之间变化较为平滑,分辨能力较好。

[0088] 利用上述三种方法皆能说明不同重合度的跳动幅度较为平滑,亦反应影像分辨率有改善。

[0089] 同样地,在一实施例中又以 Nakagami 所取得的统计参数例,重复上述实验,亦能解释在此技术下可以大幅节省运算的时间,亦能保持至少八成以上的准确率,以及改善影像分辨率。

[0090] 图 17a 至图 17d 分别为重合度 >95%、重合度 75%、重合度 50%及重合度 25%的 Nakagami 统计参数值所显现的声波散射统计影像图。如表 3 所示,图 17a 的统计参数值的数组为 244x 1739 超音波讯号点。如图 17e 至图 17g 所示,其系将图 17b 至图 17d 进行内

插法,直到统计参数值的数组与图 17a 相同大小。由于图 17a 为窗口移动的水平点距离 d1 与移动的垂直点距离 d2 皆为 1 个超音波讯号点,所以是最能反应出组织内部信息,故以图 17a 做为参考图 (reference)。因此,如图 17h 至图 17j 所示,其将第图 17e 至图 17g 的各个超音波讯号点数值分别减去图 17a 位置相对应的各个超音波讯号点数值所得,可以反映不同重合度的误差率与运算时间于表 5,可以发现在此技术下可以大幅节省运算的时间,亦能保持至少八成以上之准确率。

[0091] 表 5:不同重合度的运算时间与误差率估算

[0092]

	重合度>95%	重合度 75%	重合度 50%	重合度 25%
内插前运算时间(秒)	45.35	0.99	0.33	0.23
内插时间(秒)	-	0.1		
总运算时间(秒)	45.35	1.09	0.43	0.33
误差率(%)	-	7.87	14.05	19.01

[0093] 如图 18a 至图 18c 所示,为了说明影像分辨率的改善,在重合度 >95% 的统计参数值数组上纵向选取例如第 800 行的超音波讯号点,并在图 18a 至图 18c 分别与其它重合度 (重合度 75%、重合度 50% 或重合度 25%) 的相对应的统计参数值画成曲线比对图,蓝色代表重合度 >95% 的统计参数值,红色分别代表其它重合度的统计参数值。在图中可以发现在其它重合度的波形跳动幅度较重合度 >95% 来的少,也表示影像超音波讯号点之间变化较为平滑,分辨能力较好。

[0094] 如图 18d 至图 18f 所示,为了更进一步确认影像分辨率和平滑度的差异,将每一行超音波讯号点绘制出的每一条统计参数值曲线取微分,再进行加总并正规化最大值,最后得到的总微分值可代表整体跳动幅度。同样地,蓝色为重合度 >95% 之结果,而图 18d 至图 18f 中的红色分别代表重合度 75%、重合度 50% 及重合度 25% 的结果。换句话说,总微分值愈低代表影像愈平滑。在图中可以发现在其它重合度的波形跳动幅度较重合度 >95% 来的低,也表示影像超音波讯号点之间变化较为平滑,分辨能力较好。

[0095] 如图 18g 至图 18i 所示,另一方法为将前后二行 (例如第 800 行与第 801 行) 超音波讯号点取相关系数,最后得到的总相关系数值代表其相关性。同样地,蓝色为重合度 >95% 的结果,而图 18g 至图 18i 中的红色分别代表重合度 75%、重合度 50% 及重合度 25% 之结果。换句话说,总相关系数值愈高代表影像愈平滑。在图中可以发现在其它重合度的波形跳动幅度较重合度 >95% 来的明显,也表示影像超音波讯号点之间变化较为平滑,分辨能力较好。

[0096] 同样地,利用上述三种方法皆能说明不同重合度的跳动幅度较为平滑,亦反应影像分辨率有改善。

[0097] 本发明实施例所提出的声波散射讯号的成像方法及系统,藉由应用多种不同统计分布方式于超音波逆散射回音讯号,进而以正常肝脏为例,评估肝组织内部散射子分布和结构排列的情况,结合不同权重 (weighting) 平均技术,可强化影像平滑度和分辨率,以提升影像质量,并增进分辨均质组织的能力。此外,将窗口移动之固定点距离需大于 1 个超音波讯号点,并利用内插方法以取得完整的这些统计参数值,可维持运算准确率,并证实能大幅降低计算时间。此技术可用于超音波影像诊断系统,可协助提供不同的临床信息,提高诊断准确度。本发明实施例中所提供的不同权重值的演算方法,可供医疗人员针对不同病灶的诊断而选用不同的权重值,提升影像质量,增进分辨均质组织的能力,可予以确认组织与病灶间的相对位置,协助医疗人员正确地进行病灶的诊断。

[0098] 上述实施例仅仅为了方便说明而举例而已,本发明的范围应以所附权利要求书为准,而非仅限于上述实施例。

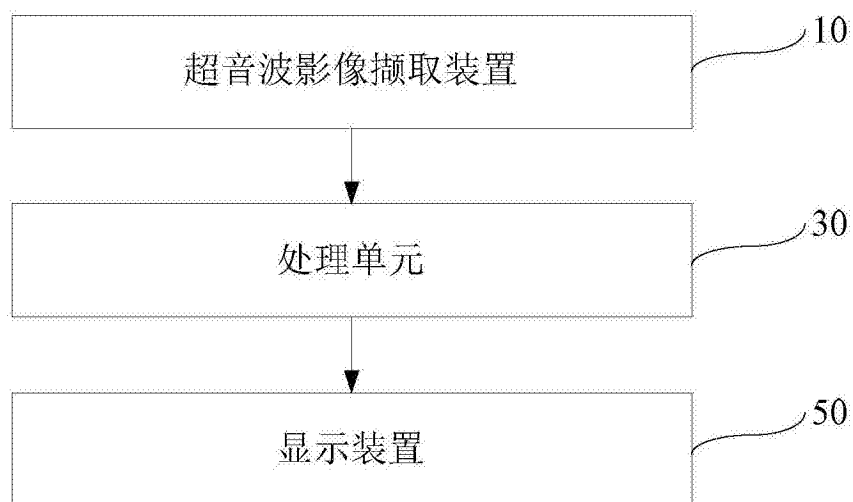


图 1

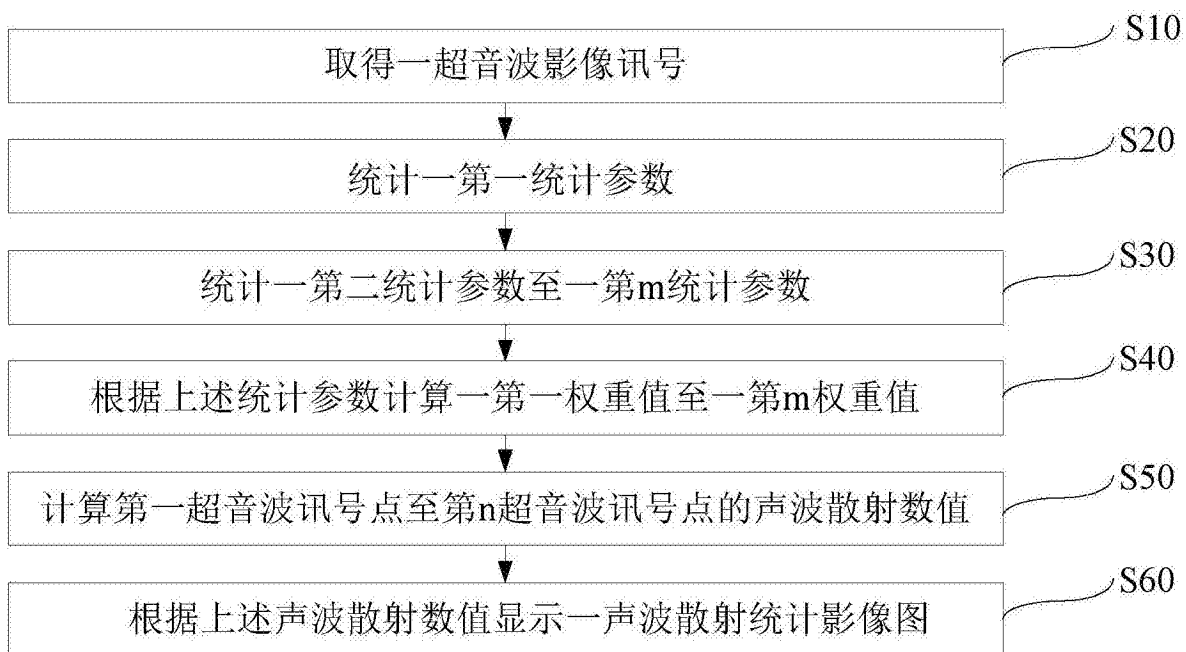
S100

图 2

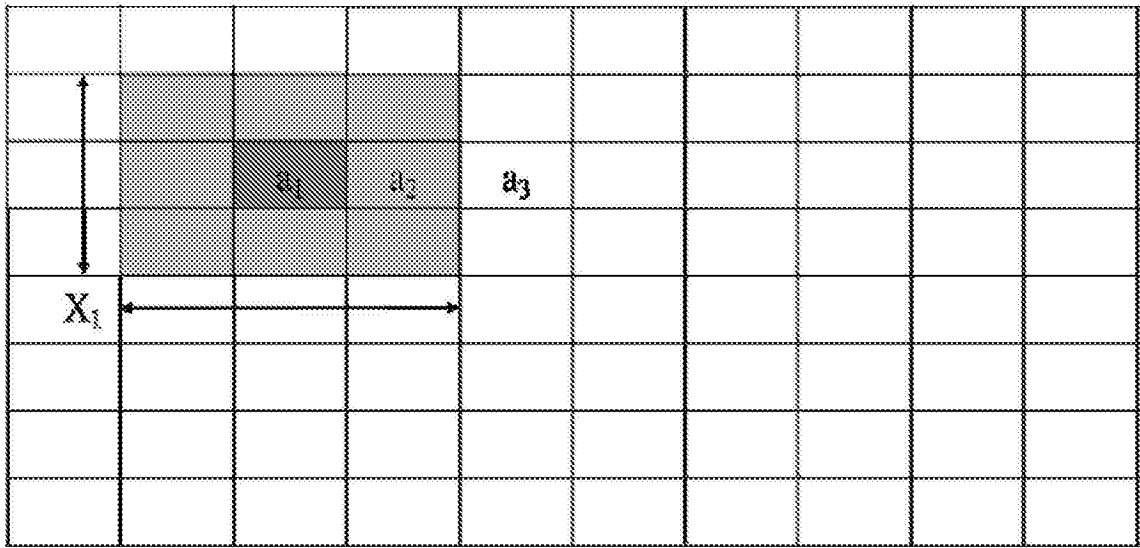


图 3

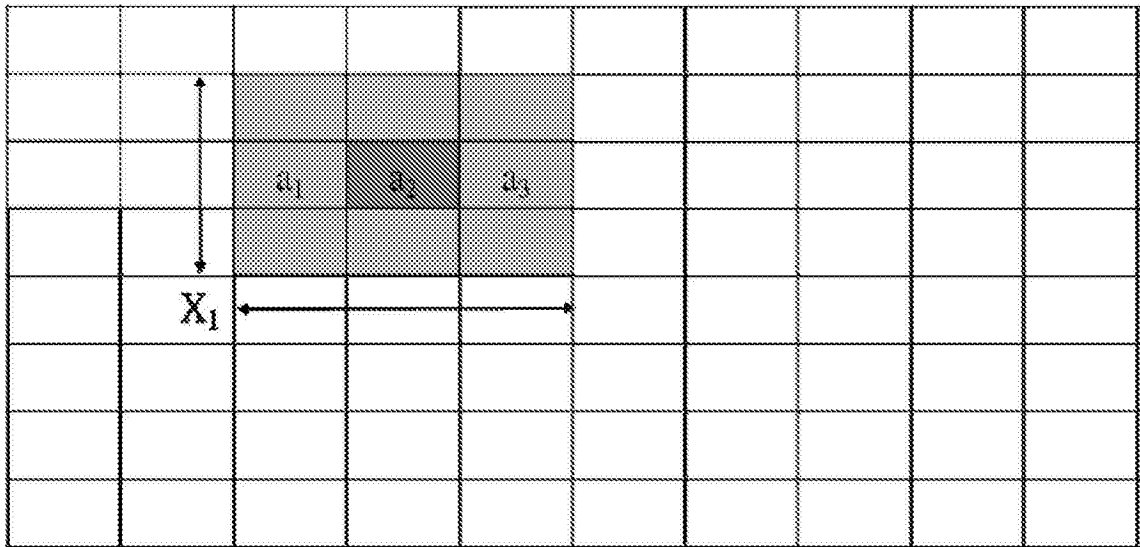


图 4

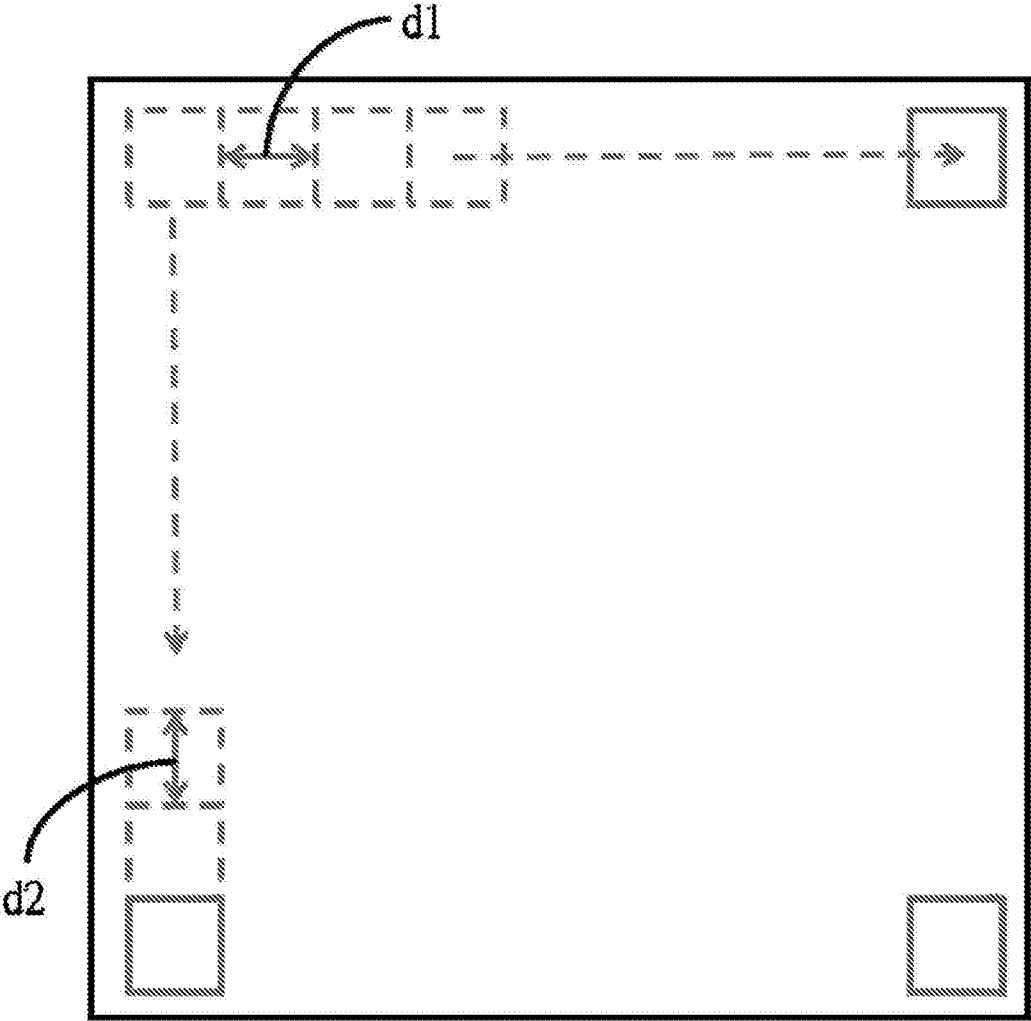


图 5

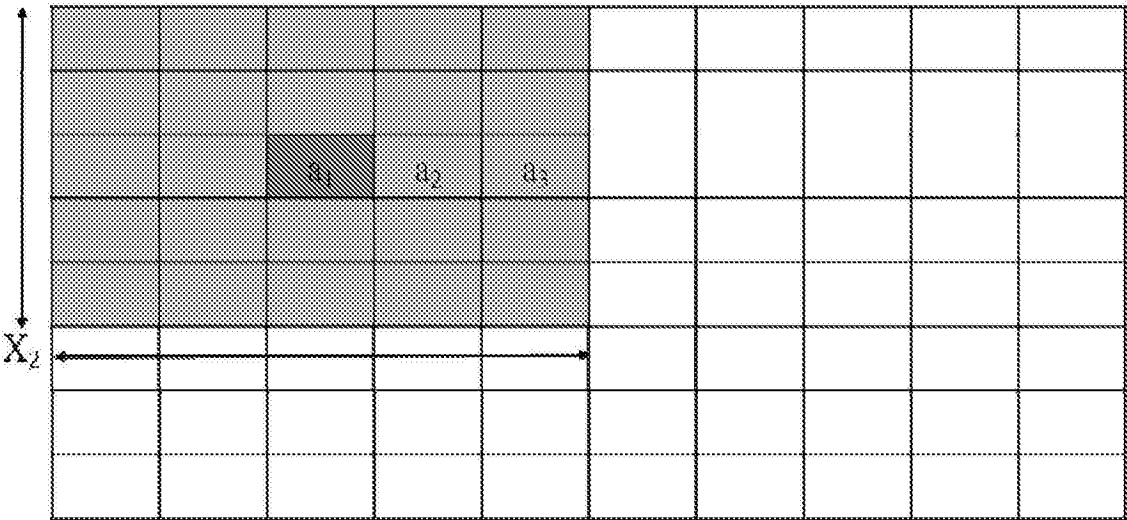


图 6

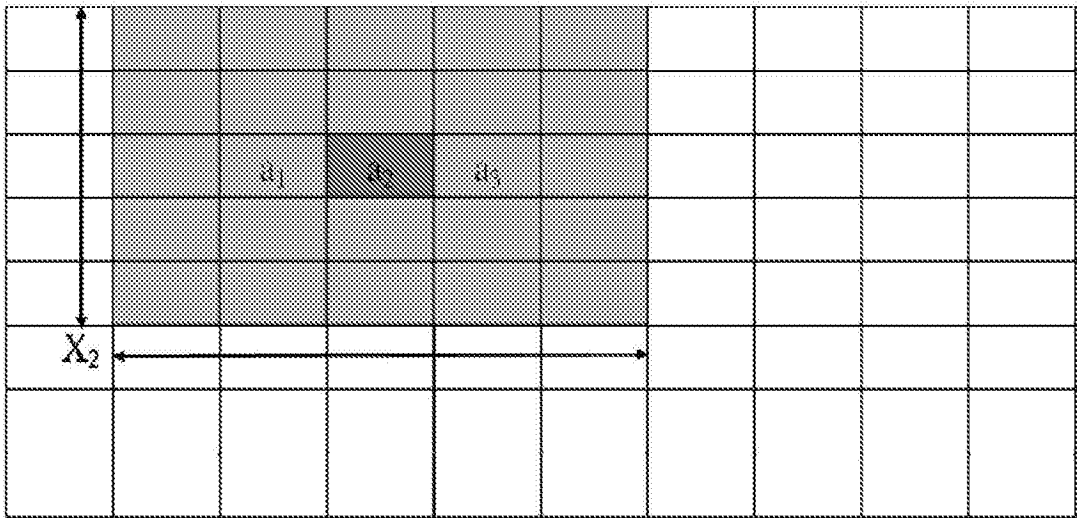


图 7

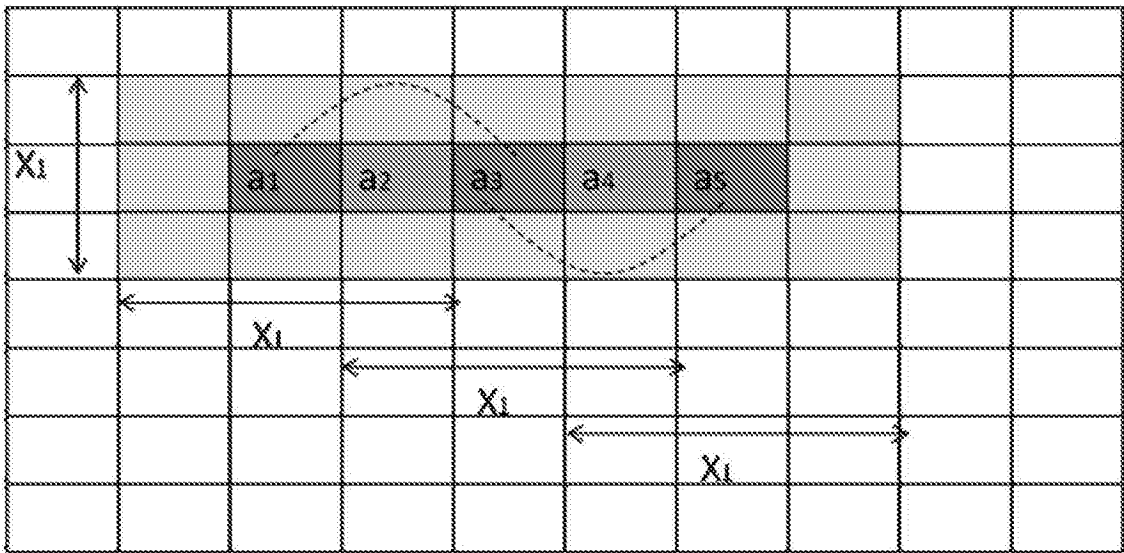


图 8

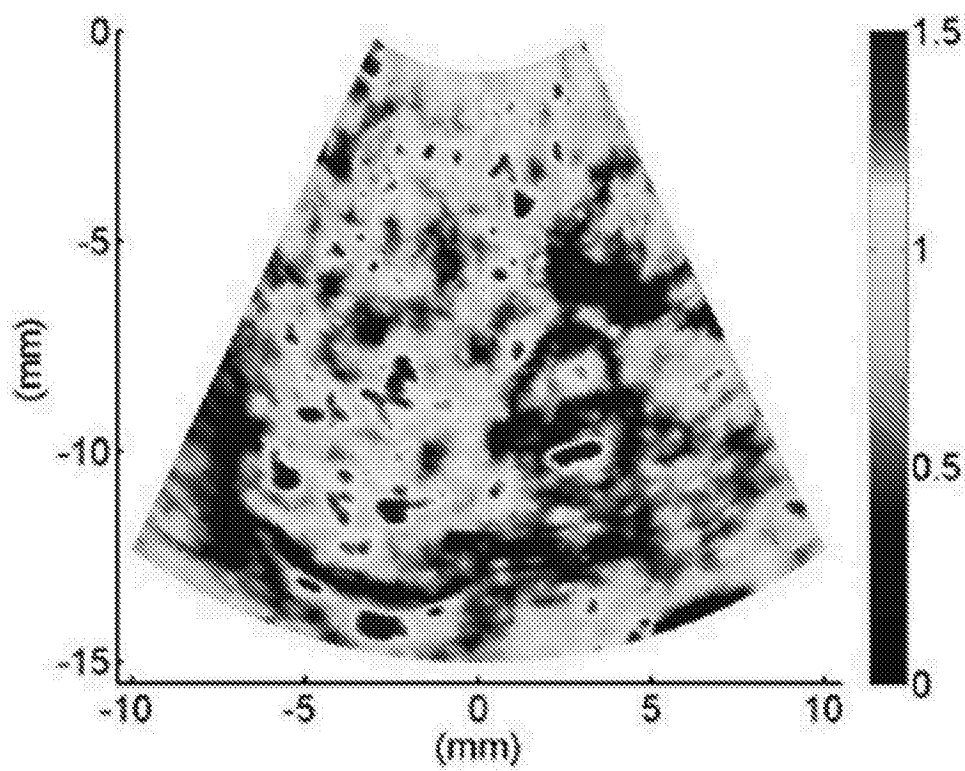


图 9

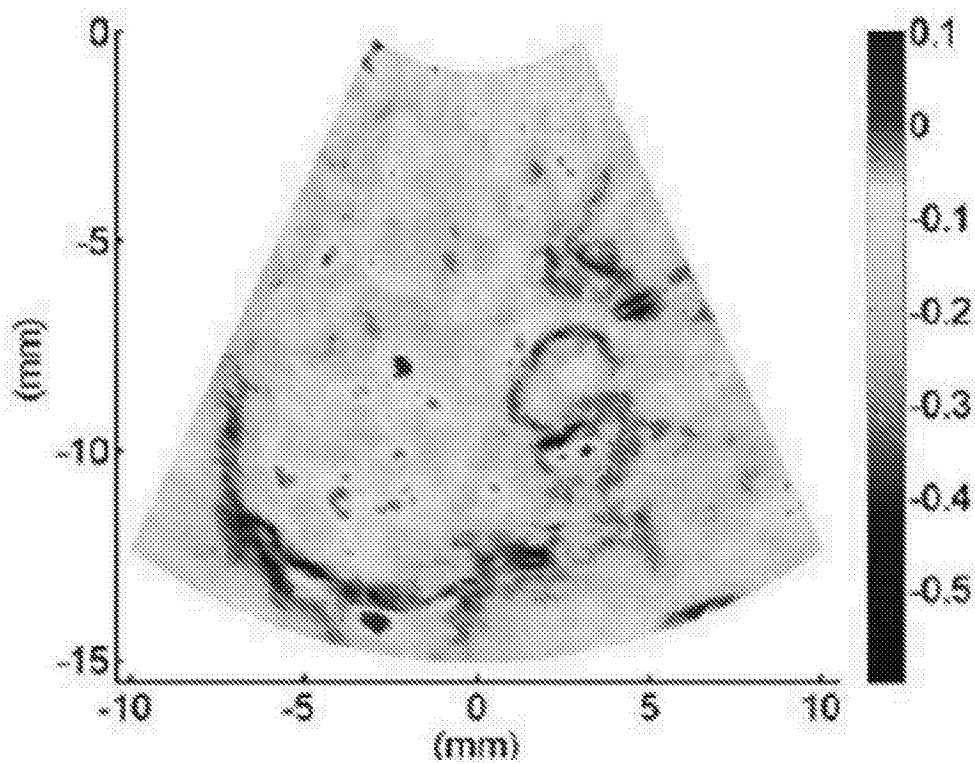


图 10

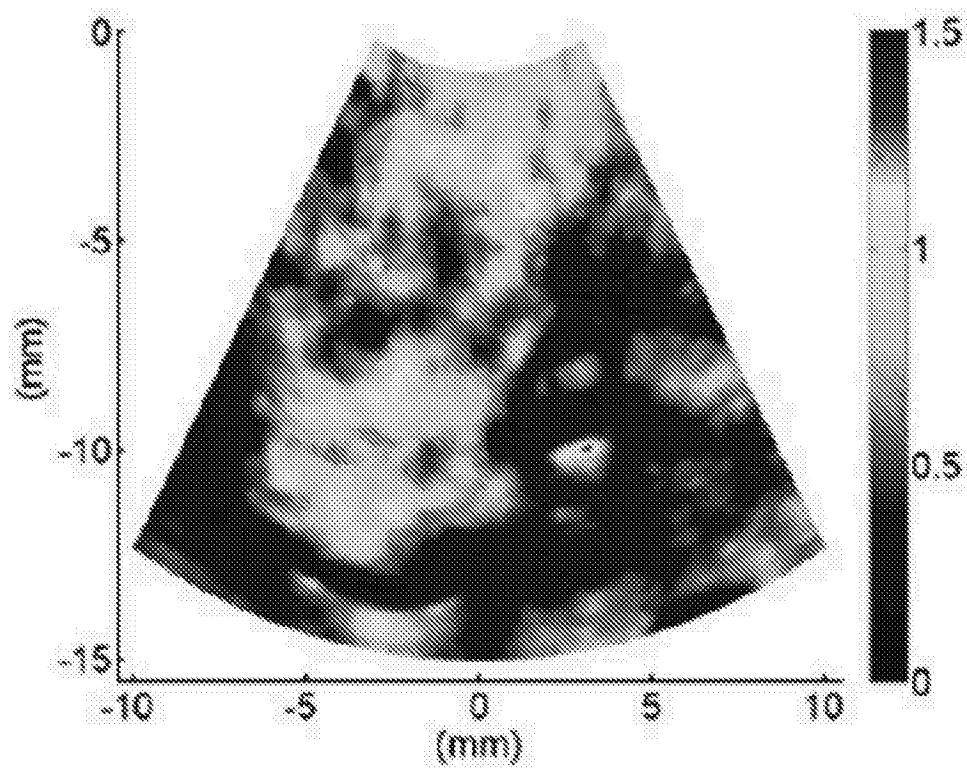


图 11

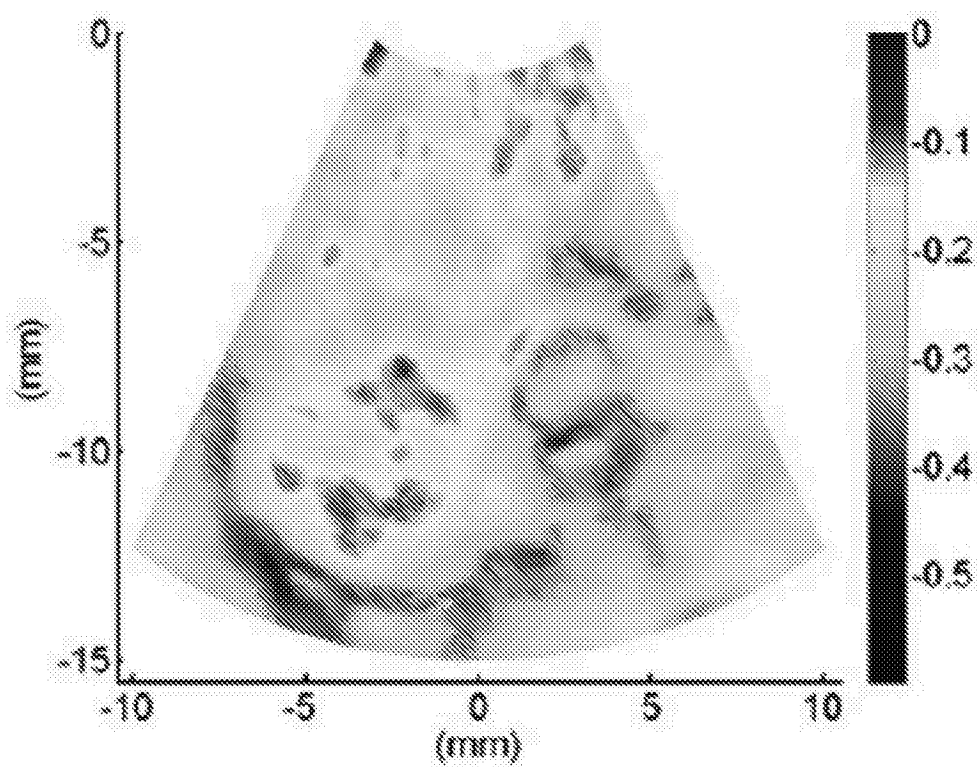


图 12

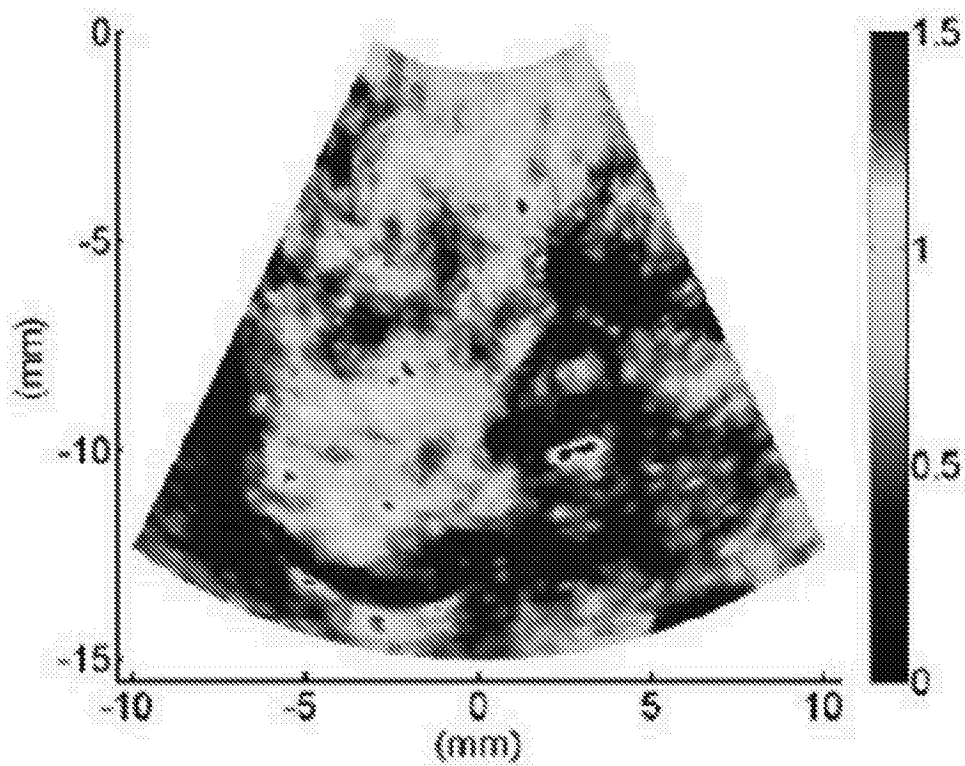


图 13

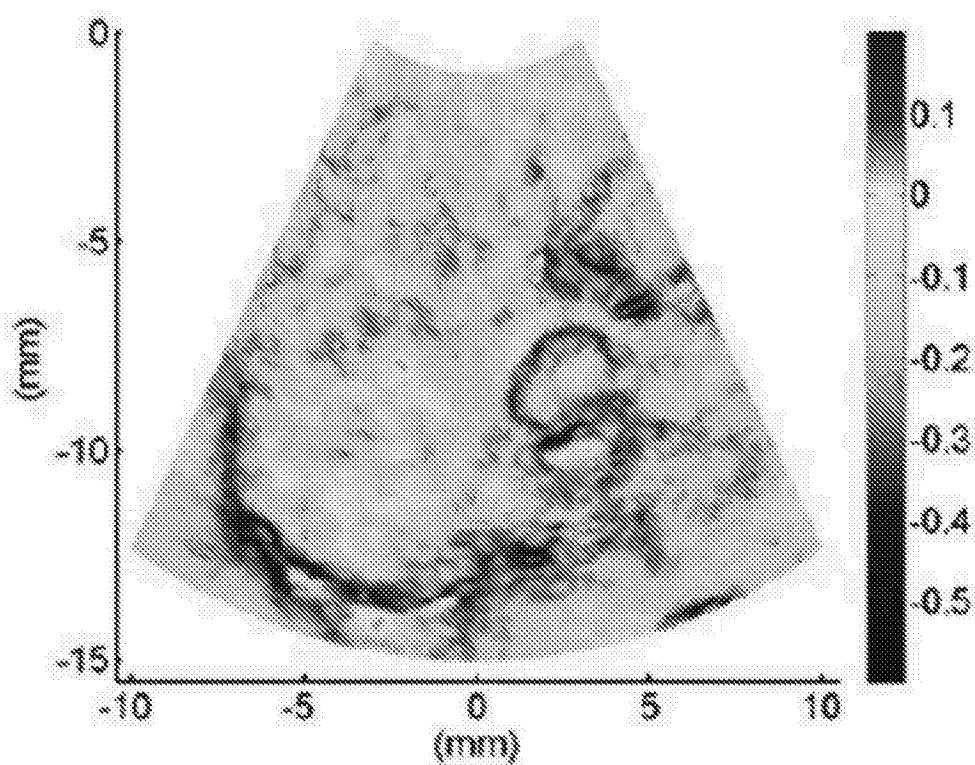


图 14

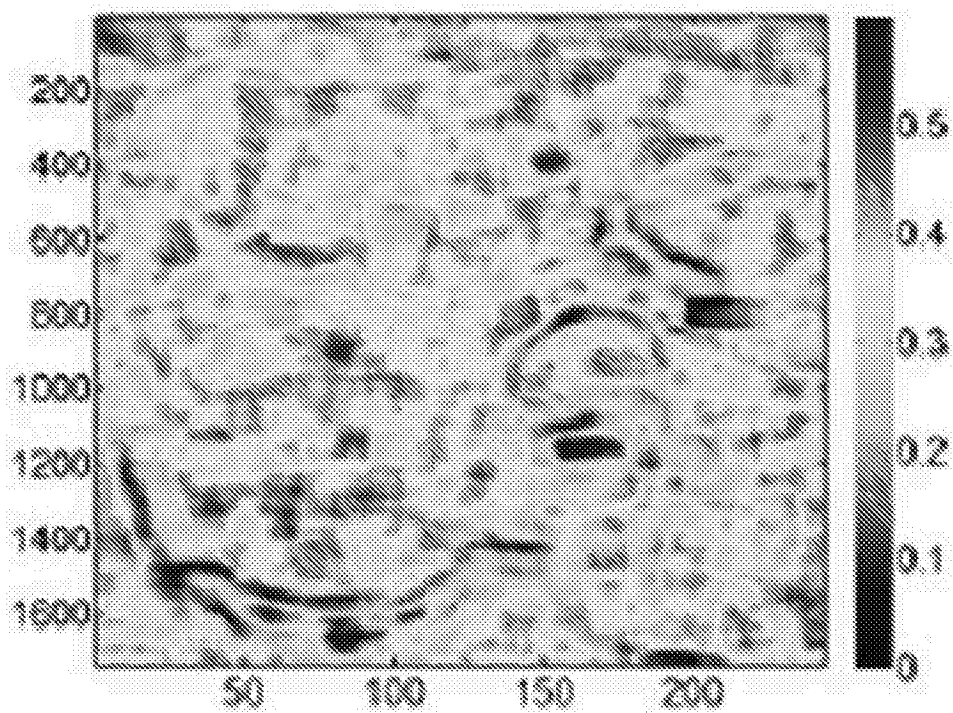


图 15a

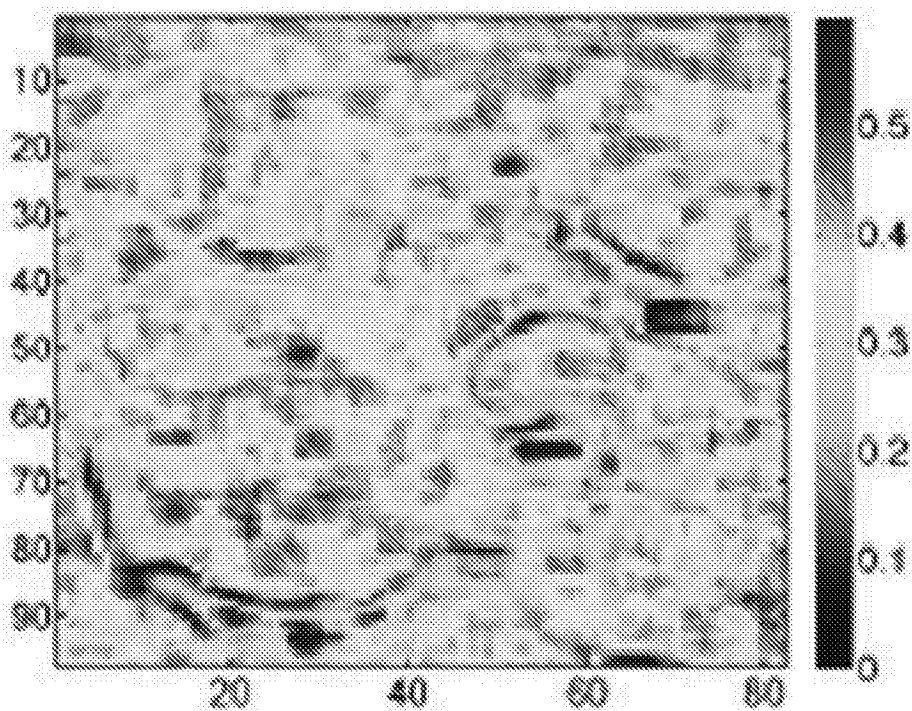


图 15b

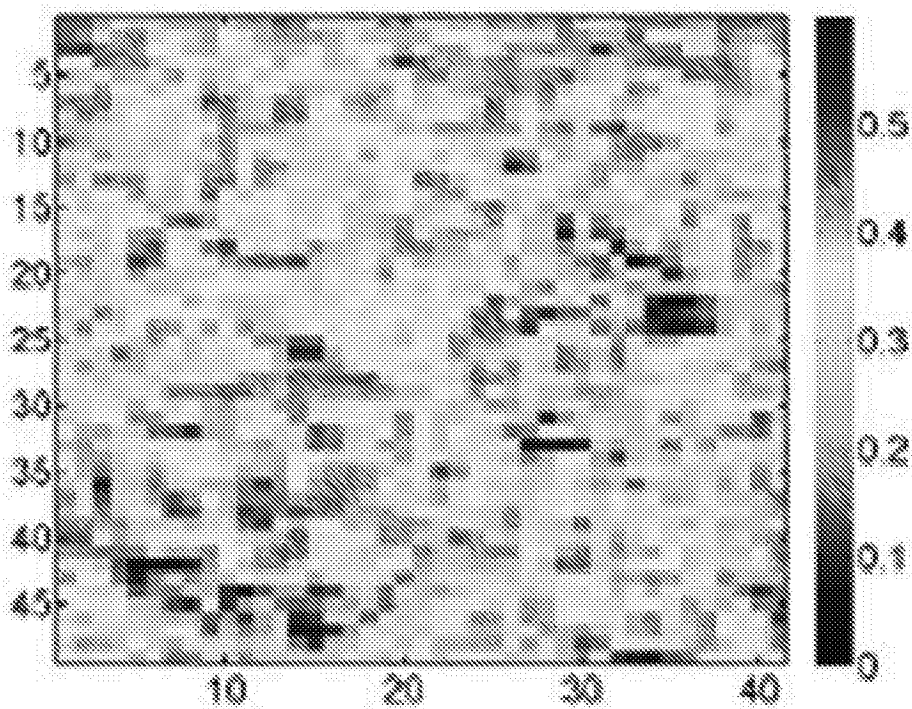


图 15c

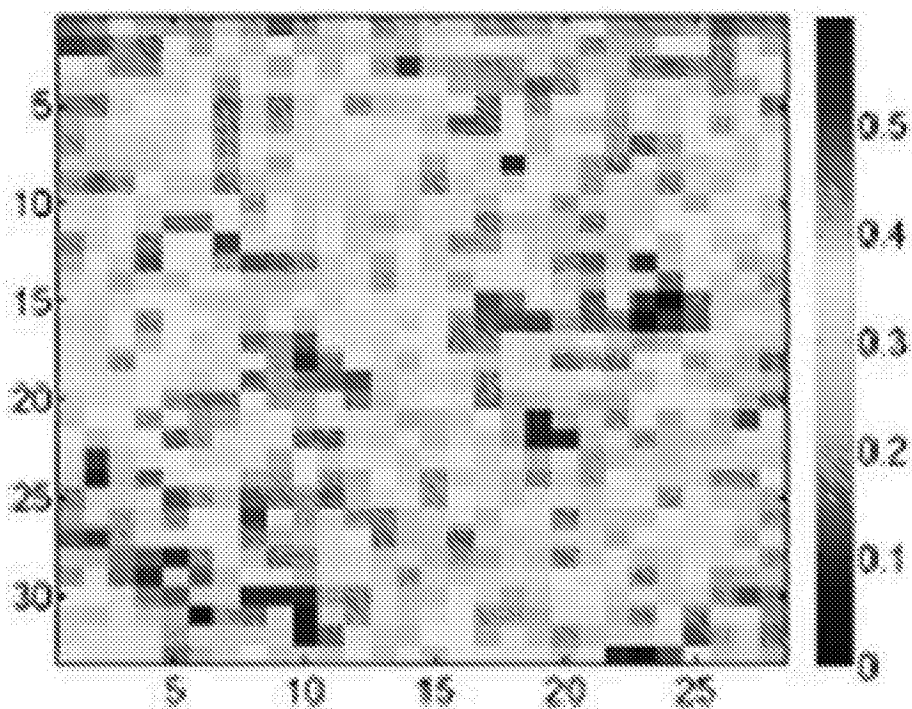


图 15d

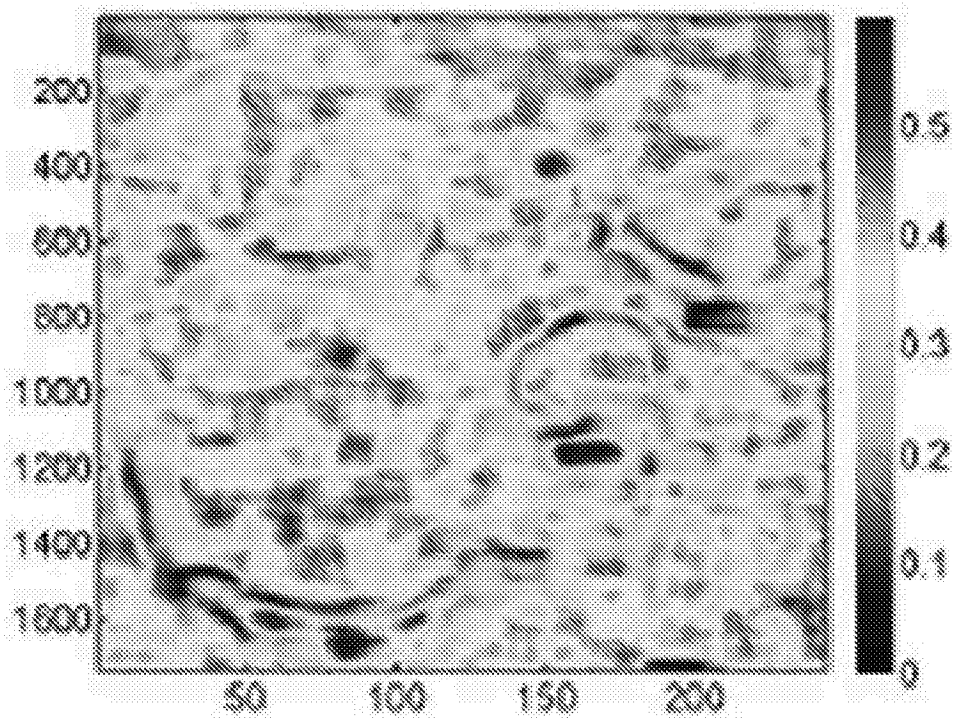


图 15e

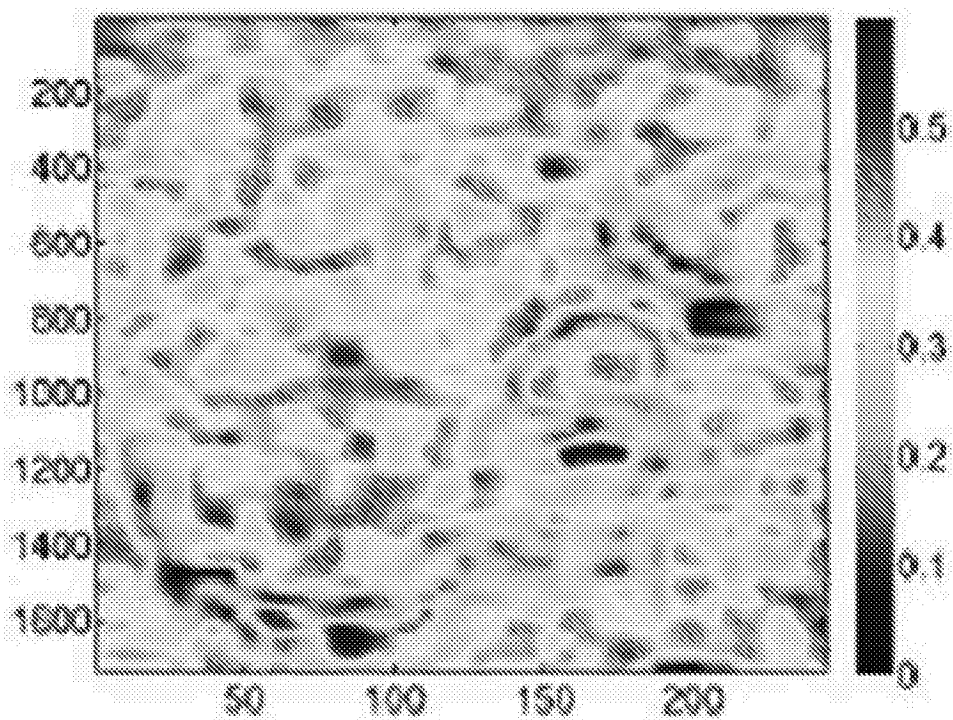


图 15f

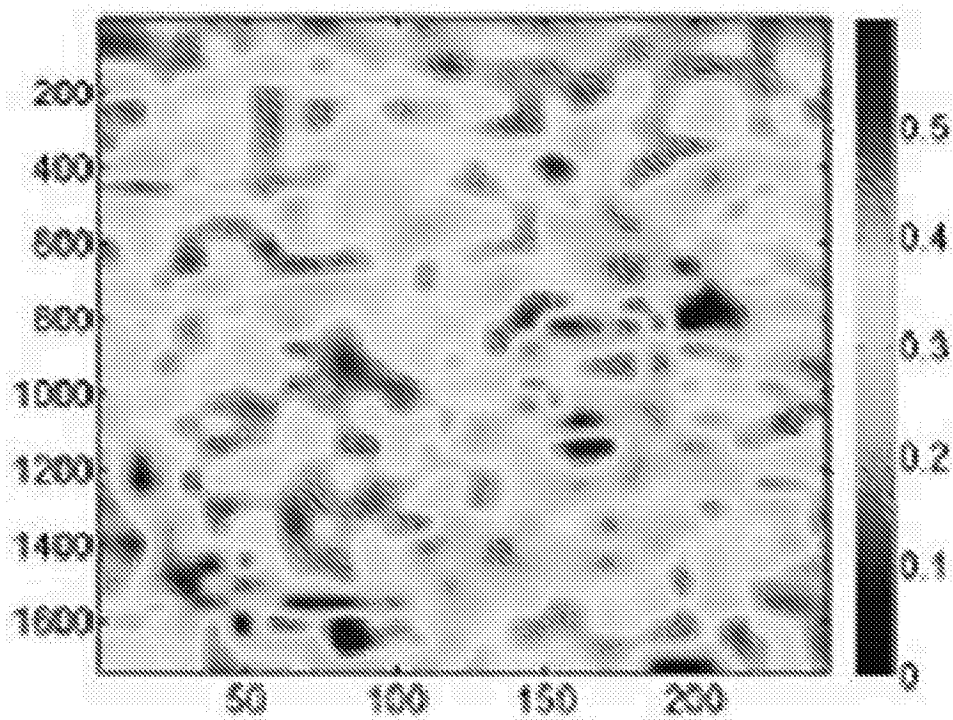


图 15g

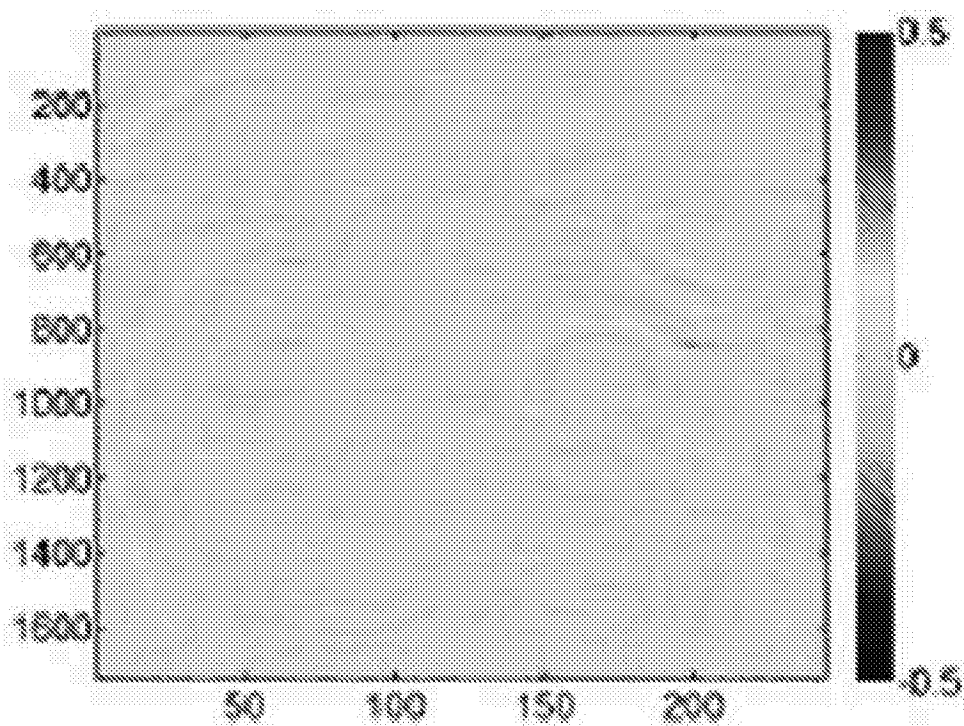


图 15h

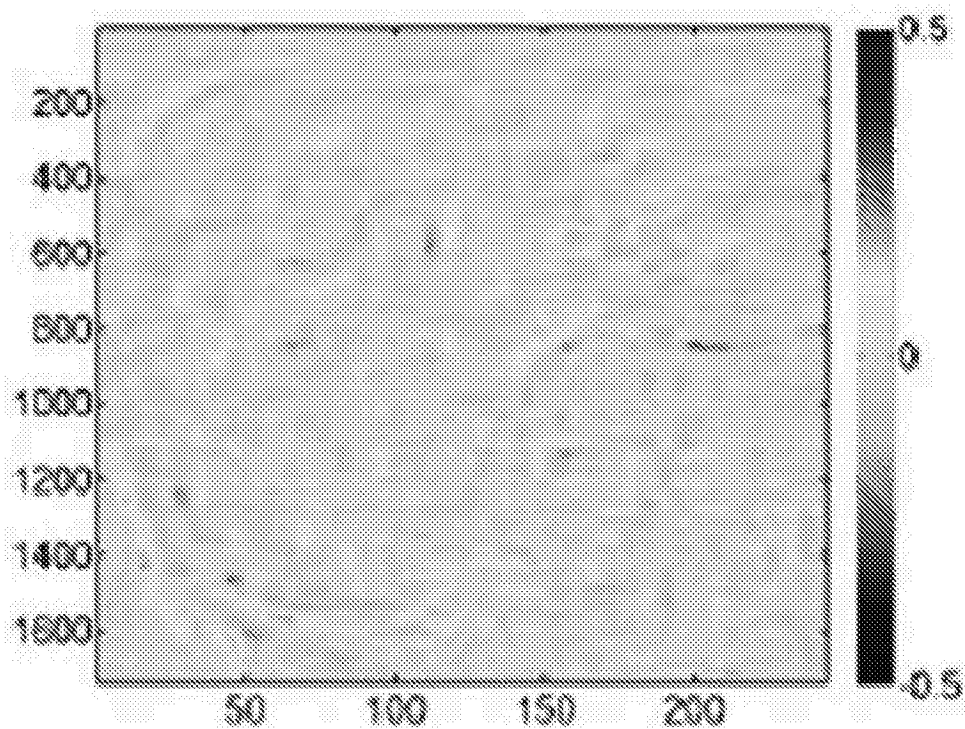


图 15i

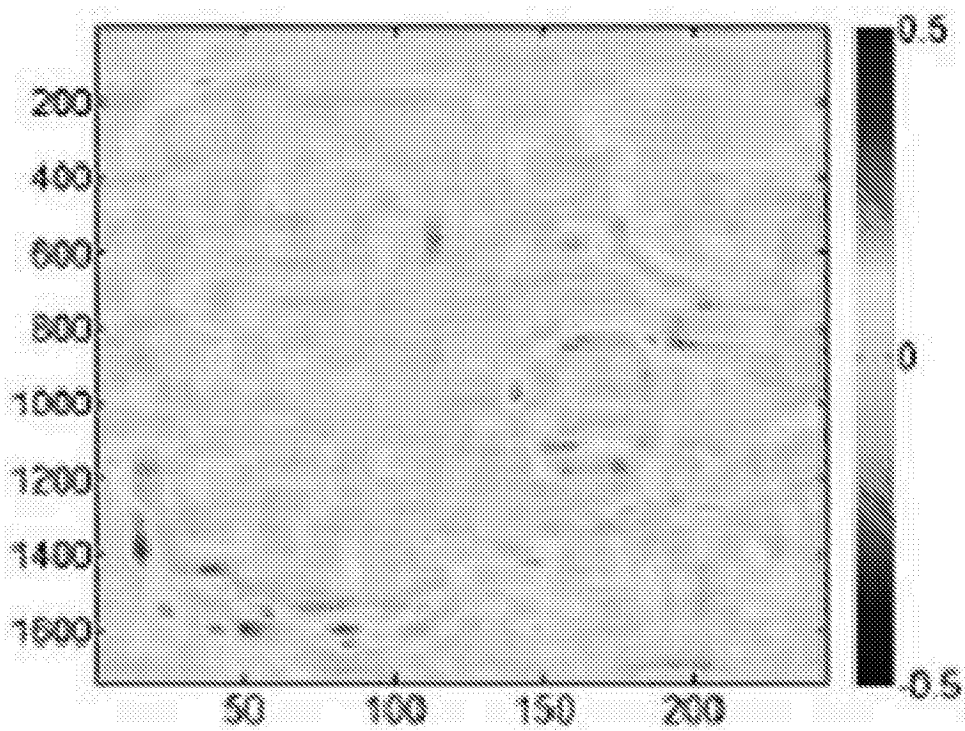


图 15j

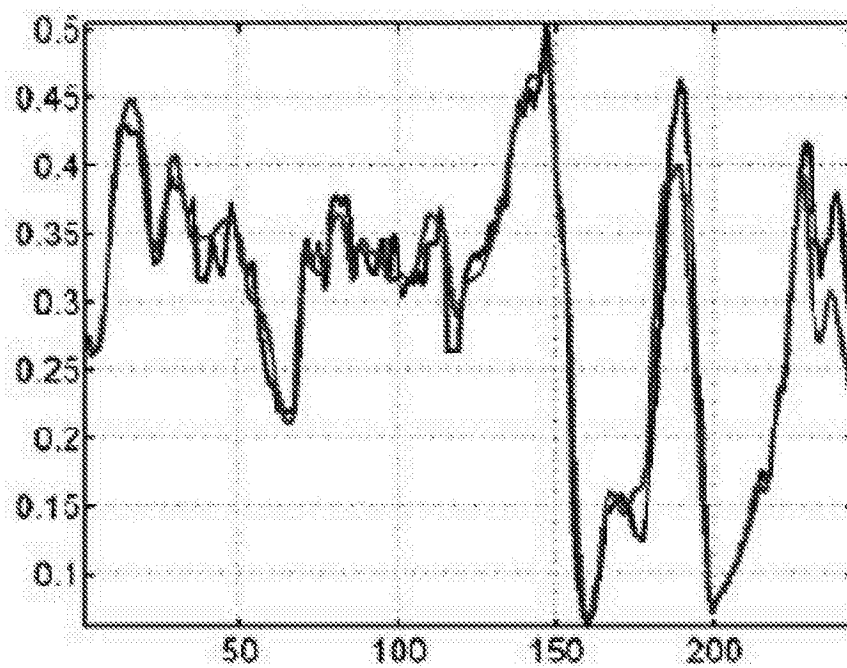


图 16a

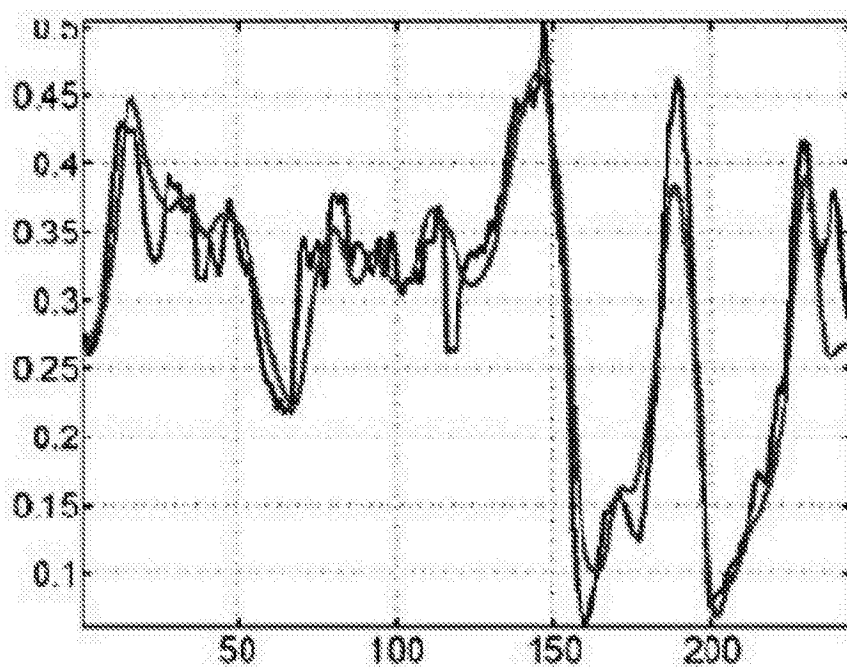


图 16b

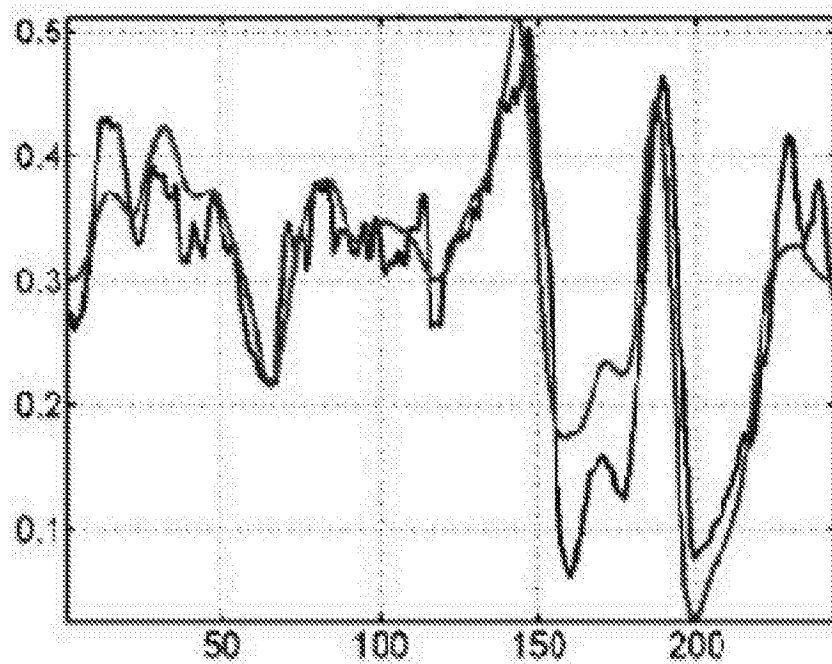


图 16c

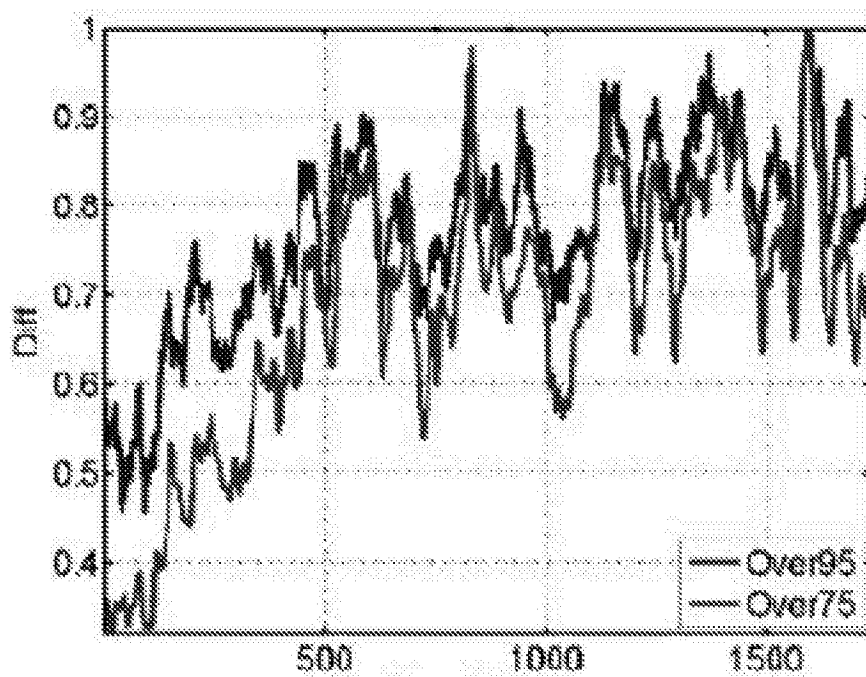


图 16d

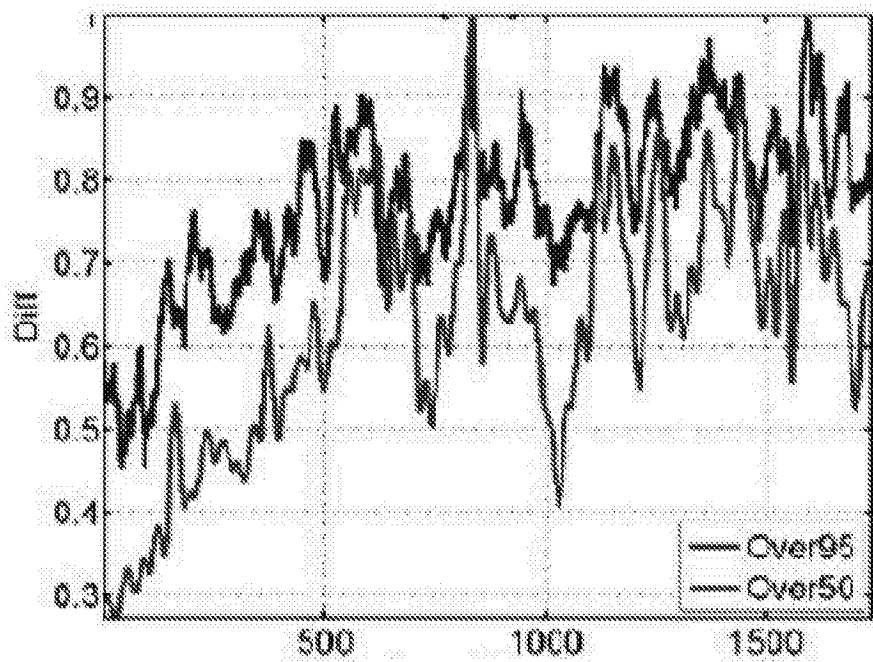


图 16e

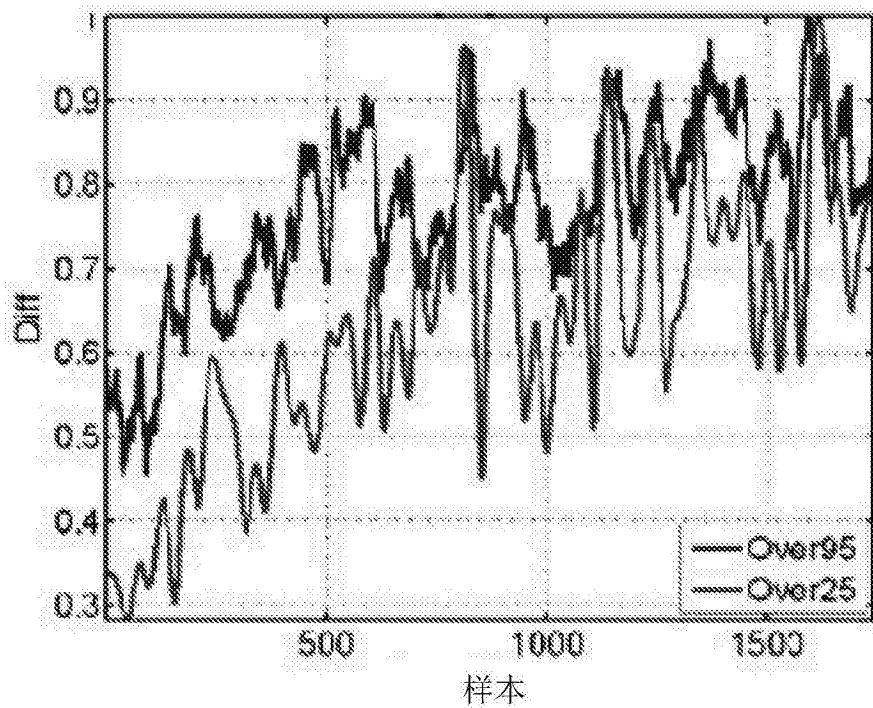


图 16f

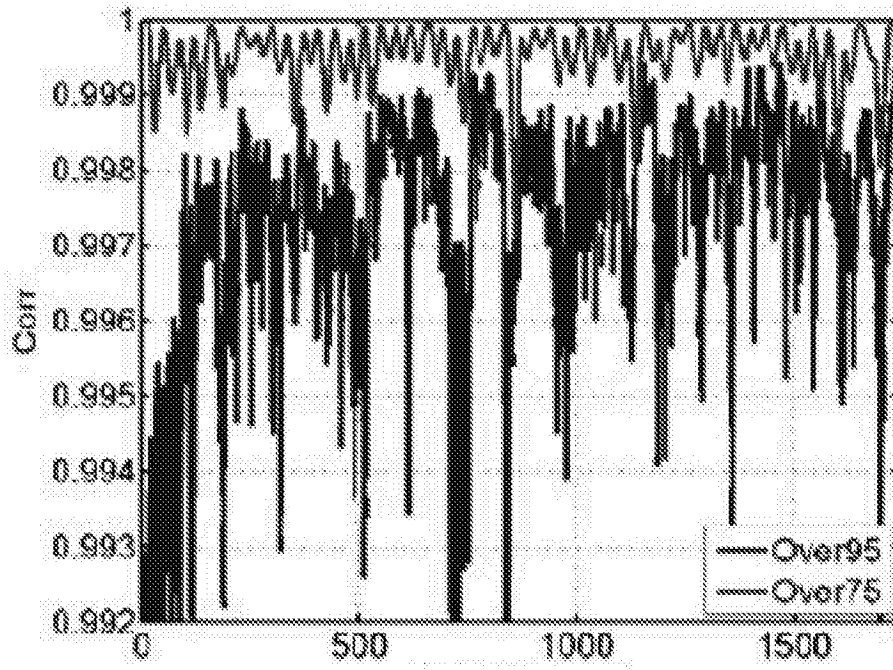


图 16g

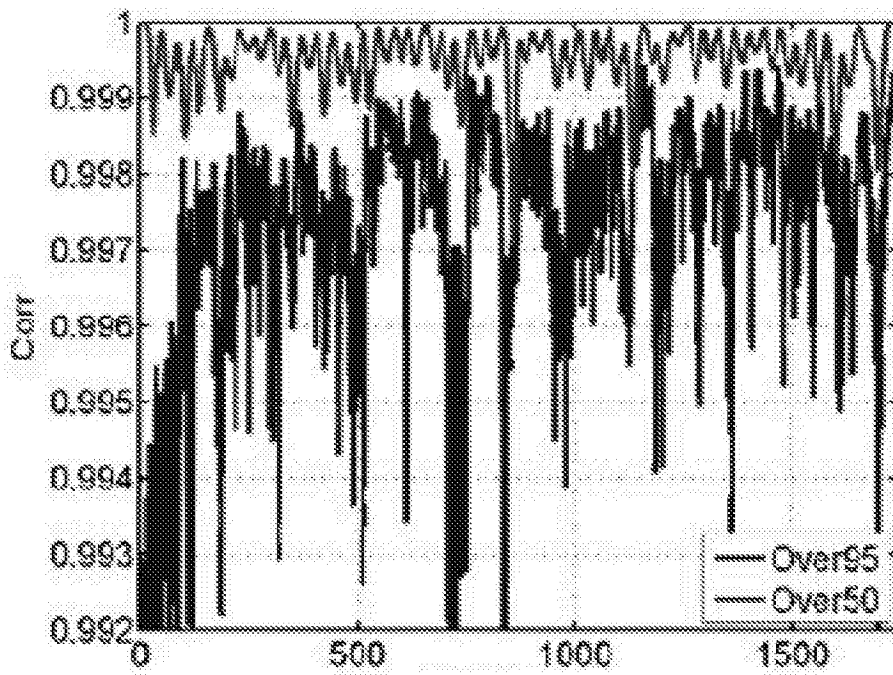


图 16h

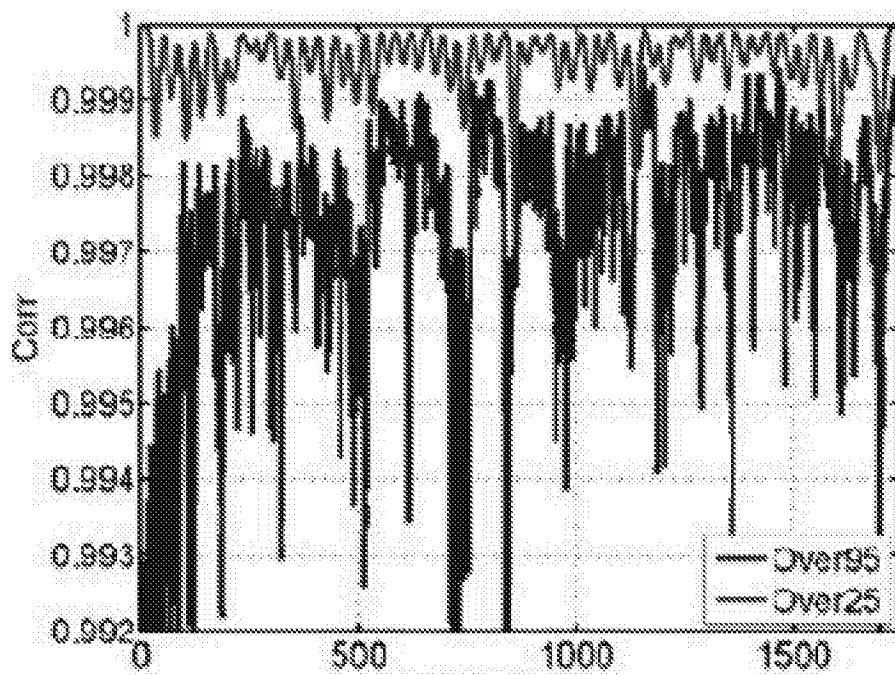


图 16i

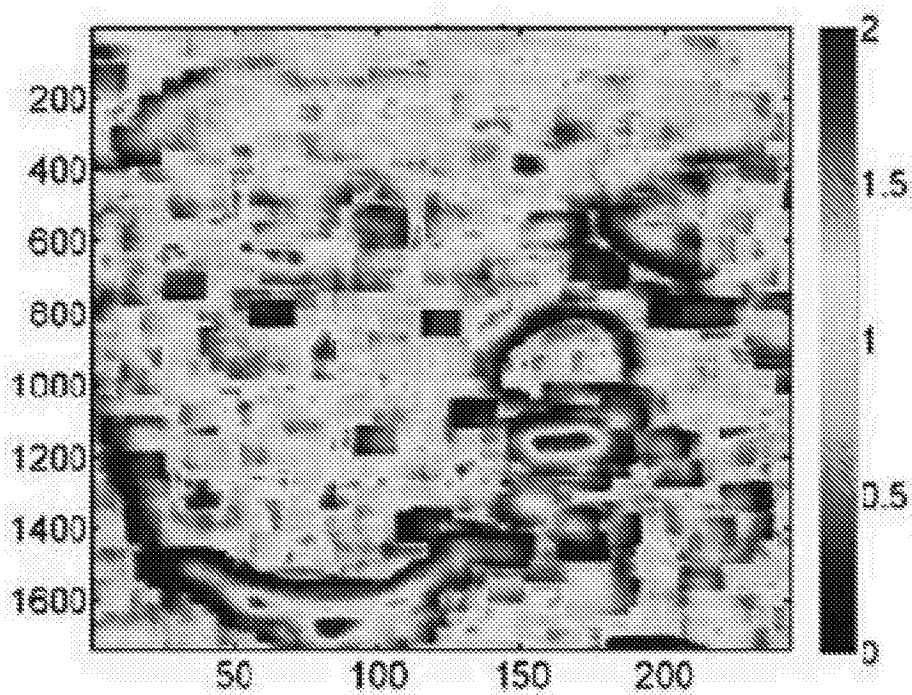


图 17a

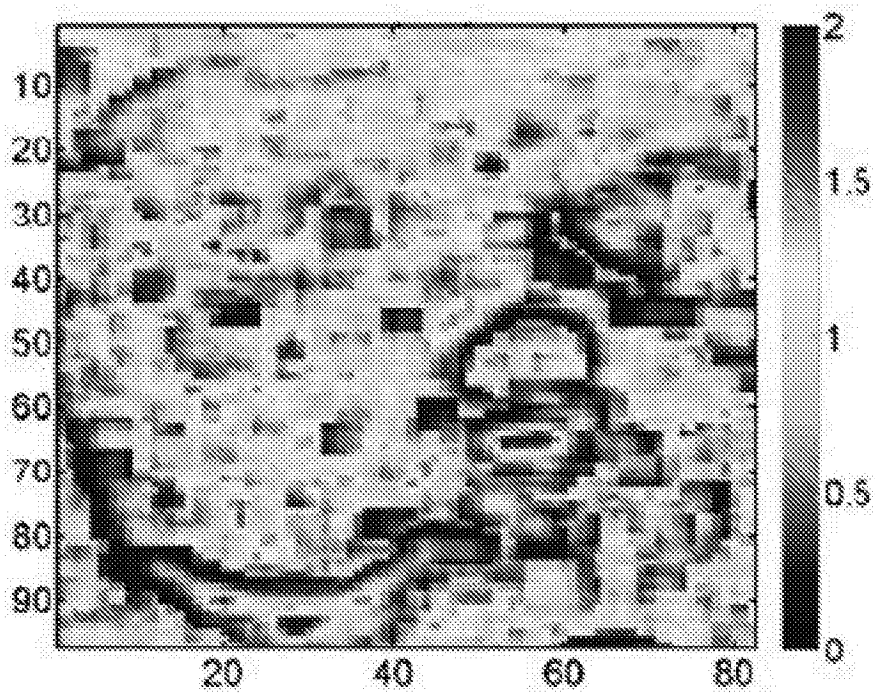


图 17b

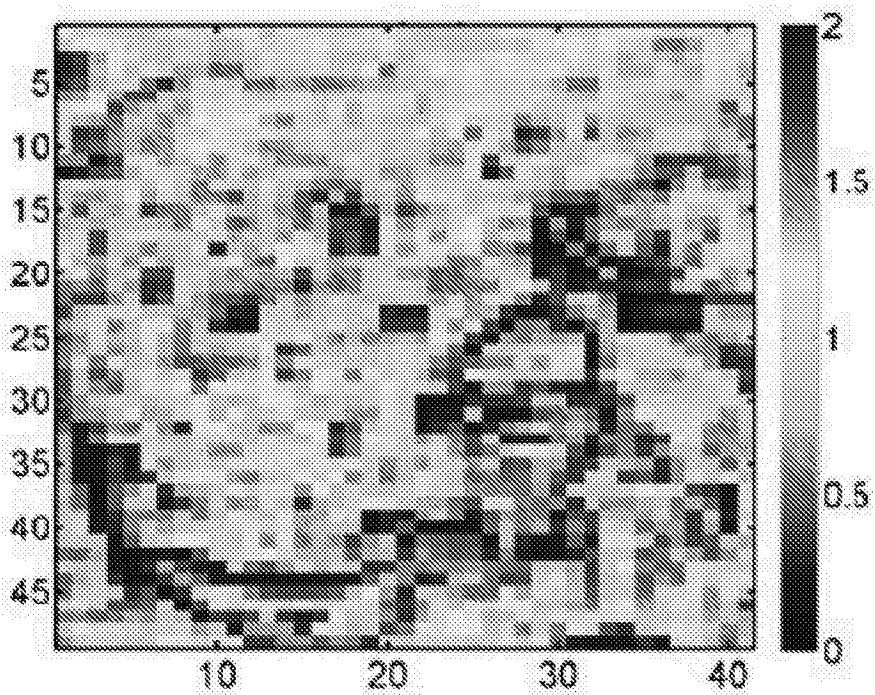


图 17c

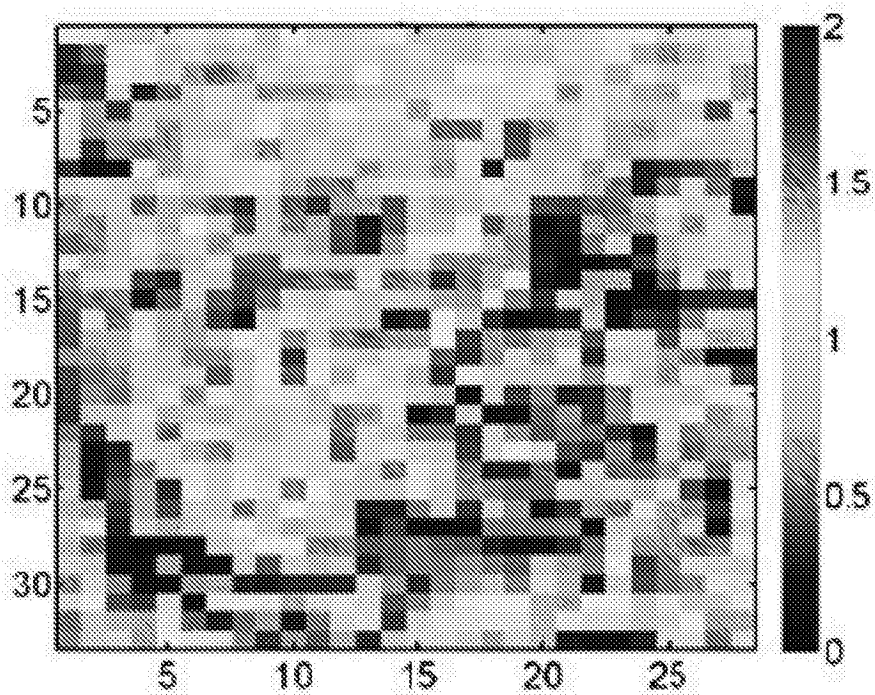


图 17d

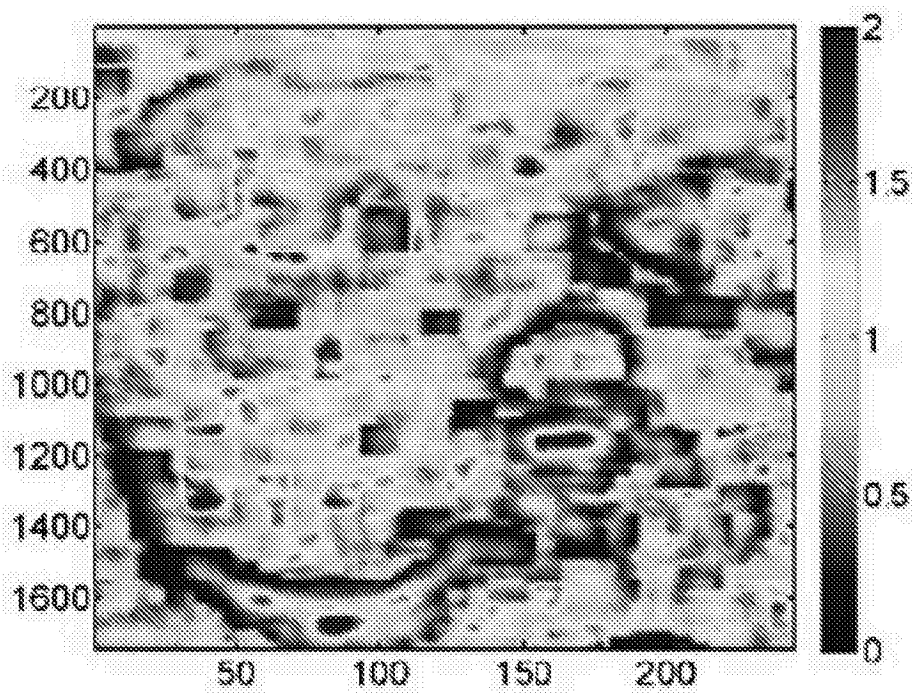


图 17e

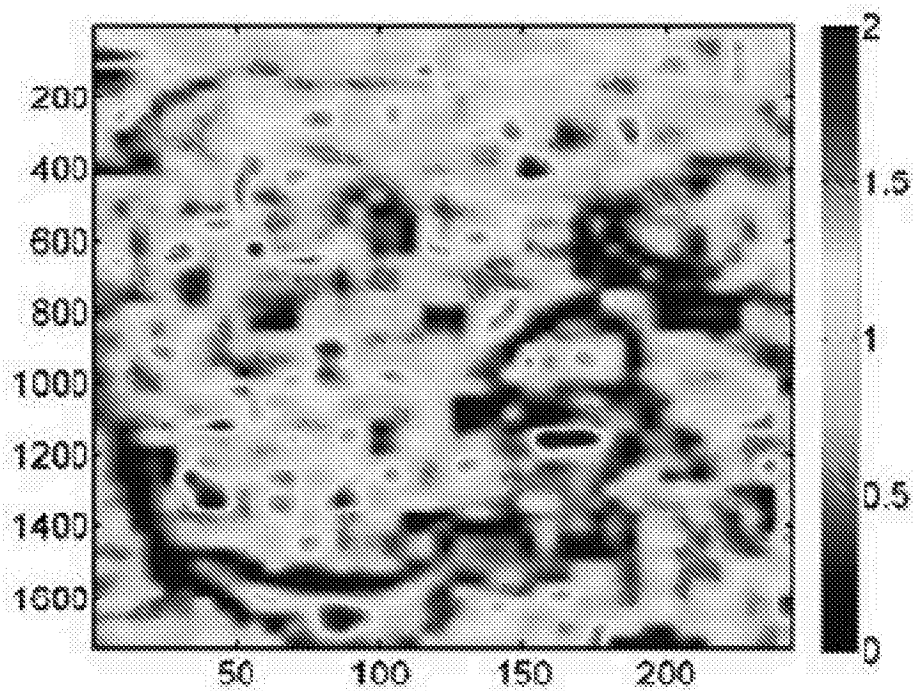


图 17f

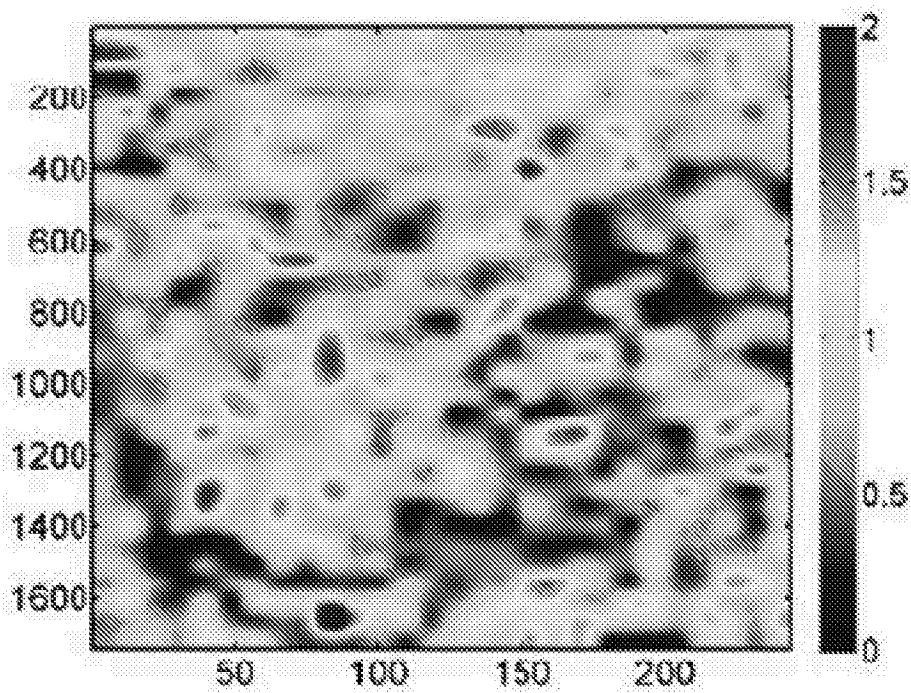


图 17g

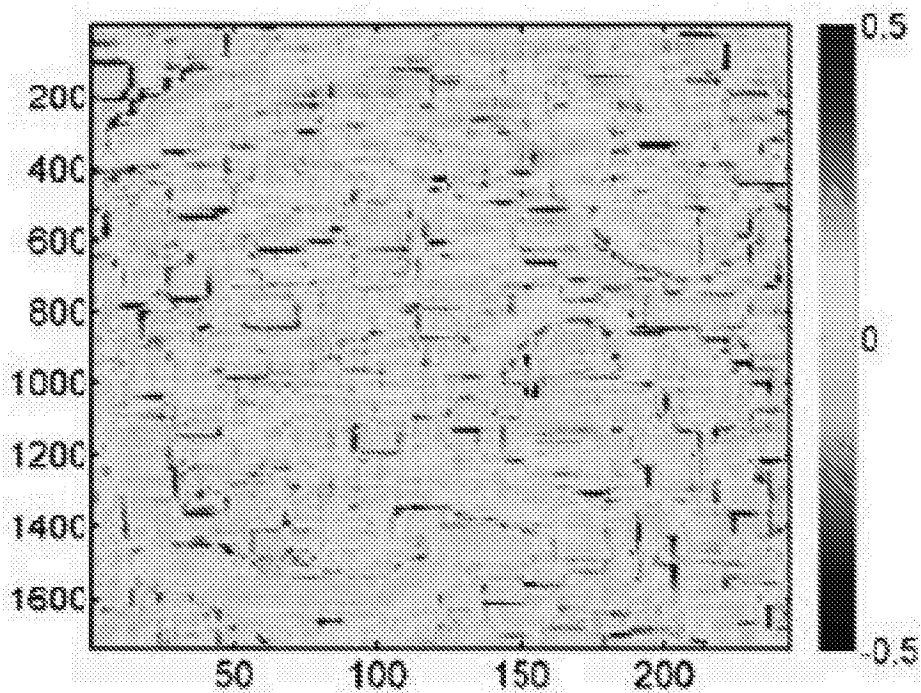


图 17h

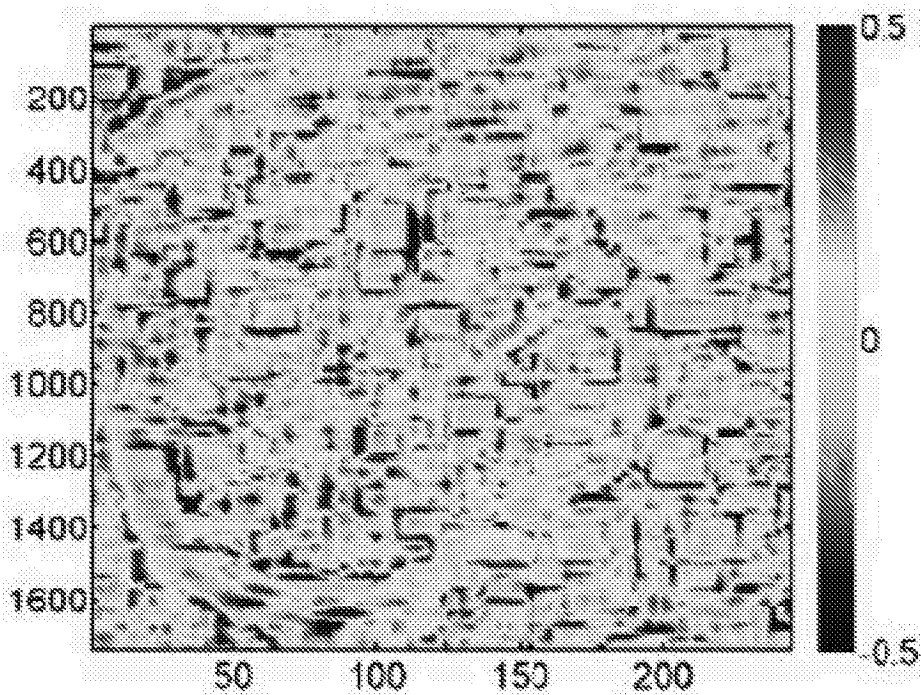


图 17i

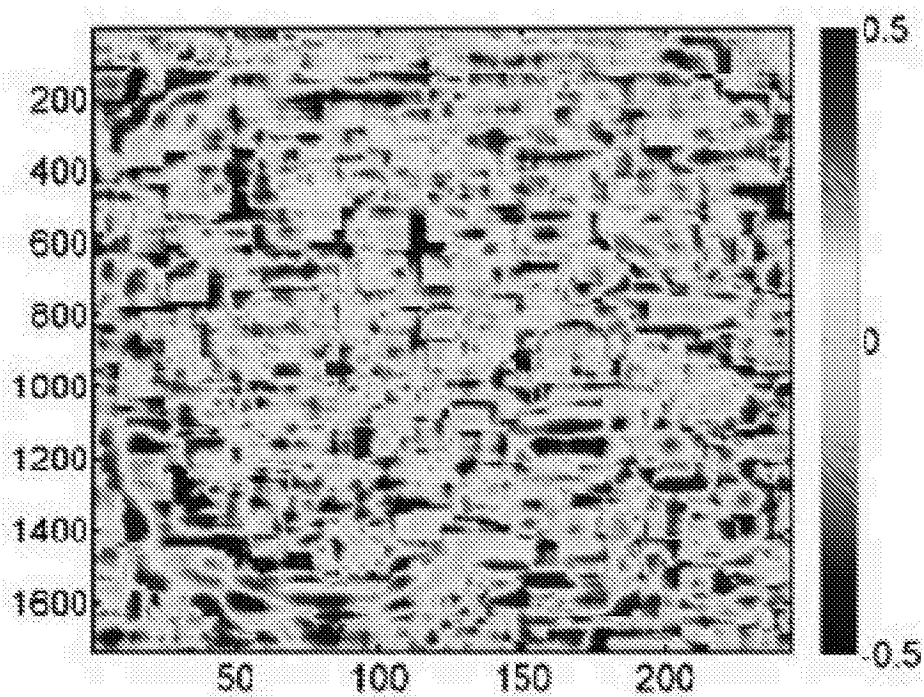


图 17j

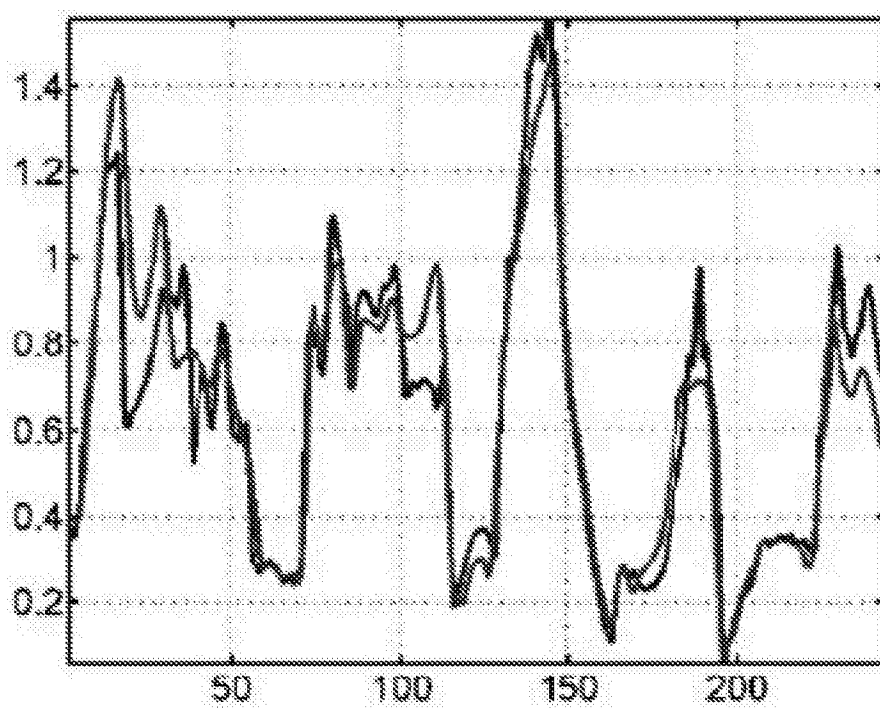


图 18a

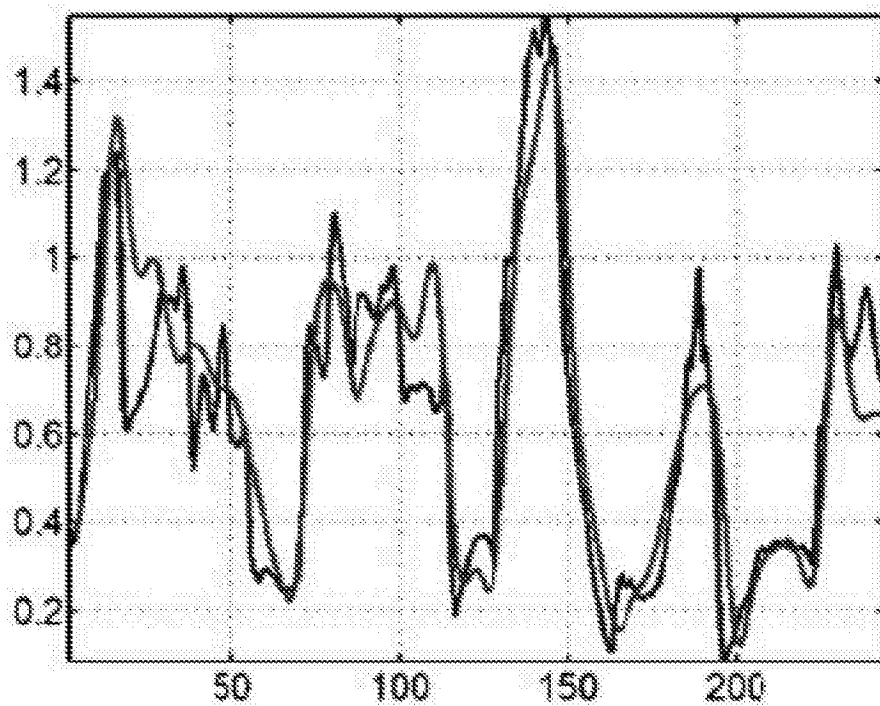


图 18b

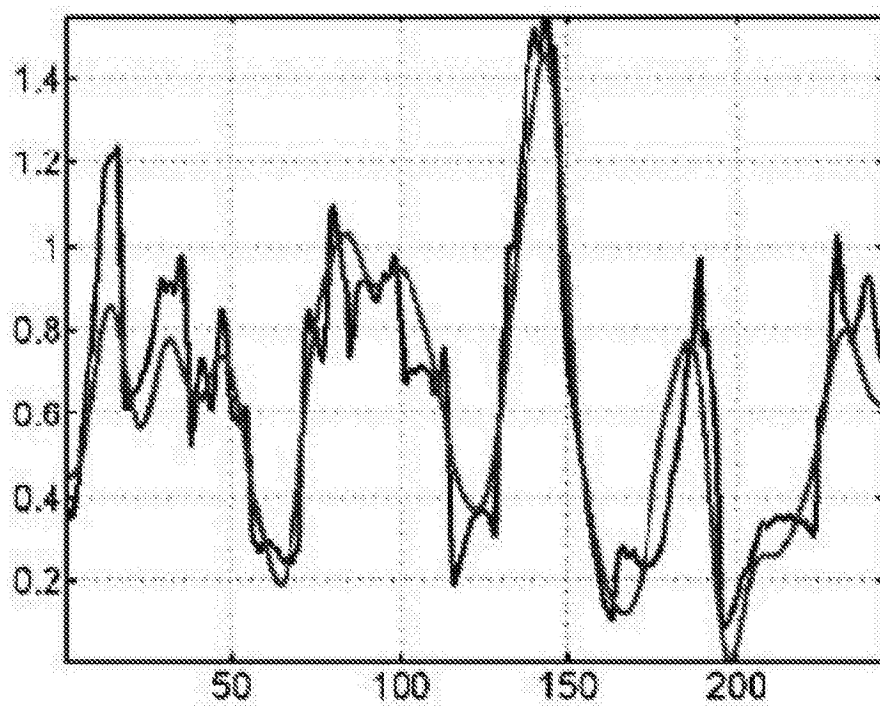


图 18c

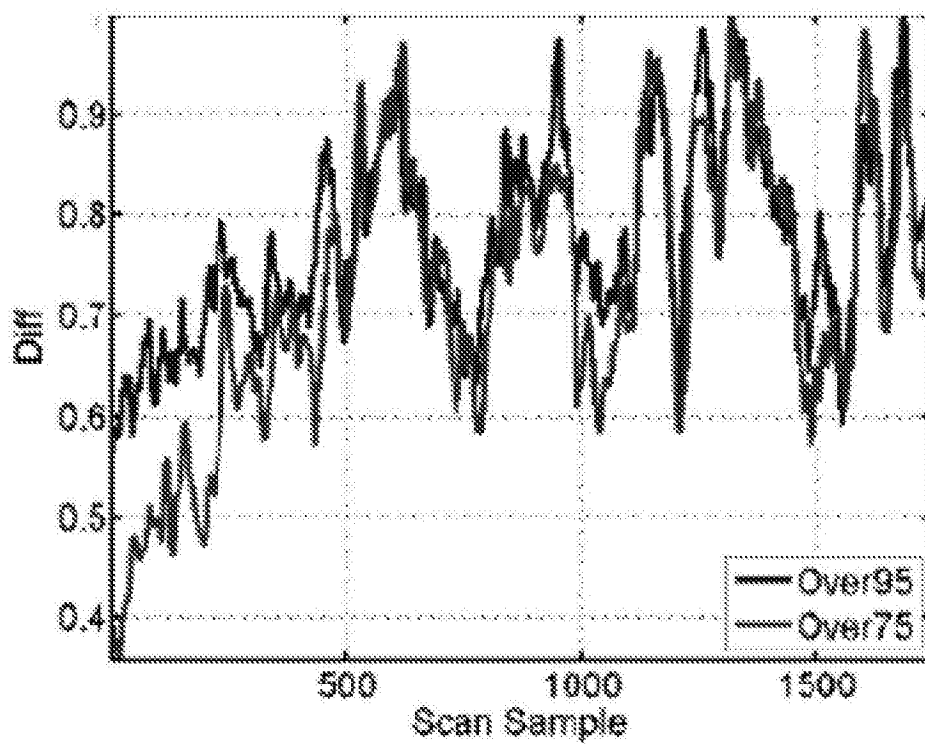


图 18d

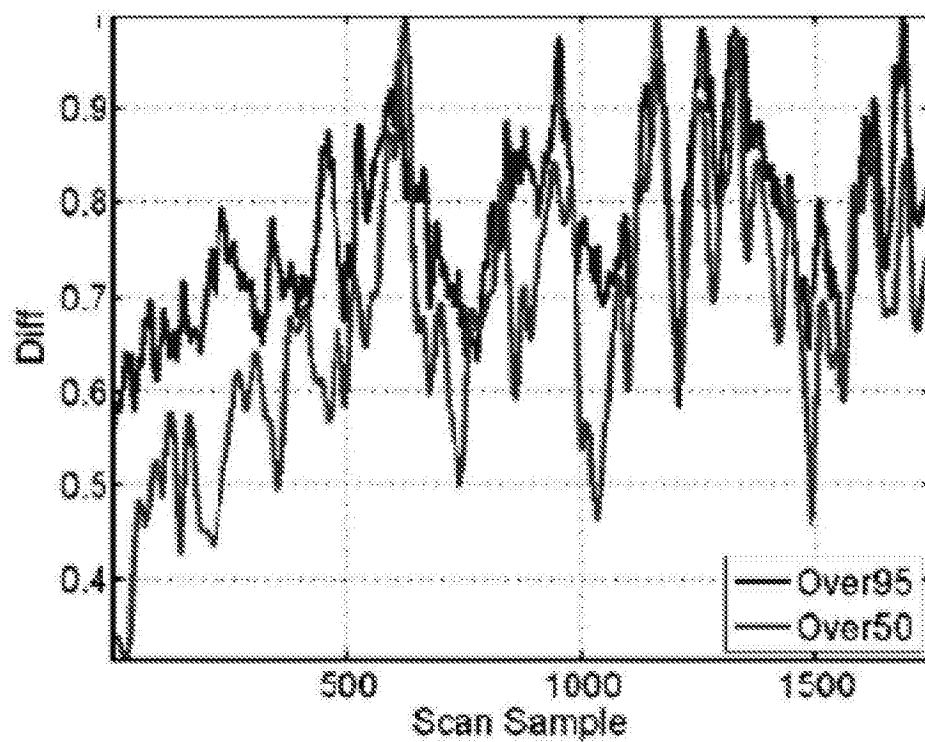


图 18e

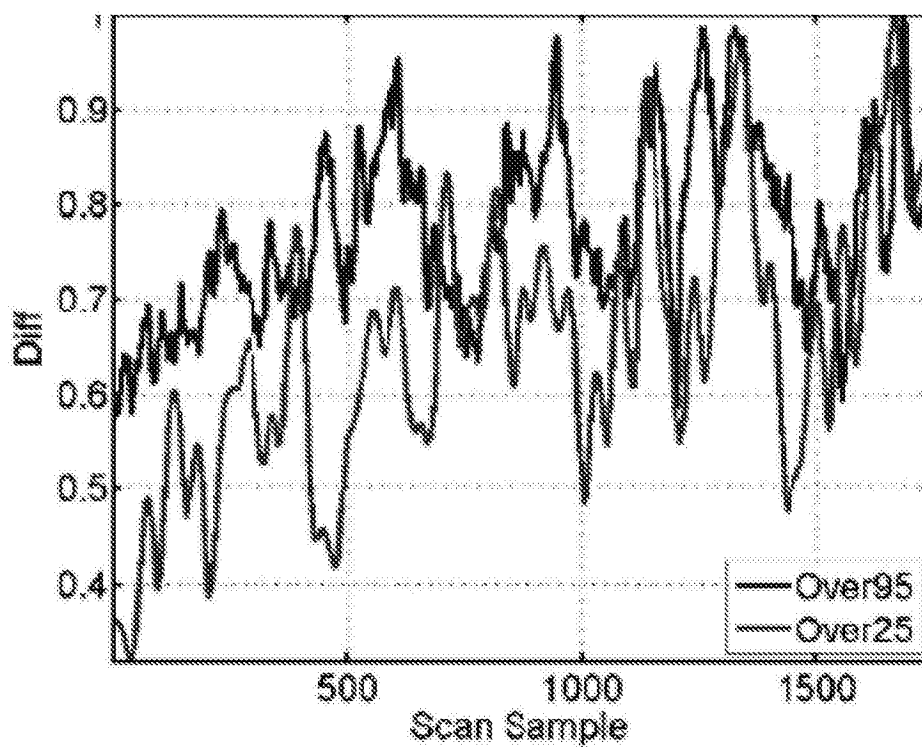


图 18f

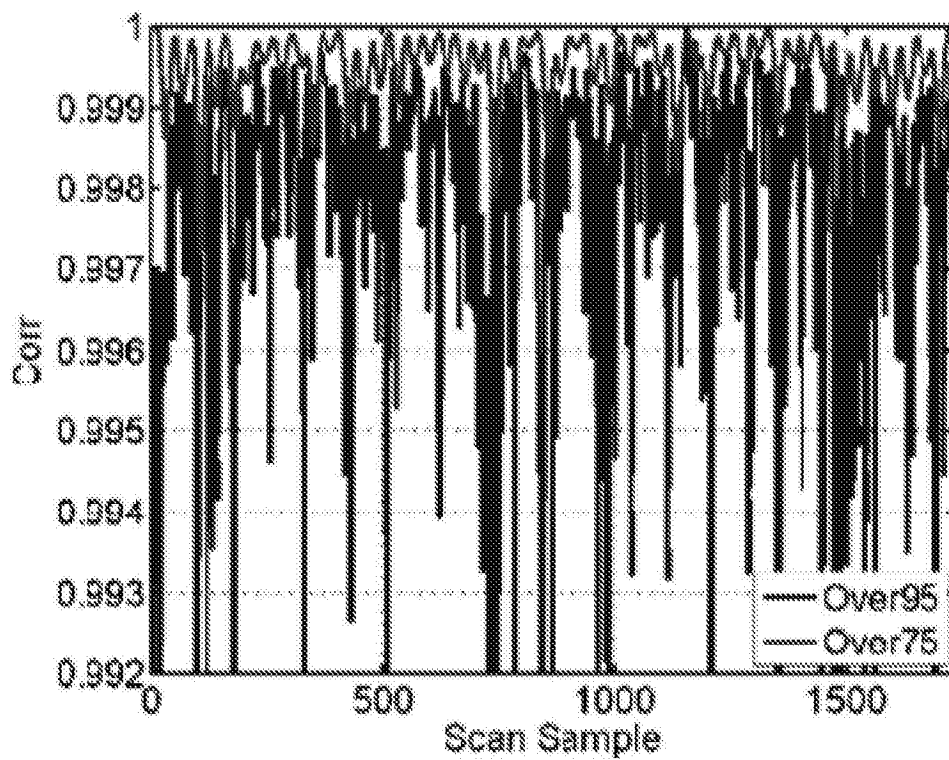


图 18g

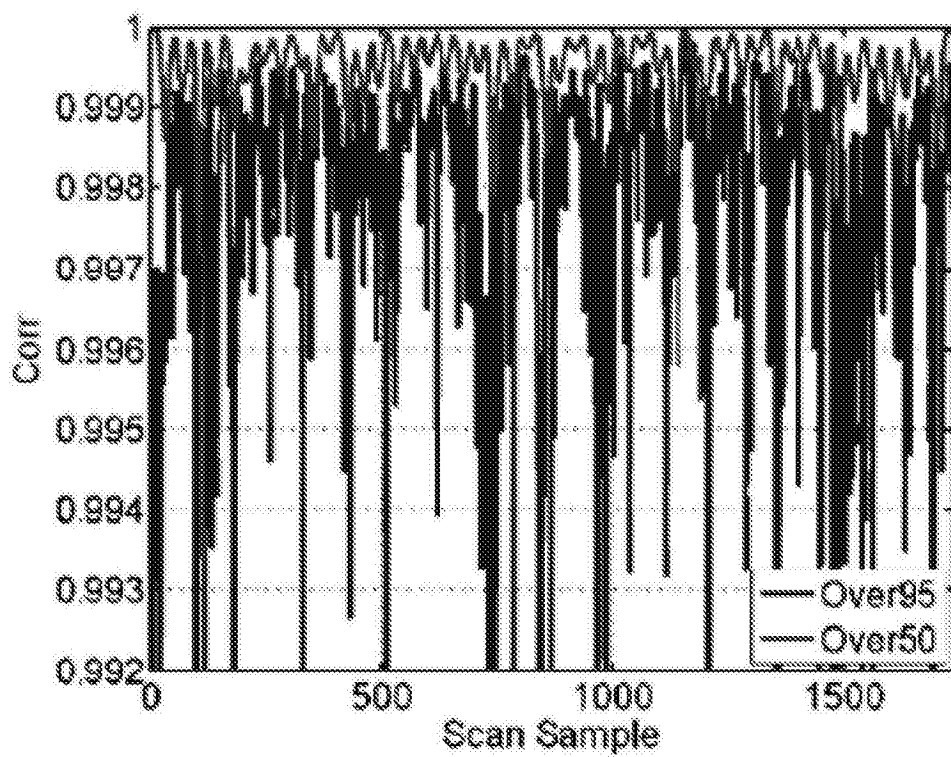


图 18h

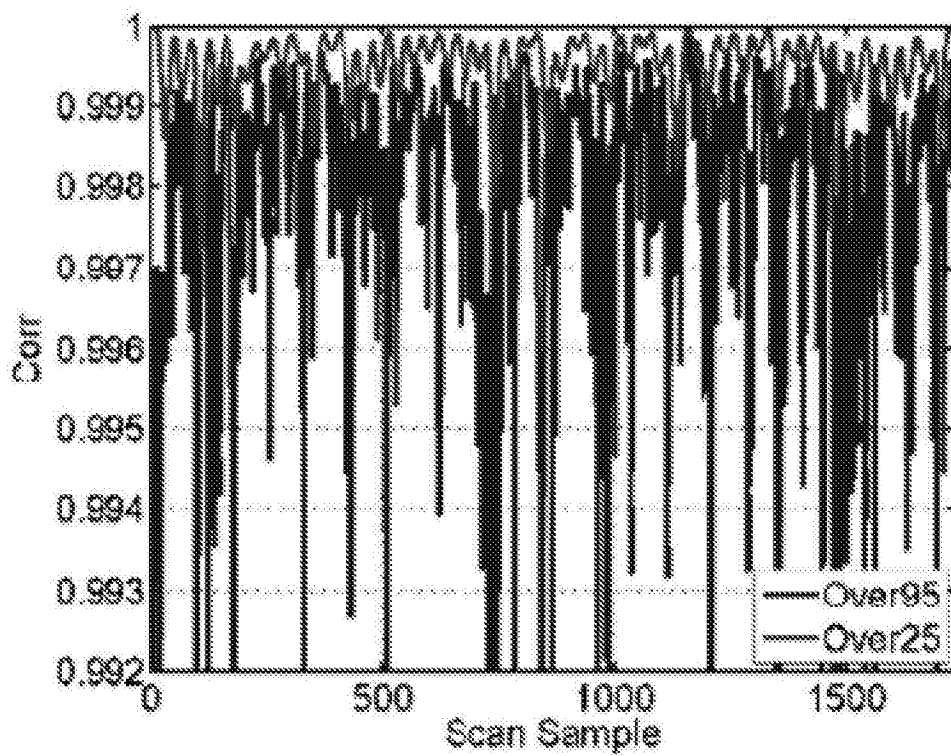


图 18i

专利名称(译)	加速与强化声波散射影像可视化的方法		
公开(公告)号	CN105615920A	公开(公告)日	2016-06-01
申请号	CN201410621391.9	申请日	2014-11-06
[标]申请(专利权)人(译)	美国医科华股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	安克生医股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	安克生医股份有限公司		
[标]发明人	陈正刚 陈炯年 王昱欣 黄国祯 崔博翔 何明志 陈佳君		
发明人	陈正刚 陈炯年 王昱欣 黄国祯 崔博翔 何明志 陈佳君		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G06T5/006 G06T2207/10132 G06T2207/20021 G06T2207/30004		
其他公开文献	CN105615920B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种加速与强化声波散射讯号的成像方法及系统，其中所述成像方法包含：以一第n超音波讯号点为中心，统计在m个不同计算范围内超音波讯号点之数值，取得数个原始统计参数值 $anxm$ ；分别加总相同计算范围内原始统计参数值后再平均，取得m组统计参数；结合不同权重平均技术计算m个权重值，每一权重值分别乘以对应该些第n超音波讯号点的原始统计参数值再加总，取得该第n声波散射数值，以显示出声波散射统计影像图，可强化影像分辨率和平滑度，提升影像质量。本发明亦可结合内插法，可节省运算时间，亦能保持八成以上的准确率。

