



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109247951 A

(43)申请公布日 2019.01.22

(21)申请号 201811086467.7

(22)申请日 2018.09.18

(71)申请人 北京工业大学

地址 100124 北京市朝阳区平乐园100号

(72)发明人 周著黄 欧阳亚丽 吴水才

高宏建 丁琪瑛

(74)专利代理机构 北京思海天达知识产权代理有限公司 11203

代理人 刘萍

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

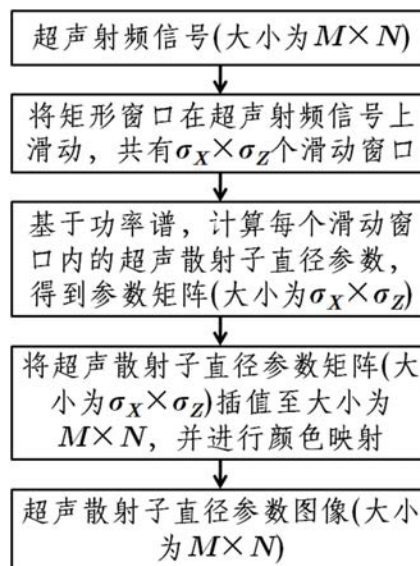
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法,是基于超声射频信号,计算功率谱,再计算超声散射子直径参数并计算超声散射子直径参数图像的方法。将滑动窗口在超声射频信号上滑动,基于功率谱,计算每个滑动窗口内的超声散射子参数,得到超声散射子参数值矩阵,将超声散射子参数值矩阵插值为超声射频信号的大小,并进行颜色映射,得到超声散射子直径参数图像。本发明的超声散射子直径成像方法可用于乳腺、肝脏等生物组织的超声组织定征。



1. 一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤1、将矩形窗口在超声射频信号上滑动,所述超声射频信号的大小为 $M \times N$,即 M 条扫描线,每条扫描线包含 N 个采样点,所述矩形窗口即滑动窗口的大小为 $M_w \times N_w$,表示 M_w 条扫描线 $\times N_w$ 个采样点;滑动窗口在 X 方向即扫描线方向和 Z 方向即采样点方向上滑动的步长分别为 δ_x 和 δ_z ,共获得 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个滑动窗口, δ_x 和 δ_z 分别表示在 X 方向和 Z 方向上两个相邻的滑动窗口之间的距离, $0 < \delta_x \leq M_w$, $0 < \delta_z \leq N_w$, $\sigma_x = \lceil (M - M_w) / \delta_x \rceil$, $\sigma_z = \lceil (N - N_w) / \delta_z \rceil$,其中 $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整;

步骤2、对于所述 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个大小为 $M_w \times N_w$ 的滑动窗口,分别计算每个滑动窗口内的超声散射子参数值,共获得 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个超声散射子参数值,即大小为 $\sigma_x \times \sigma_z$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{orig} ;

滑动窗口内的超声散射子参数计算包括以下步骤2.1~2.3:

步骤2.1、计算滑动窗口内的校准功率谱 S_{carl} , $S_{carl}(z, f) = \frac{S_s(z, f)}{S_{ref}(z, f)} A(z, f)$,其中, z 表示超声扫描深度, f 表示频率, $S_s(z, f)$ 为滑动窗口内超声射频信号的功率谱, $S_{ref}(z, f)$ 为刚性反射板的参考功率谱, $A(z, f)$ 为衰减补偿函数, $A(z, f) = \exp[4\alpha_s(f)zf]$,其中, $\alpha_s(f)$ 为衰减系数;功率谱 S 的计算方式为: $S = \frac{1}{N_{sw}} \sum_{n=1}^{N_{sw}} |FT\{p_n(t)\}|^2$,其中, $p_n(t)$ 表示滑动窗口内第 n 条扫描线的射频信号, FT 表示傅里叶变换, N_{sw} 是滑动窗口内扫描线的数量;衰减系数 $\alpha_s(f)$ 由基于参考体模的谱差法得到: $\alpha_s(f) = \alpha_r(f) - \frac{\gamma(f)}{4 \times 8.686}$,其中, $\gamma(f)$ 表示 $\ln[S_s(z, f) / S_r(z, f)]$ 随超声扫描深度 z 拟合直线的斜率,其中 $S_r(z, f)$ 是参考体模的功率谱,参考体模的衰减系数 $\alpha_r(f)$ 是已知的;

步骤2.2、将校准功率谱 S_{carl} 与球形高斯散射子的理论功率谱进行对比,得到:

$$10 \log_{10} S_{carl}(x) - 10 \log_{10} x^2 \approx m(a_{eff}, q)x + b(\eta_z, a_{eff}, L, q),$$

其中 $x = f^2$, L 为滑动窗口在 Z 方向上的边长即 N_w , q 为换能器孔径半径与换能器表面到感兴趣区域距离的比值, a_{eff} 为散射子的有效半径, η_z 为有效声浓度;上式描述了一条直线, m 和 b 分别表示该直线的斜率和截距;对上式进行线性拟合,得到最佳拟合直线,从而得到所述最佳拟合直线的斜率 m_1 和截距 b_1 ;

步骤2.3、利用斜率 m_1 计算散射子的有效半径 a_{eff} , $a_{eff} = \sqrt{\frac{-m_1}{11.6q^2 + 52.8}}$;散射子直径 SD

通过 $SD = 2 \times a_{eff} = 2 \sqrt{\frac{-m_1}{11.6q^2 + 52.8}}$ 得到;

步骤3、对于所述大小为 $\sigma_x \times \sigma_z$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{orig} ,首先将其插值为大小为 $M \times N$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{interp} ;对所述超声散射子参数二维矩阵 SD_{interp} 进行颜色映射,得到超声散射子参数图像。

一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于信号处理技术领域,特别涉及一种医学超声信号处理方法,更具体地,是利用超声背向散射信号(射频信号)的功率谱,计算超声散射子参数并成像的方法。

背景技术

[0002] 超声成像因实时性好、价格低廉、无电离辐射等特点,在临床诊断中得到广泛应用。超声探头(换能器)发射超声波到组织中,超声波与组织发生散射、反射、衍射等一系列相互作用后,超声探头接收组织的背向散射回波。临床常用的“B超”(B模式超声成像)是利用背向散射信号(射频信号)的幅度信息进行成像,但丢失了频率等信息,导致超声成像的诊断信息有限。

[0003] 生物软组织可建模为一系列超声散射子即散射声波的微小粒子的组合。超声探头发射超声波到软组织内,再接收来自散射子的背向散射回波,所以超声射频信号又称为背向散射信号。对于肝脏组织和乳腺组织,超声散射子包括肝细胞、乳腺细胞(漫散射子)和肝小叶、乳腺导管/小叶(相干散射子)等,它可以直接反映组织的微观结构。超声背向散射信号蕴含着散射子重要的特性,如:散射子体积大小、声阻抗、浓度与排列等。本发明旨在提出一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法,利用超声背向散射信号功率谱,提取散射子直径参数并进行成像,该方法可对传统B超进行有效补充。

发明内容

[0004] 本发明的目的在于克服现有技术的缺点与不足,提出一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法,可用于乳腺、肝脏等生物组织的超声组织定征。

[0005] 为实现上述目的,本发明采用如下的技术方案:

[0006] 一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法,包括以下步骤:

[0007] (1) 将矩形窗口在超声射频信号上滑动,所述超声射频信号的大小为 $M \times N$,即 M 条扫描线,每条扫描线包含 N 个采样点,所述矩形窗口(即滑动窗口)的大小为 $M_w \times N_w$,表示 M_w 条扫描线 $\times N_w$ 个采样点。滑动窗口在 X 方向(扫描线方向)和 Z 方向(采样点方向)上滑动的步长分别为 δ_x 和 δ_z ,共获得 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个滑动窗口, δ_x 和 δ_z 分别表示在 X 方向和 Z 方向上两个相邻的滑动窗口之间的距离, $0 < \delta_x \leq M_w$, $0 < \delta_z \leq N_w$, $\sigma_x = \lceil (M - M_w) / \delta_x \rceil$, $\sigma_z = \lceil (N - N_w) / \delta_z \rceil$,其中 $\lceil \cdot \rceil$ 表示向上取整。

[0008] (2) 对于所述 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个大小为 $M_w \times N_w$ 的滑动窗口,分别计算每个滑动窗口内的超声散射子参数值,共获得 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个超声散射子参数值,即大小为 $\sigma_x \times \sigma_z$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{orig} 。滑动窗口内的超声散射子参数计算包括以下步骤:

[0009] (2.1) 计算滑动窗口内的校准功率谱 S_{carl} , $S_{carl}(z, f) = \frac{S_s(z, f)}{S_{ref}(z, f)} A(z, f)$, 其中, z 表示超声扫描深度, f 表示频率, $S_s(z, f)$ 为滑动窗口内超声射频信号的功率谱, $S_{ref}(z, f)$ 为刚性反射板的参考功率谱, $A(z, f)$ 为衰减补偿函数, $A(z, f) = \exp[4\alpha_s(f)zf]$,其中, $\alpha_s(f)$ 为衰

减系数。功率谱S的计算方式为： $S = \frac{1}{N_{sw}} \sum_{n=1}^{N_{sw}} |\text{FT}\{p_n(t)\}|^2$ ，其中， $p_n(t)$ 表示滑动窗口内第n条扫描线的射频信号，FT表示傅里叶变换， N_{sw} 是滑动窗口内扫描线的数量。衰减系数 $\alpha_s(f)$ 由基于参考体模的谱差法得到： $\alpha_s(f) = \alpha_r(f) - \frac{\gamma(f)}{4 \times 8.686}$ ，其中， $\gamma(f)$ 表示 $\ln[S_s(z, f)/S_r(z, f)]$ 随超声扫描深度z拟合直线的斜率，其中 $S_r(z, f)$ 是参考体模的功率谱，参考体模的衰减系数 $\alpha_r(f)$ 是已知的。

[0010] (2.2) 将校准功率谱 S_{car1} 与球形高斯散射子的理论功率谱进行对比，得到：

[0011] $10\log_{10}S_{car1}(x) - 10\log_{10}x^2 \approx m(a_{eff}, q)x + b(\eta_z, a_{eff}, L, q)$ ，

[0012] 其中 $x = f^2$ ，L为滑动窗口在Z方向上的边长即 N_w ，q为换能器孔径半径与换能器表面到感兴趣区域距离的比值， a_{eff} 为散射子的有效半径， η_z 为有效声浓度。上式描述了一条直线，m和b分别表示该直线的斜率和截距。对上式进行线性拟合，得到最佳拟合直线，从而得到所述最佳拟合直线的斜率 m_1 和截距 b_1 。

[0013] (2.3) 利用斜率 m_1 计算散射子的有效半径 a_{eff} ， $a_{eff} = \sqrt{\frac{-m_1}{11.6q^2 + 52.8}}$ 。散射子直径

SD通过 $SD = 2 \times a_{eff} = 2\sqrt{\frac{-m_1}{11.6q^2 + 52.8}}$ 得到。

[0014] (3) 对于所述大小为 $\sigma_x \times \sigma_z$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{orig} ，首先将其插值为大小为 $M \times N$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{interp} 。对所述超声散射子参数二维矩阵 SD_{interp} 进行颜色映射，得到超声散射子参数图像。

[0015] 本发明的有益效果

[0016] 本发明提出的基于功率谱的超声散射子直径成像方法，具有以下有益效果：

[0017] 1. 本发明提出了一种基于功率谱的超声散射子直径计算方法，该方法具有计算复杂度低、精度高的特点，能满足超声散射子直径实时、准确计算的需求。

[0018] 2. 基于上述超声散射子直径计算方法以及滑动窗口技术，本发明提出了基于功率谱的超声散射子直径成像方法，该方法的计算复杂度低，能对超声散射子直径进行实时准确的二维成像。这里需要强调的是，本发明的基于功率谱的超声散射子直径成像方法因其具有的特点，很容易拓展到三维成像。

[0019] 3. 本发明提出的基于功率谱的超声散射子直径成像方法能够有效弥补传统B超的不足，即提供传统B超所不能提供的超声散射子直径信息，它直接反应组织的微观结构，便于进行超声组织定征以及肝脏、乳腺等组织的疾病诊断。

附图说明

[0020] 图1：本发明方法的流程图；

[0021] 图2：超声射频信号及滑动窗口示意图。

具体实施方式

[0022] 本发明的基于功率谱的超声散射子直径成像方法，是基于待测组织的超声背向散

射信号(射频信号),计算功率谱,再计算超声散射子直径参数并计算超声散射子直径参数图像的方法。

[0023] 不失一般性,设超声射频信号由M条扫描线组成,每条扫描线包含N个采样点,则超声射频信号是一个大小为M×N的二维矩阵。图1为本发明方法的流程图,主要包括以下步骤:

[0024] (1) 将矩形窗口在超声射频信号上滑动,如图2所示,此滑动窗口的大小为 $M_w \times N_w$,表示 M_w 条扫描线× N_w 个采样点。设滑动窗口在X和Z方向上(图2)滑动的步长分别为 δ_x 和 δ_z ,共获得 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个滑动窗口, δ_x 和 δ_z 分别表示在X和Z方向上两个相邻的滑动窗口之间的距离,满足以下条件:

[0025] $0 < \delta_x \leq M_w, 0 < \delta_z \leq N_w$ 。

[0026] 本实施例中, $\delta_x = \langle 0.5 \times M_w \rangle, \delta_z = \langle 0.5 \times N_w \rangle$,其中 $\langle \rangle$ 表示向上取整。 σ_x 和 σ_z 的计算方法为:

[0027] $\sigma_x = \langle (M - M_w) / \delta_x \rangle, \sigma_z = \langle (N - N_w) / \delta_z \rangle$ 。

[0028] (2) 对于 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个大小为 $M_w \times N_w$ 的滑动窗口,分别计算每个滑动窗口内的超声散射子参数值,共获得 $\sigma_x \times \sigma_z$ 个超声散射子参数值,即大小为 $\sigma_x \times \sigma_z$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{orig} 。滑动窗口内的超声散射子参数计算方法如下:

[0029] (2.1) 首先计算滑动窗口内待测组织的校准功率谱 S_{carl} 。校准功率谱 S_{carl} 通过下式得到:

$$[0030] \quad S_{carl}(z, f) = \frac{S_s(z, f)}{S_{ref}(z, f)} A(z, f),$$

[0031] 其中,z表示超声扫描深度,f表示频率, $S_s(z, f)$ 为待测组织的功率谱, $S_{ref}(z, f)$ 为刚性反射板的参考功率谱, $A(z, f)$ 为衰减补偿函数。功率谱S的计算方式为:

$$[0032] \quad S = \frac{1}{N_{sw}} \sum_{n=1}^{N_{sw}} |FT\{p_n(t)\}|^2,$$

[0033] 其中, $p_n(t)$ 表示滑动窗口内第n条扫描线的射频信号,FT表示傅里叶变换, N_{sw} 是滑动窗口内扫描线的数量。衰减补偿函数 $A(z, f)$ 的计算方式为 $A(z, f) = \exp[4\alpha_s(f)zf]$,其中,衰减系数 $\alpha_s(f)$ 由基于参考体模的谱差法得到:

$$[0034] \quad \alpha_s(f) = \alpha_r(f) - \frac{\gamma(f)}{4 \times 8.686},$$

[0035] 其中, $\gamma(f)$ 表示 $\ln[S_s(z, f)/S_r(z, f)]$ 随超声扫描深度z拟合直线的斜率,其中 $S_r(z, f)$ 是参考体模的功率谱,参考体模的衰减系数 $\alpha_r(f)$ 是已知的。参考体模的介质可以为任意类型,但要求其散射类型为非相干散射。另外,待测组织和参考体模所采用的超声成像系统及成像参数须保持一致。

[0036] (2.2) 将待测组织的校准功率谱 S_{carl} 与球形高斯散射子的理论功率谱 S_{theor} 进行对比,得到散射子直径SD。球形高斯散射子的理论功率谱 S_{theor} 为:

$$[0037] \quad S_{theor}(f) = \frac{185Lq^2a_{eff}^6\eta_z f^4}{1 + 2.66(qa_{eff}f)^2} \exp(-12.16a_{eff}^2 f^2)$$

[0038] 其中,L为滑动窗口在Z方向上的边长即 N_w ,q为换能器孔径半径与换能器表面到感兴趣区域距离的比值, a_{eff} 为散射子的有效半径, η_z 为有效声浓度。对比待测组织的校准功

率谱 S_{carl} 与球形高斯散射子的理论功率谱 S_{theor} ,得到:

$$[0039] \quad 10\log_{10}S_{\text{carl}}(f) \approx 10\log_{10}f^{4+m(a_{\text{eff}},q)}f^{2+b(\eta_z,a_{\text{eff}},L,q)}$$

[0040] 将上式两端分别减去 $10\log_{10}(f^4)$,并令 $x=f^2$,则有:

$$[0041] \quad 10\log_{10}S_{\text{carl}}(x) - 10\log_{10}x^2 \approx m(a_{\text{eff}},q)x + b(\eta_z,a_{\text{eff}},L,q)$$

[0042] 上式描述了一条直线, m 和 b 分别表示直线的斜率和截距。对上式进行线性拟合,得到最佳拟合直线,从而得到最佳拟合直线的斜率 m_1 和截距 b_1 。本实施例中,采用最小二乘法进行线性拟合。

[0043] (2.3) 利用斜率 m_1 计算散射子的有效半径 a_{eff} :

$$[0044] \quad a_{\text{eff}} = \sqrt{\frac{-m_1}{11.6q^2 + 52.8}}。$$

[0045] 散射子直径 SD 通过下式计算得到:

$$[0046] \quad SD = 2 \times a_{\text{eff}} = 2\sqrt{\frac{-m_1}{11.6q^2 + 52.8}}。$$

[0047] (3) 对于大小为 $\sigma_x \times \sigma_z$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{orig} ,首先将其插值为大小为 $M \times N$ 的超声散射子参数二维矩阵 SD_{interp} 。插值可采用最近邻插值、双线性插值、三次样条插值等方法。本实施例中,采用三次样条插值。对超声散射子参数二维矩阵 SD_{interp} 进行颜色映射,得到超声散射子参数图像。颜色映射可采用Matlab软件中的Jet、Hot、Spring等方法。本实施例中,采用Jet颜色映射。以上计算超声散射子参数并获得超声散射子参数图像的过程即本发明的超声散射子参数成像方法。本发明的超声散射子参数成像方法可用于乳腺、肝脏等生物组织的超声组织定征。

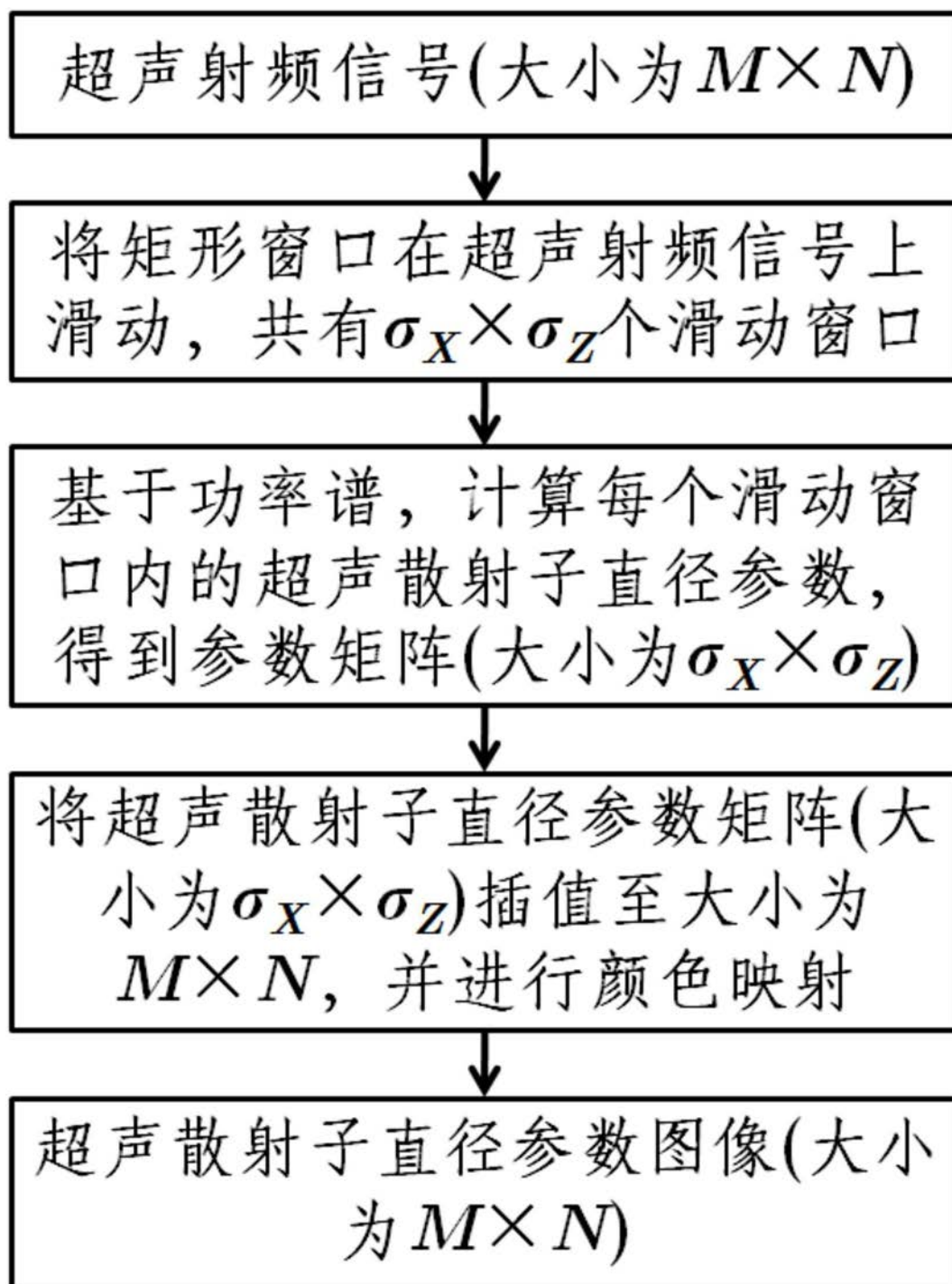


图1

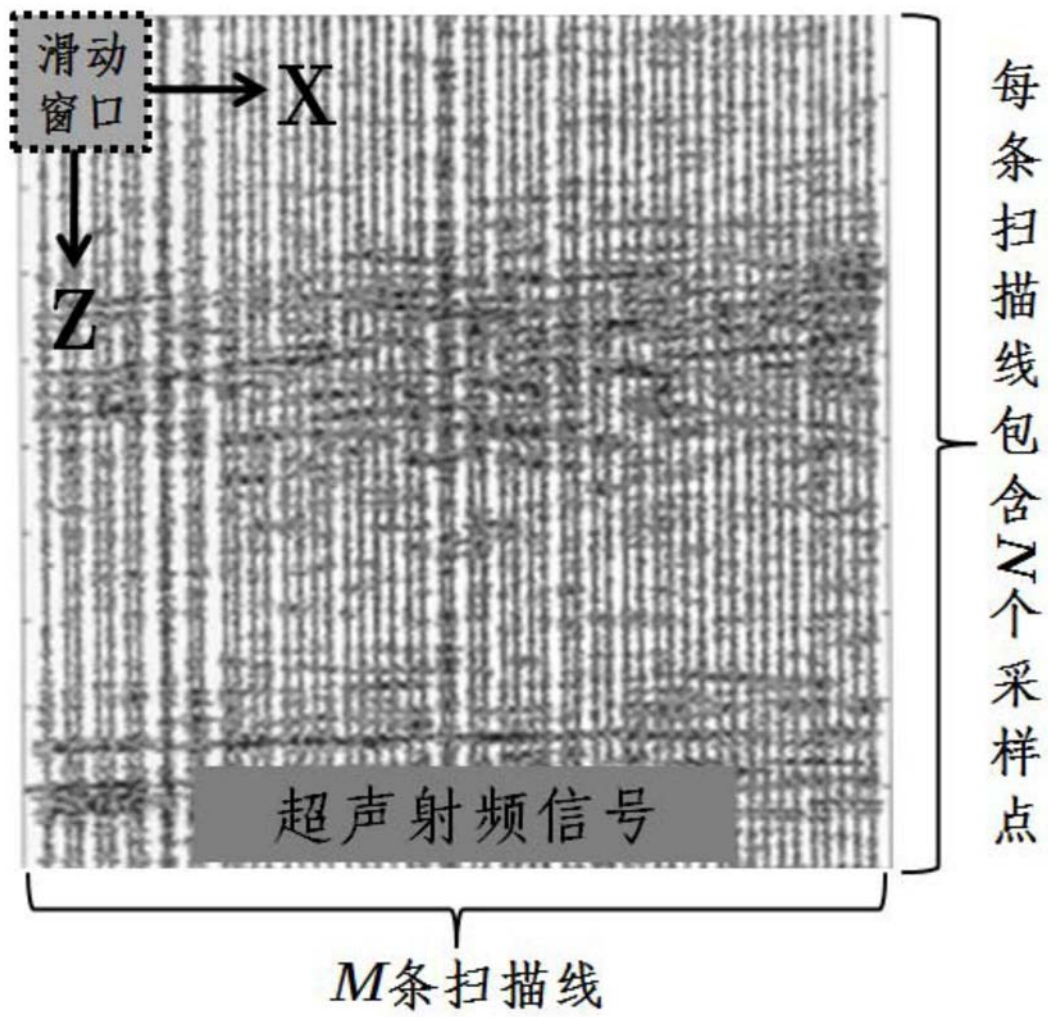


图2

专利名称(译)	一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法		
公开(公告)号	CN109247951A	公开(公告)日	2019-01-22
申请号	CN201811086467.7	申请日	2018-09-18
[标]申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京工业大学		
[标]发明人	周著黄 欧阳亚丽 吴水才 高宏建 丁琪瑛		
发明人	周著黄 欧阳亚丽 吴水才 高宏建 丁琪瑛		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/52		
代理人(译)	刘萍		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于功率谱的超声散射子直径成像方法，是基于超声射频信号，计算功率谱，再计算超声散射子直径参数并计算超声散射子直径参数图像的方法。将滑动窗口在超声射频信号上滑动，基于功率谱，计算每个滑动窗口内的超声散射子参数，得到超声散射子参数值矩阵，将超声散射子参数值矩阵插值为超声射频信号的大小，并进行颜色映射，得到超声散射子直径参数图像。本发明的超声散射子直径成像方法可用于乳腺、肝脏等生物组织的超声组织定征。

