



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108095756 A
(43)申请公布日 2018.06.01

(21)申请号 201711232982.7

(22)申请日 2017.11.30

(71)申请人 上海大学

地址 200444 上海市宝山区上大路99号

(72)发明人 刘欣 吕明雷 束月霞 刘颖
赵丽丽

(74)专利代理机构 上海上大专利事务所(普通合伙) 31205

代理人 陆聪明

(51)Int.Cl.

A61B 8/00(2006.01)

G06T 3/40(2006.01)

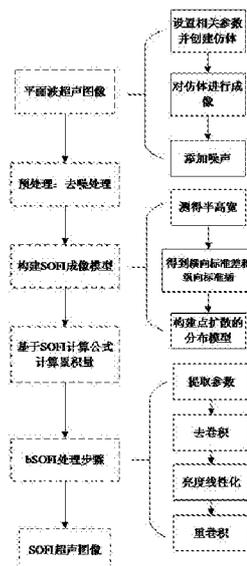
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法。本方法是：在超声造影剂(微泡)的介入下,对成像对象进行超声平面波成像,获取不同时刻的一组平面波超声图像;对获取的所有平面波超声图像进行滤波操作,以去除平面波超声图像中包含的噪声;基于成像区域仅包含单个微泡的超声平面波数据,通过测得横向半高宽FHWM_x与纵向半高宽FHWM_y计算得到横向标准差 δ_x 与纵向标准差 δ_y ,生成点扩散分布模型;最后,以滤波后的动态超声平面波图像为输入数据,计算得到二阶(或者高阶)平衡后的SOFI图像。本发明提出的方法不仅能够极大提高超声平面波成像的空间分辨率,而且还能提高超声成像的时间分辨率,适用于快速的超高分辨超声成像。



1. 一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法,其特征在于,操作步骤如下:

(1) 在超声造影剂(微泡)的介入下,对成像对象进行超声平面波成像,获取不同时刻的一组平面波超声图像;每帧图像包含多个点散射体(微泡),随机分布在成像区域内;

(2) 对获取的所有平面波超声图像,基于维纳滤波器(或其他滤波器)进行滤波操作,以去除平面波超声图像中所包含的噪声;

(3) 构建SOFI成像模型,具体步骤如下:

(3-1) 基于成像区域仅包含单个微泡的超声平面波数据,计算平面波超声数据的横向半高宽(FHWM_x)、纵向半高宽(FHWM_y);

(3-2) 基于获取的横向半高宽和纵向半高宽,通过公式(3-1)计算得到横向标准差 δ_x 与纵向标准差 δ_y ;

$$\begin{cases} \delta_x = \frac{FHWM_x}{\sqrt{8 * \log(2)}} \\ \delta_y = \frac{FHWM_y}{\sqrt{8 * \log(2)}} \end{cases} \quad (3-1)$$

式(3-1)中,FHWM_x为横向半高宽,FHWM_y为纵向半高宽; δ_x 与 δ_y 分别为横向标准差与纵向标准差;

(3-3) 基于得到的 δ_x 与 δ_y ,应用公式(3-2)计算得到点扩散分布模型;

$$\begin{cases} psf_x = \frac{1}{\sqrt{2\pi\delta_x^2}} e^{-\frac{(x-x_0)^2}{2\delta_x^2}} \\ psf_y = \frac{1}{\sqrt{2\pi\delta_y^2}} e^{-\frac{(y-y_0)^2}{2\delta_y^2}} \end{cases} \quad (3-2)$$

式(3-2)中,x与y分别描述x轴与y轴; x_0 与 y_0 描述中心点的横坐标与纵坐标值;psf_x为横向概率密度函数,psf_y为纵向概率密度函数;

(4) SOFI利用分子的波动特性,生成不同阶数的累积量方程,其累积量方程C_n的计算公式如式(3-3)所示;

$$C_n(r, \tau_1, \dots, \tau_{n-1}) = \sum_k U^n(r-r_k) \varepsilon_k^n w_k(\tau_1, \dots, \tau_{n-1}) \quad (3-3)$$

式(3-3)中,U(r)描述的是系统的点扩散函数(PSF), ε_k 为分子亮度, $w_k(\tau_1, \dots, \tau_{n-1})$ 是基于相关的加权函数,n表示累积量的阶数;当使用n阶SOFI时,空间分辨率提高 \sqrt{n} 倍;但是,SOFI对亮度和闪烁异质性具有非线性化响应,导致不能用高阶的累积量来提高分辨率;

(5) bSOFI处理步骤:平衡SOFI(bSOFI)作为SOFI的扩展版本,用来进一步提高成像的空间分辨率;在bSOFI方法中,需提取三个参数,即发光状态时间比 $\rho_{on}(r)$,分子亮度 $\xi(r)$ 和分子密度 $N(r)$;之后,将式(3-3)中计算得到累积量去卷积以消除对亮度的非线性响应;然后,通过截去较小的值(例如,最大值的1%-5%)来对累积量进行去噪,并且将亮度线性化;最后,将图像与点扩散函数重新卷积,得到平衡的累积图像;

(6) 以步骤(2)中去噪后的平面波超声图像作为输入,基于步骤(3)构建的SOFI成像模型,基于步骤(4)的SOFI计算公式和步骤(5)的bSOFI处理方法,计算得到二阶(或者高阶)平

衡后的SOFI图像。

一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于SOFI (Super-resolution Optical Fluctuation Imaging, 超分辨荧光波动成像) 的超高分辨平面波超声成像方法。具体而言, 在超声造影剂(微泡)的介入下, 对成像对象进行超声平面波成像, 以获取不同时刻的一组平面波超声图像; 对获取的所有平面波超声图像, 基于维纳滤波器(或其他滤波器)进行滤波操作, 以去除平面波超声图像中包含的噪声; 基于单个微泡的超声平面波数据, 通过测得的横向半高宽 $FHWM_x$ 与纵向半高宽 $FHWM_y$ 计算得到横向标准差 δ_x 与纵向标准差 δ_y , 基于此, 生成点扩散分布模型; 最后, 以滤波后的动态超声平面波图像为输入数据, 基于构建的SOFI成像模型、SOFI计算公式及平衡SOFI (bSOFI) 处理步骤, 计算得到二阶(或者高阶)平衡后的SOFI图像。本发明提出的方法不仅能够极大提高超声平面波成像的空间分辨率, 而且还能提高超声成像的时间分辨率, 适用于快速的超高分辨超声成像。

背景技术

[0002] 超声成像是现阶段主要的医学成像模态之一, 已被广泛应用于临床实践, 其优势在于可以非侵入地对大于10cm的组织实现无辐射成像。然而, 受衍射理论限制, 超声成像的空间分辨率不高, 大约为发射波长的一半。从某种角度而言, 这限制了超声在临床中的进一步应用。

[0003] SOFI (超分辨荧光波动成像) 是一种新兴的超分辨成像方法。目前, 已被成功应用于光学显微成像。简要而言, SOFI利用光学成像中荧光分子的荧光波动特性, 生成不同阶数的累积量方程; 以此为基础, 可有效减少成像点扩散函数(PSF)的宽度; 进而突破光学衍射极限定理的限制, 实现超高分辨的荧光显微成像。

[0004] 考虑到, 在基于造影剂(微泡)的超声成像过程中, 微泡相对于超声换能器在不停地改变它们的位置; 致使, 微泡的移动使所经过的像素点在短时间内经历了亮暗两种不同状态, 这可以近似于光学成像中的荧光波动特性。基于此, 在本发明中, 我们拟将SOFI技术与超声成像相结合, 以期突破超声衍射极限定理的限制, 实现超高分辨率的超声成像。考虑到, SOFI具有对亮度的非线性响应, 在某种程度上, 这限制了基于SOFI方法所得到的超声成像的空间分辨率。为了克服这个限制, 本发明还采用平衡SOFI (bSOFI), 以此为基础, 消除SOFI对亮度的非线性响应, 使高阶累计量得以应用, 实现更高的超声成像空间分辨率。此外, 为了进一步提高成像的时间分辨率, 在本发明中, 使用平面波成像模态对成像对象进行扫描, 以此实现超快地超声成像。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对现有超声成像技术存在的不足, 提出一种基于SOFI的平面波超声成像方法, 在实现超高图像空间分辨率的同时保持较好的时间分辨率。

[0006] 为达到上述目的, 本发明的构想是:

[0007] 在超声造影剂(微泡)的介入下, 对成像对象进行超声平面波扫描, 获取不同时刻

的一组平面波超声图像；对获取的所有平面波超声图像，基于维纳滤波器（或其他滤波器）进行滤波操作，以去除平面波超声图像中包含的噪声；基于成像区域仅包含单个微泡的超声平面波数据，通过计算 δ_x 与 δ_y ，生成点扩散分布模型；最后，以滤波后的动态超声平面波图像为输入数据，基于构建的SOFI成像模型、SOFI计算公式和bSOFI的处理方法，计算得到二阶（或者高阶）平衡后的SOFI图像。本发明提出的方法不仅能够极大提高超声平面波成像的空间分辨率，而且还能提高超声成像的时间分辨率，适用于快速的超高分辨超声成像。

[0008] 根据上述发明构想，本发明采用下述技术方案：

[0009] 一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法，其操作步骤如下：

[0010] (1) 在超声造影剂（微泡）的介入下，对成像对象进行超声平面波扫描，获取不同时刻的一组平面波超声图像。每帧图像包含多个点散射体（微泡），随机分布在成像区域内；

[0011] (2) 对获取的所有平面波超声图像，基于维纳滤波器（或其他滤波器）进行滤波操作，以去除平面波超声图像中所包含的噪声；

[0012] (3) 构建SOFI成像模型，具体步骤如下：

[0013] (3-1) 基于成像区域仅包含单个微泡的超声平面波数据，计算平面波超声数据的横向半高宽（ $FHWM_x$ ）、纵向半高宽（ $FHWM_y$ ）；

[0014] (3-2) 基于获取的横向半高宽和纵向半高宽，通过公式（3-1）计算得到横向标准差 δ_x 与纵向标准差 δ_y ；

[0015]

$$\begin{cases} \delta_x = \frac{FHWM_x}{\sqrt{8 * \log(2)}} \\ \delta_y = \frac{FHWM_y}{\sqrt{8 * \log(2)}} \end{cases} \quad (3-1)$$

[0016] 式（3-1）中， $FHWM_x$ 为横向半高宽， $FHWM_y$ 为纵向半高宽； δ_x 与 δ_y 分别为横向标准差与纵向标准差；

[0017] (3-3) 基于得到的 δ_x 与 δ_y ，应用公式（3-2）计算得到点扩散分布模型；

[0018]

$$\begin{cases} psf_x = \frac{1}{\sqrt{2\pi\delta_x^2}} e^{-\left(\frac{(x-x_0)^2}{2\delta_x^2}\right)} \\ psf_y = \frac{1}{\sqrt{2\pi\delta_y^2}} e^{-\left(\frac{(y-y_0)^2}{2\delta_y^2}\right)} \end{cases} \quad (3-2)$$

[0019] 式（3-2）中， x 与 y 分别描述 x 轴与 y 轴； x_0 与 y_0 描述中心点的横坐标与纵坐标值； psf_x 为横向概率密度函数， psf_y 为纵向概率密度函数；

[0020] (4) SOFI利用成像中荧光分子的波动特性，生成不同阶数的累积量方程，其累积量方程 C_n 的计算公式如式（3-3）所示；

[0021]

$$C_n(r, \tau_1, \dots, \tau_{n-1}) = \sum_k U^n(r-r_k) \varepsilon_k^n w_k(\tau_1, \dots, \tau_{n-1}) \quad (3-3)$$

[0022] 式（3-3）中， $U(r)$ 描述系统的点扩散函数（PSF）， ε_k 为分子亮度， $w_k(\tau_1, \dots, \tau_{n-1})$ 是基

于相关的加权函数, n 表示累积量的阶数;当使用 n 阶SOFI时,空间分辨率可以提高 \sqrt{n} 倍,但是,SOFI对亮度和闪烁异质性具有非线性化响应,导致不能用更高的累积量来提高分辨率;

[0023] (5) bSOFI处理步骤:平衡SOFI (bSOFI) 作为SOFI的扩展版本,可以用来进一步提高成像的空间分辨率;在bSOFI方法中,需提取三个参数,即发光状态时间比 $\rho_{on}(r)$,分子亮度 $\xi(r)$ 和分子密度 $N(r)$;之后,将式(3-3)中计算得到累积量去卷积以消除对亮度的非线性响应;然后,通过截去较小的值(例如,最大值的1%-5%)来对累积量进行去噪,并且将亮度线性化;最后,将图像与点扩散函数重新卷积,得到平衡的累积图像;

[0024] (6) 以步骤(2)中去噪后的平面波超声图像作为输入,基于步骤(3)构建的SOFI成像模型,基于步骤(4)的SOFI计算公式和步骤(5) bSOFI的处理方法,计算得到二阶(或者高阶)平衡后的SOFI图像。

[0025] 通过以上步骤,可实现一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法。

[0026] 本发明与现有技术相比,具有如下评价性质和显著优点:对比现有超声成像方法,本发明可有效提高超声成像的空间分辨率,实现超高分辨的超声成像;同时,基于该方法,又可极大改善超声成像的时间分辨率,实现超快的超声成像。

附图说明

[0027] 图1为本发明“一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法”流程框图;

[0028] 图2为由Field II仿真平台生成的部分平面波超声图像;

[0029] 图3基于该方法得到的超高分辨超声图像。(a) 原始平面波超声图像;(b) 二阶SOFI图像;(c) 三阶SOFI图像;(d) 四阶SOFI图像;(e) bSOFI图像;

具体实施方式

[0030] 本发明优选实施例详述如下:

[0031] (1) 参见图1,基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法,为了验证该方法的可行性,以超声平面波仿真图像为例,其具体步骤如下:

[0032] (2) 通过Field II仿真平台,进行超声平面波成像,获取不同时刻的一组平面波超声图像。每帧图像包含多个点散射体(微泡),随机分布在成像区域内;其具体仿真步骤如下:

[0033] (1-1) 使用Field II仿真平台,设置相关参数完毕后,创建一个仿体,在深度30mm到40mm处包含多个点散射体,并使用包含192个阵元的单平面波发射来扫描仿体,扫描的相关参数如表1-1所示:

[0034] 表1-1平面波扫描参数

[0035]

传感器阵列类型	线性阵列
阵元间距	208 μ m
阵元高度	4.5mm
声速, c	1540m/s
中心频率, f_0	7MHz

带宽	60%
波长	220 μm
接收变迹	Hanning

[0036] (1-2) 沿着从30mm到40mm的仿体深度方向,产生101个点散射体,每个点散射体间隔为0.1mm;在每次超声成像过程中,随机选出5个点散射体,通过线性阵列换能器对仿体进行成像;之后,随机改变仿体中5个点散射体的位置,并再次对其进行平面波成像;为了模拟微泡在成像区域内的运动,上述成像过程重复100次,得到100帧平面波超声图像;

[0037] (1-3) 在获取所有平面波超声波图像之后,为模拟实际实验中噪声的影响,为生成的超声图像逐一添加10dB的高斯白噪声;

[0038] (2) 对获取的所有平面波超声图像,基于维纳滤波器(或其他滤波器)进行滤波操作,以去除平面波超声图像中所包含的噪声;

[0039] (3) 构建SOFI成像模型,具体步骤如下:

[0040] (3-1) 基于成像区域仅包含单个微泡的超声平面波数据,计算平面波超声数据的横向半高宽(FHWM_x)、纵向半高宽(FHWM_y);

[0041] (3-2) 基于获取的横向半高宽和纵向半高宽,通过公式(3-1)计算得到横向标准差 δ_x 与纵向标准差 δ_y ;

[0042]

$$\begin{cases} \delta_x = \frac{FHWM_x}{\sqrt{8 * \log(2)}} \\ \delta_y = \frac{FHWM_y}{\sqrt{8 * \log(2)}} \end{cases} \quad (3-1)$$

[0043] 式(3-1)中,FHWM_x为横向半高宽,FHWM_y为纵向半高宽; δ_x 与 δ_y 分别为横向标准差与纵向标准差;

[0044] (3-3) 基于得到的 δ_x 与 δ_y ,应用公式(3-2)计算得到点扩散分布模型;

[0045]

$$\begin{cases} psf_x = \frac{1}{\sqrt{2\pi\delta_x^2}} e^{-\frac{(x-x_0)^2}{2\delta_x^2}} \\ psf_y = \frac{1}{\sqrt{2\pi\delta_y^2}} e^{-\frac{(y-y_0)^2}{2\delta_y^2}} \end{cases} \quad (3-2)$$

[0046] 式(3-2)中,x与y分别描述x轴与y轴; x_0 与 y_0 描述中心点的横坐标与纵坐标值;psf_x为横向概率密度函数,psf_y为纵向概率密度函数;

[0047] (4) SOFI利用成像中荧光分子的荧光波动特性,生成不同阶数的累积量方程,其累积量方程C_n的计算公式如式(3-3)所示;

[0048]

$$C_n(r, \tau_1, \dots, \tau_{n-1}) = \sum_k U^n(r-r_k) \varepsilon_k^n w_k(\tau_1, \dots, \tau_{n-1}) \quad (3-3)$$

[0049] 式(3-3)中,U(r)描述系统的点扩散函数(PSF), ε_k 为分子亮度, $w_k(\tau_1, \dots, \tau_{n-1})$ 是基于相关的加权函数,n表示累积量的阶数;当使用n阶SOFI时,空间分辨率可以提高 \sqrt{n} 倍,但

是, SOFI对亮度和闪烁异质性具有非线性化响应, 导致不能用更高的累积量来提高分辨率;

[0050] (5) bSOFI处理步骤: 在bSOFI方法中, 需提取三个参数, 即发光状态时间比 $\rho_{on}(r)$, 分子亮度 $\xi(r)$ 和分子密度 $N(r)$; 之后, 将式(3-3)中计算得到累积量去卷积以消除对亮度的非线性化响应; 然后, 通过截去较小的值(例如, 最大值的1%-5%)来对累积量进行去噪, 并且将亮度线性化; 最后, 将图像与点扩散函数重新卷积, 得到平衡的累积图像;

[0051] (6) 以步骤(2)中去噪后的平面波超声图像作为输入, 基于步骤(3)构建的SOFI成像模型, 基于步骤(4)的SOFI计算公式和步骤(5)bSOFI的处理方法, 计算得到二阶(或者高阶)平衡后的SOFI图像。

[0052] 由最后得到的平衡后的SOFI图像可以看出, 本发明提出的方法可有效提高超声平面波成像的空间分辨率, 实现超高分辨的超声成像; 此外, 由于平面波扫描技术的使用, 基于该方法, 还可有效提高成像的时间分辨率, 极大改善了现有超声技术的成像性能。

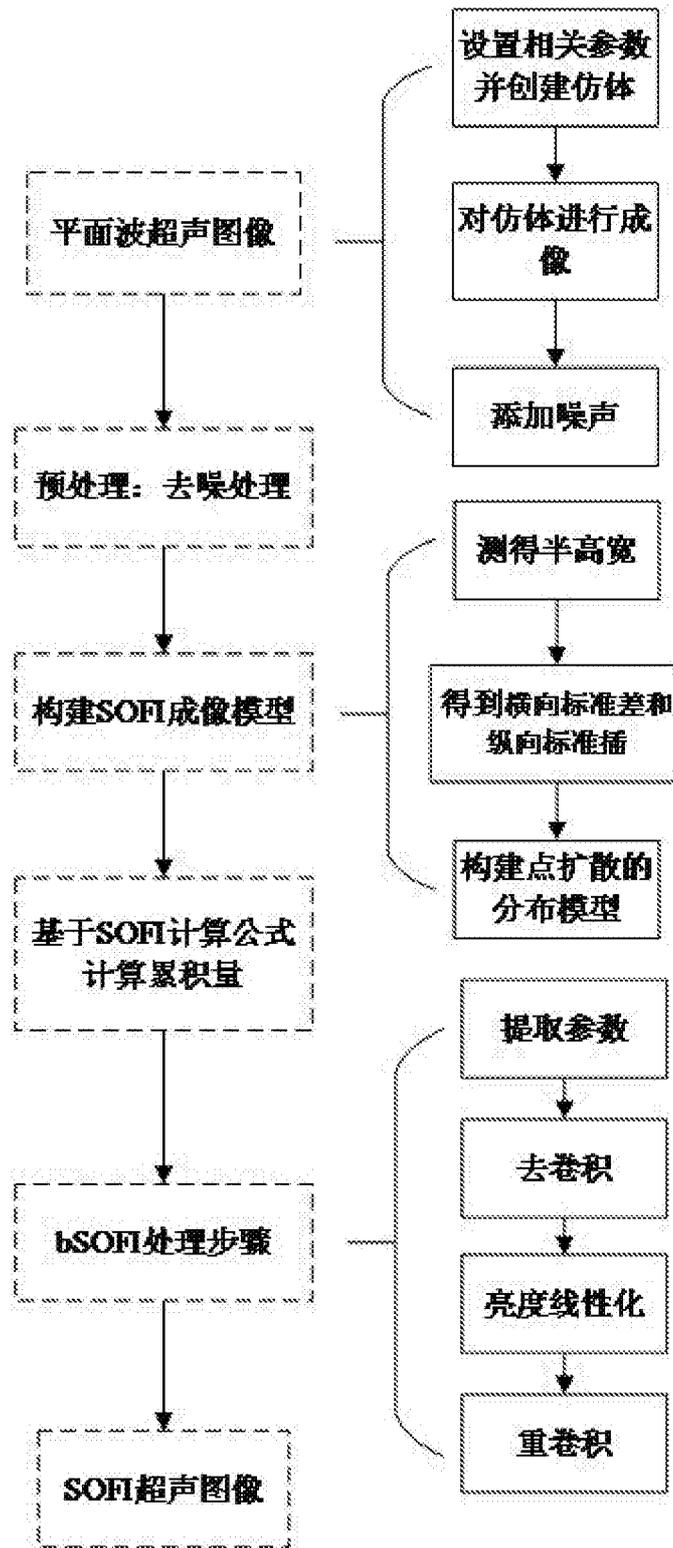


图 1

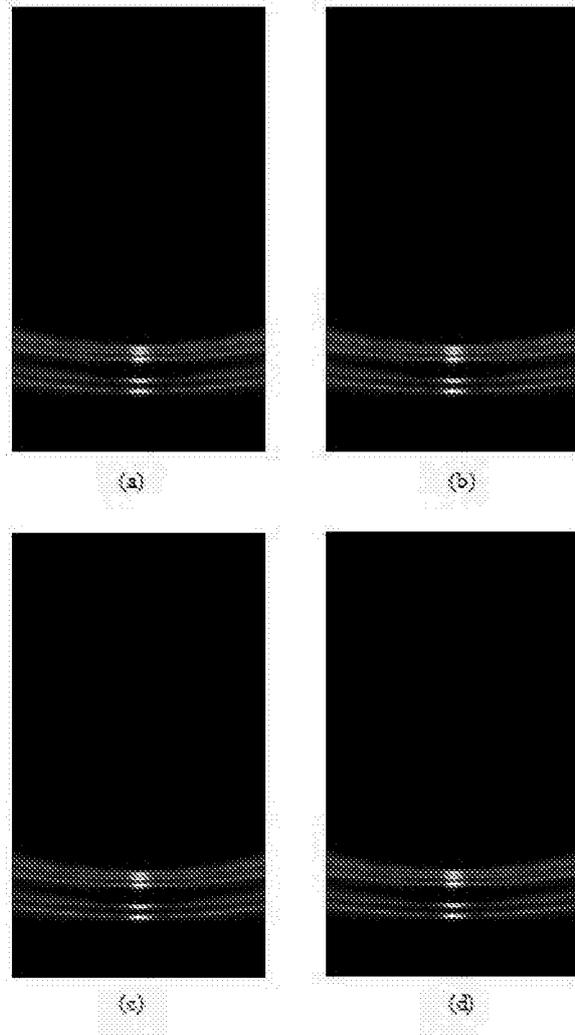


图 2

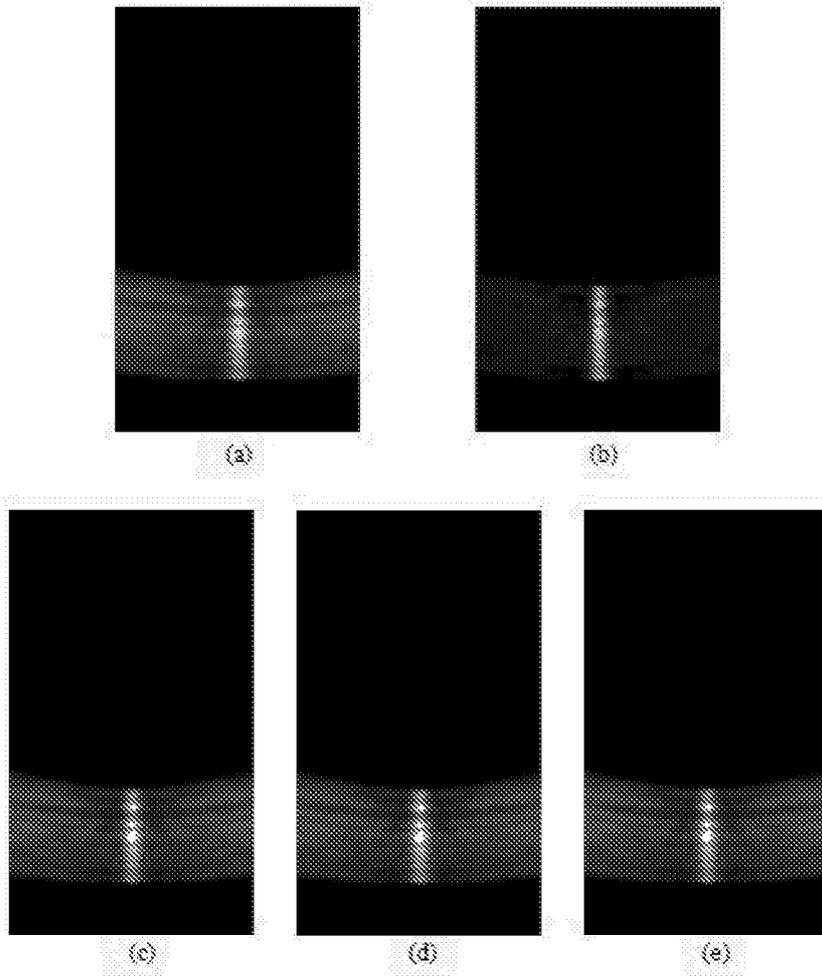


图 3

专利名称(译)	一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法		
公开(公告)号	CN108095756A	公开(公告)日	2018-06-01
申请号	CN201711232982.7	申请日	2017-11-30
[标]申请(专利权)人(译)	上海大学		
申请(专利权)人(译)	上海大学		
当前申请(专利权)人(译)	上海大学		
[标]发明人	刘欣 吕明雷 束月霞 刘颖 赵丽丽		
发明人	刘欣 吕明雷 束月霞 刘颖 赵丽丽		
IPC分类号	A61B8/00 G06T3/40		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/5215 G06T3/4053		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于SOFI的超高分辨平面波超声成像方法。本方法是：在超声造影剂(微泡)的介入下，对成像对象进行超声平面波成像，获取不同时刻的一组平面波超声图像；对获取的所有平面波超声图像进行滤波操作，以去除平面波超声图像中包含的噪声；基于成像区域仅包含单个微泡的超声平面波数据，通过测得横向半高宽 $FHWM_x$ 与纵向半高宽 $FHWM_y$ 计算得到横向标准差 δ_x 与纵向标准差 δ_y ，生成点扩散分布模型；最后，以滤波后的动态超声平面波图像为输入数据，计算得到二阶(或者高阶)平衡后的SOFI图像。本发明提出的方法不仅能够极大提高超声平面波成像的空间分辨率，而且还能提高超声成像的时间分辨率，适用于快速的超高分辨超声成像。

