



# (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109998589 A

(43)申请公布日 2019.07.12

(21)申请号 201910278107.5

(22)申请日 2019.04.09

(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 孔欢 束月霞 刘颖

周天扬

(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)

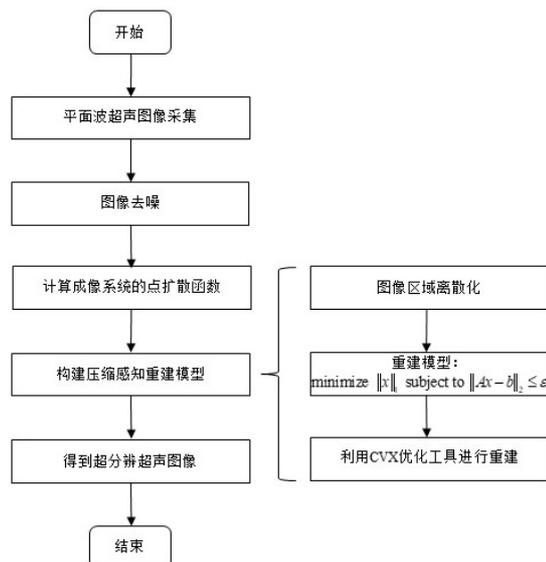
权利要求书1页 说明书4页 附图3页

## (54)发明名称

一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法

## (57)摘要

本发明公开了一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法。本方法是：对成像区域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进行滤波操作；计算得到图像中多个微泡的横向标准差与纵向标准差，进而得到所有微泡的平均横向标准差和纵向标准差；基于此，可以得到成像系统的PSF；基于得到的PSF，生成测量矩阵；根据超声图像和微泡分布信息之间存在的线性关系，将微泡的位置信息从超声图像中求解出来；最后，将所有超声图像的微泡位置重叠到一张图像中，就得到了最终的超分辨超声成像结果。本发明的方法不仅能够极大提高超声成像的空间分辨率，而且还能提高超声成像的时间分辨率，适用于快速的超分辨超声成像。



1. 一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法,其特征在于,操作步骤如下:

1) 在超声造影剂微泡的介入下,对成像区域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;

2) 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所包含的噪声;

3) 构建基于CS技术的重建模型;

4) 由于采集到的平面波超声图像和微泡分布信息之间存在一定的线性关系,即采集到的平面波超声图像表示为微泡分布和测量矩阵之间的线性关系;

$$b=Ax \quad (4-1)$$

其中, $b$ 是采集到的平面波超声图像, $A$ 是由成像系统的PSF生成的测量矩阵, $x$ 代表了微泡的分布信息;

5) 考虑到微泡分布是稀疏的或可压缩的,基于压缩感知重建方法,通过求解公式(5-1)中的优化问题重建出微泡的位置信息;

$$\text{minimize } \|x\|_1 \text{ subject to } \|Ax-b\|_2 \leq \varepsilon \quad (5-1)$$

其中, $\|x\|_1$ 是微泡分布 $x$ 的 $L_1$ 范数, $\|Ax-b\|_2$ 是采集到的图像和重建图像之间差异的 $L_2$ 范数, $\varepsilon > 0$ ,最终在高分辨率的网格上重建出超声图像的微泡位置;

6) 将所有重建出来的超声图像的微泡位置重叠到一张图像中,得到最终的超分辨结果。

2. 根据权利要求1所述的基于压缩感知的超高分辨超声成像方法,其特征在于,所述步骤3)中的构建基于CS技术的重建模型,具体步骤为:

3-1) 基于稀疏分布的单个微泡的超声平面波数据,对这些微泡使用二维高斯拟合,测得多个微泡的横向标准差与纵向标准差,得到所有微泡的平均横向标准差 $\bar{\delta}_x$ 与平均纵向标准差 $\bar{\delta}_y$ ;

3-2) 基于得到的 $\bar{\delta}_x$ 与 $\bar{\delta}_y$ ,构建成像系统的PSF得到公式(3-1):

$$I(x,y) = I_0 \cdot \exp \left[ -\frac{(x-x_0)^2}{2\bar{\delta}_x^2} - \frac{(y-y_0)^2}{2\bar{\delta}_y^2} \right] \quad (3-1)$$

其中, $I(x,y)$ 代表微泡在 $(x,y)$ 处的理论强度大小, $(x_0,y_0)$ 代表微泡的真实位置, $I_0$ 代表微泡在 $(x_0,y_0)$ 处的强度大小。

## 一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种基于压缩感知(Compressed Sensing,CS)的超高分辨超声成像方法。

### 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] 基于CS理论的超分辨成像是一种新兴的成像技术。目前,这项技术已被成功应用于光学显微成像。简要而言,如果原始信号是稀疏的或者可稀疏的,则CS技术可以精确地将目标信号从噪声中提取出来。由于采集到的图像和待定位点之间存在一定的线性关系,即采集到的超声图像可以表示为待定位点分布和测量矩阵之间的线性关系。而超分辨成像的目的是在已知成像系统的点扩散函数(Point Spread Function,PSF)的情况下,从采集到的低分辨率图像中重建出高分辨图像。

[0004] 考虑到,在基于造影剂(微泡)的超声成像过程中,微泡在成像区域中是稀疏分布的;致使,CS理论可以应用到超声图像中,实现对微泡的定位。基于此,在本发明中,我们拟将CS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。相比于其他定位方法,基于CS的重建方法能够对高密度下相互重叠的微泡进行有效定位。通过提高微泡在成像区域中的分布密度,能够有效减少超分辨定位的图像数量,提高成像的时间分辨率。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区域进行扫描,以此实现超快的超声成像。

### 发明内容

[0005] 本发明的目的在于针对现有超声成像技术中存在的不足,提出一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法,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,对成像区域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进行滤波操作,以去除平面波超声图像中包含的噪声;基于稀疏分布的单个微泡的超声平面波数据,计算得到图像中多个微泡的横向标准差与纵向标准差,进而得到所有微泡的平均横向标准差 $\bar{\delta}_x$ 与平均纵向标准差 $\bar{\delta}_y$ ;基于此,可以得到成像系统的PSF;基于得到的PSF,生成测量矩阵;根据超声图像和微泡分布信息之间存在的线性关系,将微泡的位置信息从超声图像中重建出来;最后,将重建出的所有超声图像的微泡位置重叠到一张图像中,就得到了最终的超分辨超声成像的结果。本发明提出的方法不仅能够极大提高超声成像的空间分辨率,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] 一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法,操作步骤如下:

[0010] 1) 在超声造影剂(微泡)的介入下,对成像区域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) 构建基于CS技术的重建模型;

[0013] 4) 由于采集到的平面波超声图像和微泡分布信息之间存在一定的线性关系,即采集到的平面波超声图像表示为微泡分布和测量矩阵之间的线性关系;

$$[0014] \quad b = Ax \quad (4-1)$$

[0015] 其中,b是采集到的平面波超声图像,A是由成像系统的PSF生成的测量矩阵,x代表了微泡的分布信息;

[0016] 5) 考虑到微泡分布是稀疏的或可压缩的,基于压缩感知重建方法,通过求解公式(5-1)中的优化问题重建出微泡的位置信息;

$$[0017] \quad \text{minimize} \quad \|x\|_1 \text{ subject to } \|Ax - b\|_2 \leq \epsilon \quad (5-1)$$

[0018] 其中, $\|x\|_1$ 是微泡分布x的L<sub>1</sub>范数, $\|Ax - b\|_2$ 是采集到的图像和重建图像之间差异的L<sub>2</sub>范数, $\epsilon > 0$ ,最终在高分辨率的网格上重建出超声图像的微泡位置;

[0019] 6) 将所有重建出来的超声图像的微泡位置重叠到一张图像中,得到最终的超分辨率结果。

[0020] 进一步地,所述步骤3)中的构建基于CS技术的重建模型,具体步骤为:

[0021] 3-1) 基于稀疏分布的单个微泡的超声平面波数据,对这些微泡使用二维高斯拟合,测得多个微泡的横向标准差与纵向标准差,得到所有微泡的平均横向标准差 $\bar{\delta}_x$ 与平均纵向标准差 $\bar{\delta}_y$ ;

[0022] 3-2) 基于得到的 $\bar{\delta}_x$ 与 $\bar{\delta}_y$ ,构建成像系统的PSF得到公式(3-1):

$$[0023] \quad I(x, y) = I_0 \cdot \exp \left[ -\frac{(x - x_0)^2}{2\bar{\delta}_x^2} - \frac{(y - y_0)^2}{2\bar{\delta}_y^2} \right] \quad (3-1)$$

[0024] 其中,I(x, y)代表微泡在(x, y)处的理论强度大小,(x<sub>0</sub>, y<sub>0</sub>)代表微泡的真实位置,I<sub>0</sub>代表微泡在(x<sub>0</sub>, y<sub>0</sub>)处的强度大小。

[0025] 本发明与现有技术相比,具有如下显著优点:

[0026] 本发明方法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,又能够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为本发明基于压缩感知的超高分辨超声成像方法流程框图。

[0028] 图2为树杈型血管仿管示意图。

[0029] 图3为血管仿管的平面波超声图像和其对应的超分辨率结果;(a):血管中微泡的真实点位置;(b):平面波超声成像得到的结果;(c):基于CS技术得到的血管仿管的超分辨率结

果。

[0030] 图4为50帧超声图像的超分辨结果；(a)：50帧超声图像中微泡真实点位置重叠的结果；(b)：使用压缩感知重建方法对50帧超声图像重建得到的超分辨图像。

### 具体实施方式

[0031] 本发明优选实施结合附图例详述如下：

[0032] 参见图1，一种基于CS的超高分辨超声成像方法，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：

[0033] 1) 通过Field II仿真平台，构建一根树杈型血管仿管，在血管仿管中放置多个点散射体，用来模拟微泡。这些点散射体会在血管仿管中不断运动，然后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。其具体仿真步骤如下：

[0034] 1-1) 使用Field II仿真平台，设置相关参数完毕后，创建一根树杈型血管仿管，如图2所示。其中，一根大血管的直径为3mm，两根小血管的直径为1.5mm。使用包含128个阵元的单平面波发射来扫描仿体，扫描相关参数如表1-1所示：

[0035] 表1-1平面波扫描参数

[0036]	传感器阵列类型	线性阵列
	阵元间距	208 $\mu\text{m}$
	阵元高度	4.5 mm
	声速, c	1540 m/s
[0037]	中心频率, $f_0$	7 MHz
	带宽	60%
	波长	220 $\mu\text{m}$
	接收变迹	Hanning

[0038] 1-2) 在整个成像过程中，血管仿管中的微泡会在血管中不断地运动，微泡运动的速度与血管的直径和微泡所处的位置相关，其关系如公式(1-1)所示：

$$[0039] \quad v(r) = v_0 \left[ 1 - \left( \frac{r}{R} \right)^2 \right] \quad (1-1)$$

[0040] 其中， $v$ 表示微泡的运动速度， $r$ 表示微泡到血管中心轴线的距离， $R$ 是血管直径， $v_0$ 表示血管中心的最大速度，这里 $v_0$ 设置为1m/s；

[0041] 1-3) 等时间间隔地使用平面波扫描血管仿管，采集不同时刻下的血管仿管的超声图像，最终得到50帧具有高密度、相互重叠微泡的平面波超声图像，如图3所示。

[0042] 2) 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所包含的噪声；

[0043] 3) 构建基于CS技术的重建模型,具体步骤如下:

[0044] 3-1) 基于稀疏分布的单个微泡的超声平面波数据,对微泡使用二维高斯拟合,测得多个微泡的横向标准差与纵向标准差,得到所有微泡的平均横向标准差 $\bar{\delta}_x$ 与平均纵向标准差 $\bar{\delta}_y$ ;

[0045] 3-2) 基于得到的 $\bar{\delta}_x$ 与 $\bar{\delta}_y$ ,构建成像系统的PSF得到公式(3-1);

$$[0046] \quad I(x,y) = I_0 \cdot \exp\left[-\frac{(x-x_0)^2}{2\bar{\delta}_x^2} - \frac{(y-y_0)^2}{2\bar{\delta}_y^2}\right] \quad (3-1)$$

[0047] 其中, $I(x,y)$ 代表微泡在 $(x,y)$ 处的理论强度大小, $(x_0,y_0)$ 代表微泡的真实位置, $I_0$ 代表微泡在 $(x_0,y_0)$ 处的强度大小。

[0048] 4) 由于采集到的超声图像和微泡分布信息之间存在一定的线性关系,即采集到的超声图像可以表示为微泡分布和测量矩阵之间的线性关系;

$$[0049] \quad b = Ax \quad (4-1)$$

[0050] 其中, $b$ 是采集到的超声图像, $A$ 是由成像系统的PSF生成的测量矩阵, $x$ 代表了微泡的分布信息。

[0051] 5) 考虑到微泡分布是稀疏的或可压缩的,基于压缩感知重建方法,通过求解公式(5-1)中的优化问题重建出微泡的位置信息;

$$[0052] \quad \text{minimize} \quad \|x\|_1 \text{ subject to } \|Ax-b\|_2 \leq \varepsilon \quad (5-1)$$

[0053] 其中, $\|x\|_1$ 是微泡分布 $x$ 的 $L_1$ 范数, $\|Ax-b\|_2$ 是采集到的图像和重建图像之间差异的 $L_2$ 范数, $\varepsilon > 0$ ,最终在高分辨率的网格上重建出超声图像的微泡位置,如图4所示。

[0054] 6) 将所有重建出来的超声图像的微泡位置重叠到一张图像中,就得到了最终的超分辨超声成像的结果。

[0055] 由最终得到的超分辨血管图像可以看出,本发明提出的方法可以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以及基于该方法能够对高密度下相互重叠的微泡进行有效定位,所以能够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。

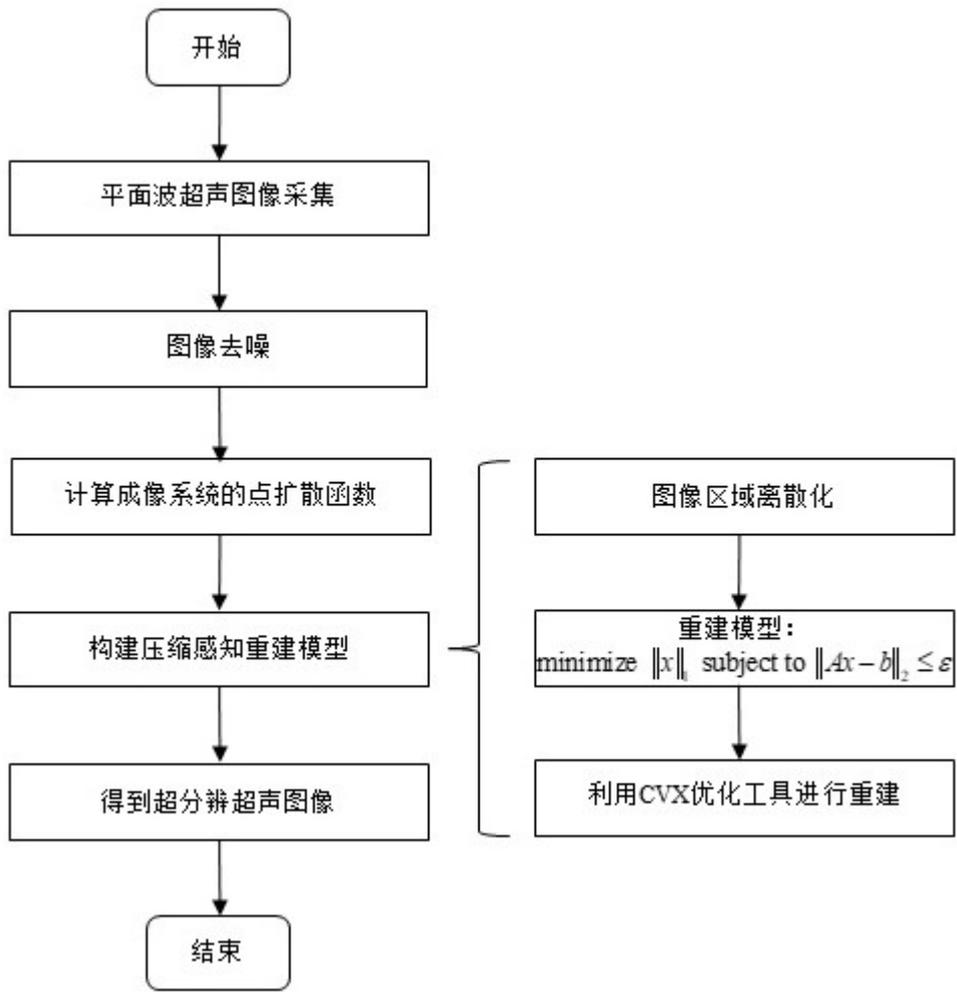


图 1

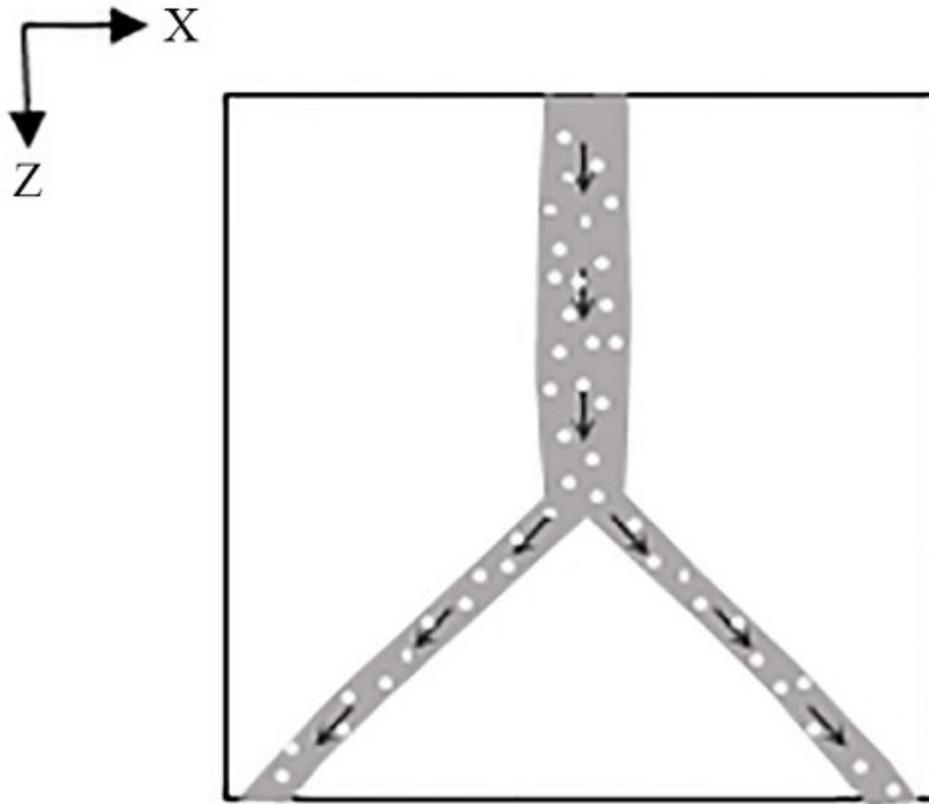


图 2

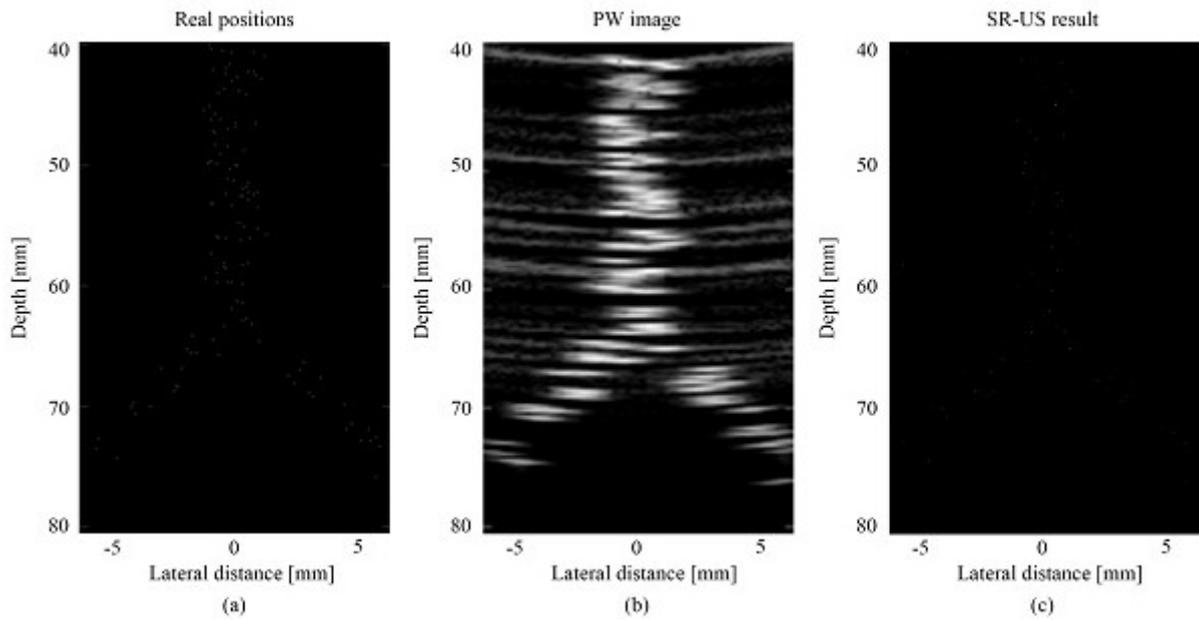


图 3

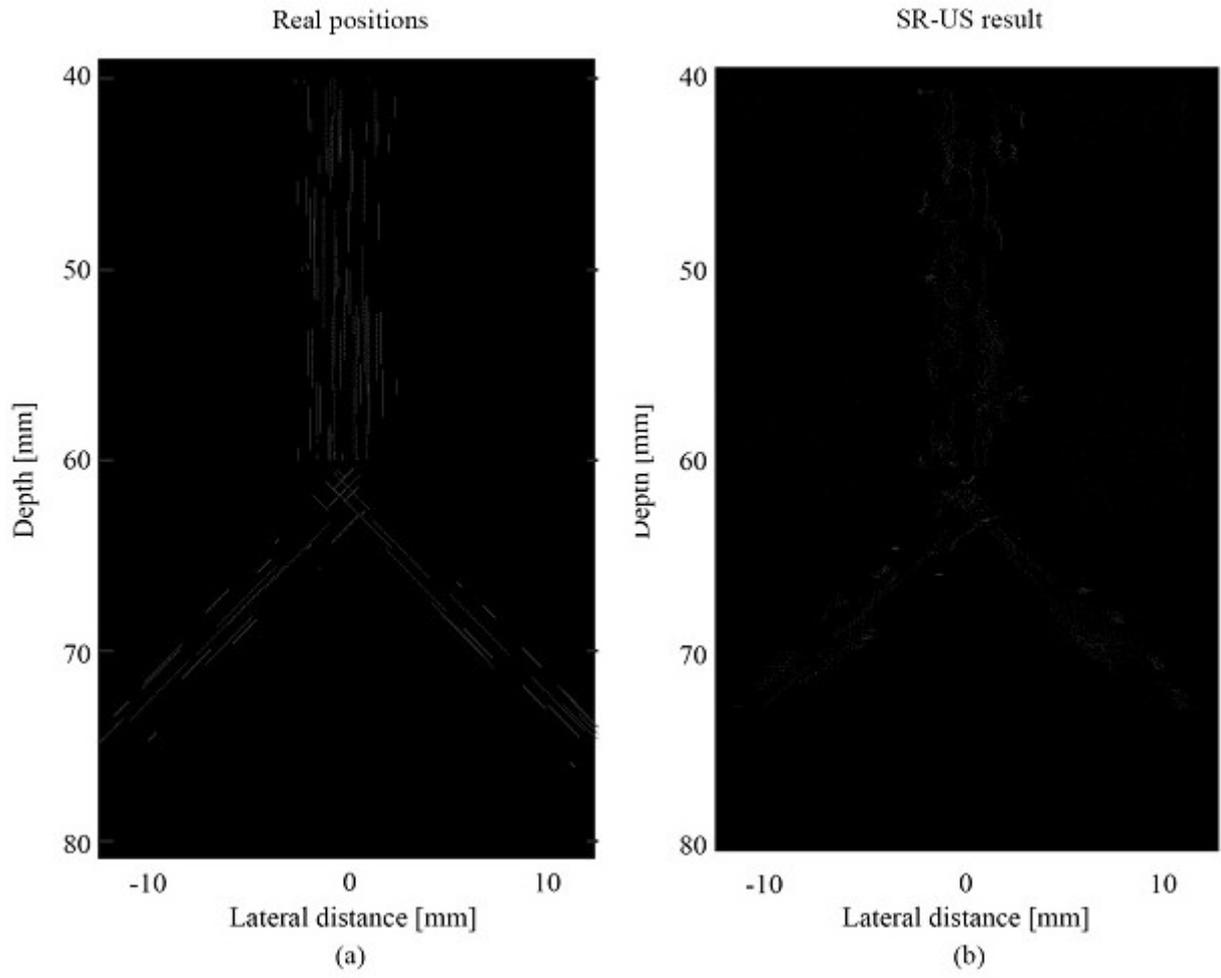


图 4

专利名称(译)	一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法		
公开(公告)号	<a href="#">CN109998589A</a>	公开(公告)日	2019-07-12
申请号	CN201910278107.5	申请日	2019-04-09
[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 孔欢 束月霞 刘颖 周天扬		
发明人	刘欣 孔欢 束月霞 刘颖 周天扬		
IPC分类号	A61B8/00 G06T3/40		
CPC分类号	A61B8/481 A61B8/5215 G06T3/4053		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a> <a href="#">SIPO</a>		

摘要(译)

本发明公开了一种基于压缩感知的超高分辨超声成像方法。本方法是：对成像区域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进行滤波操作；计算得到图像中多个微泡的横向标准差与纵向标准差，进而得到所有微泡的平均横向标准差和纵向标准差；基于此，可以得到成像系统的PSF；基于得到的PSF，生成测量矩阵；根据超声图像和微泡分布信息之间存在的线性关系，将微泡的位置信息从超声图像中求解出来；最后，将所有超声图像的微泡位置重叠到一张图像中，就得到了最终的超分辨超声成像结果。本发明的方法不仅能够极大提高超声成像的空间分辨率，而且还能提高超声成像的时间分辨率，适用于快速的超分辨超声成像。

