



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107753062 A

(43)申请公布日 2018.03.06

(21)申请号 201711209041.1

(22)申请日 2017.11.27

(71)申请人 西安交通大学

地址 710049 陕西省西安市碑林区咸宁西路28号

(72)发明人 万明习 柏晨 纪美伶 张馨予

(74)专利代理机构 西安通大专利代理有限责任公司 61200

代理人 范巍

(51)Int.Cl.

A61B 8/08(2006.01)

权利要求书4页 说明书8页 附图5页

(54)发明名称

基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法

(57)摘要

本发明提供一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法:对低频经颅专用超声线阵换能器接收的超声平面波回波信号进行采样并转化为射频数据;根据射频数据生成脑血管超声造影图像;去除脑血管超声造影图像中通过时域中值滤波生成的背景信息,并保留造影微泡的图像信息;通过马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪对造影微泡轨迹进行推演;根据推演得到的轨迹集进行脑血管造影超分辨率成像。本发明提出一种基于马尔科夫链蒙特卡洛的经颅超分辨率脑血管成像方法,与目前其他超分辨成像方法相比,其具有高帧率、低数据获取量、适用于高浓度造影微泡的特点,相较于传统低频造影成像,在无创条件下可实现脑血管分辨率的极大提升。

1.一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:包括以下步骤:

1) 利用低频超声线阵换能器向颅内发射超声平面波,根据回波信号获得连续N帧脑血管造影图像 B_n ($n=1, \dots, N$);

2) 对得到的N帧图像 B_n ($n=1, \dots, N$),依次选取其中连续的 N_{med} 帧图像 $B_{\tilde{n}}$ ($\tilde{n}=n-N_{med}+1, \dots, n$),对 $B_{\tilde{n}}$ 用时域中值滤波函数进行处理,得到背景图像 G_n :

$$G_n(i, j) = \arg \min_{p=1, \dots, N_{med}} \sum_{q=1}^{N_{med}} Distance(x_p(i, j) - x_q(i, j)), \quad x_p, x_q \in B_{\tilde{n}}$$

其中,Distance(\cdot)表示像素间距离, i 表示像素点横坐标, j 表示像素点纵坐标;

3) 从图像 B_n 中减去背景图像 G_n 得到前景图像 F_n ;

4) 对经过伪迹去除的前景图像 F'_n ,进行局部最大值处理,将得到的 μ_n 个像素点作为造影微泡的位置,并记录造影微泡位置坐标 $\mathbf{y}_n^k = (s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k)^T$, $k=1, \dots, \mu_n$,及对应的速度信息 $(v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k)$;

5) 将第n帧图像中所有 μ_n 个像素点的坐标组合,得到 $\mathbf{Y}_n = \{\mathbf{y}_n^1, \dots, \mathbf{y}_n^{\mu_n}\}$,将所有 F'_n 处理得到的 \mathbf{Y}_n 组合,得到 $\mathbf{Y} = \bigcup_{n=1}^N \mathbf{Y}_n$;

6) 在Y中设定距离范围,以各个造影微泡位置为中心,将小于距离范围的其他造影微泡位置预设为中心造影微泡位置可能产生轨迹的链接造影微泡位置;

7) 利用马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪对造影微泡轨迹进行推演;

8) 对推演得到的轨迹集进行成像。

2.根据权利要求1所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:所述步骤7)具体包括以下步骤:

7.1) 根据抽取的推演状态,改变Y中的造影微泡位置,并推演得到轨迹集 $\omega = [\omega_1 \quad \omega_2 \quad \dots \quad \omega_M]$,其中M为轨迹总数;

7.2) 构造时域迭代状态方程:

$$\mathbf{x}_{n+1}^k = \mathbf{A}\mathbf{x}_n^k + \mathbf{w}_n^k$$

其中A为过程矩阵:

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \Delta t & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \Delta t \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

$\Delta t = 1/\text{Frt}$, Frt为成像帧率, \mathbf{w}_n^k 为服从高斯分布的过程方差矩阵;

$\mathbf{x}_n^k = [s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k \quad v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k]^T$,其中 $(s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k)$ 表示轨迹集中造影微泡的坐标信息, $(v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k)$ 表示轨迹集中造影微泡的速度信息, $k=1, 2, \dots, K$,K为轨迹集中造影微泡个数, $n=1, 2, \dots, N$,N为成像帧数,角标x和z分别表示横向和纵向坐标;

7.3) 根据卡尔曼滤波,预测的造影微泡位置为:

$$\mathbf{y}_n^l = \begin{cases} \mathbf{C}\mathbf{x}_n^k + \mathbf{v}_n^k & \text{若第} l \text{个状态来自第} k \text{个造影微泡} \\ \mathbf{u}_n^l & \text{虚警} \end{cases}$$

其中, $\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$, \mathbf{v}_n^k 为服从高斯分布的观测方差矩阵, \mathbf{u}_n^l 为均匀分布;

7.4) 统计计算轨迹终点数目 z_t 、当前轨迹总数 n_t 、新生轨迹起点个数 a_t 、被选中为轨迹的造影微泡位置数 d_t 、以及虚警目标总数 f_t 、并计算从上次迭代中衍生的新轨迹数目 c_t 及未被选中为轨迹的造影微泡位置数 g_t :

$$c_t = n_t - z_t - a_t$$

$$g_t = n_t - d_t$$

7.5) 计算当前推演状态下的先验概率值:

$$P(\boldsymbol{\omega}) = \prod_{n=1}^N p_z^{z_n} (1-p_z)^{c_n} p_d^{d_n} (1-p_d)^{g_n} (\lambda_b)^{a_n} (\lambda_f)^{f_n}$$

其中, p_z 表示目标终止或消失概率, p_d 表示目标被选中为轨迹点的概率, λ_b 表示理想轨迹中造影微泡位置新生的概率值, λ_f 表示理想轨迹中造影微泡位置新生的虚警概率值;

7.6) 假设虚警数目和推演路径均服从均匀分布,计算基于当前推演轨迹集和各轨迹造影微泡位置的似然值:

$$P(\mathbf{Y} | \boldsymbol{\omega}) = \prod_{m=1}^M \prod_{q=1}^{\tau_k} \mathcal{N}(\tau_{q+1}^m | \hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m, \hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m)$$

其中, M 为推演轨迹总数, τ_k 为当前推演轨迹中造影微泡位置总数, $\mathcal{N}(\tau_{q+1}^m | \hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m, \hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m)$ 为造影微泡位置的似然值, $\hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m$ 表示卡尔曼滤波中观测值预测向量, $\hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m$ 表示卡尔曼滤波中观测方差预测矩阵;

7.7) 计算当前推演状态下的后验概率值:

$$P(\boldsymbol{\omega} | \mathbf{Y}) = \frac{P(\mathbf{Y} | \boldsymbol{\omega}) P(\boldsymbol{\omega})}{P(\mathbf{Y})}$$

其中, $P(\mathbf{Y})$ 表示探测造影微泡位置的先验概率;

7.8) 以当前推演轨迹集 $\boldsymbol{\omega}$ 为马尔科夫链的某状态,依据最大后验概率方法计算接受当前推演的概率:

$$A(\boldsymbol{\omega}', \boldsymbol{\omega}) = \min\left(1, \frac{P(\boldsymbol{\omega} | \mathbf{Y})}{P(\boldsymbol{\omega}' | \mathbf{Y})}\right)$$

其中, $\boldsymbol{\omega}'$ 为前次推演轨迹集, $\boldsymbol{\omega}$ 为本次推演轨迹集;

7.9) 产生服从均匀分布的随机数 ξ , $0 < \xi < 1$, 若 $\xi < A(\boldsymbol{\omega}', \boldsymbol{\omega})$, 则接受本次推演,并用轨迹集 $\boldsymbol{\omega}$ 替换轨迹集 $\boldsymbol{\omega}'$; 否则,拒绝本次推演,轨迹集 $\boldsymbol{\omega}'$ 保持不变;

7.10) 重复步骤7.1)~7.9),直至完成路径推演迭代次数 L 。

3. 根据权利要求2所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:所述推演迭代次数 L 为1500~4000。

4. 根据权利要求1所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造

影超分辨率成像方法,其特征在于:所述伪迹去除包括以下步骤:

构建二维高斯核函数,通过二维卷积对前景图像 F_n 滤波,得到滤波后的前景图像 F'_n ,对 F'_n 设定阈值 f_{thr} 进一步滤波:

$$F'_n(i, j) = \sum_{\alpha=-n_a}^{n_a} \sum_{\beta=-n_b}^{n_b} F_n(i-\alpha, j-\beta) M_{\alpha, \beta}$$

其中, $M_{\alpha, \beta}$ 为二维高斯核函数, n_a 表示二维高斯核函数的横向尺寸, n_b 表示二维高斯核函数的纵向尺寸:

$$M_{\alpha, \beta} = \frac{1}{2\pi|\mathbf{S}|^{1/2}} e^{-\frac{1}{2}(\alpha\Delta_x \ \beta\Delta_z)\mathbf{S}^{-1}(\alpha\Delta_x \ \beta\Delta_z)^T}$$

Δ_z 和 Δ_x 分别为图像横向和轴向的像素尺寸, $\mathbf{S} = \text{diag}(\sigma_x^2, \sigma_z^2)$, σ_x 和 σ_z 是二维高斯核函数的方差。

5. 根据权利要求4所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:所述阈值 f_{thr} 为-18dB~-23dB。

6. 根据权利要求2所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:所述推演状态包括新生、消亡、更新、断裂、融合、延拓、减少和转换。

7. 根据权利要求6所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:推演状态的抽取包括以下步骤:若 $M=0$,则选中新生状态;若 $M=1$,则在除转换状态外的其他推演状态中随机抽取一种;若 $M>1$,则在各推演状态中随机抽取一种。

8. 根据权利要求1所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:所述低频超声线阵换能器的中心频率为1.5MHz~3MHz,带宽为60%~80%。

9. 根据权利要求1所述一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,其特征在于:所述脑血管超声造影图像的获取采用3~7个角度的平面波多角度复合成像方法,角度范围为 $-20^\circ \sim 20^\circ$,成像帧率 F_{rt} 为500Hz~2kHz,成像帧数 N 为80~200。

10. 一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像系统,其特征在于:该成像系统包括回波信号接收模块、脑血管超声造影成像模块、造影微泡提取模块、伪迹去除模块、造影微泡轨迹推演模块以及超分辨率成像模块;

所述回波信号接收模块用于对低频超声线阵换能器接收的超声平面波回波信号进行采样并转化为射频数据;

所述脑血管超声造影成像模块用于根据射频数据生成脑血管超声造影图像;

所述造影微泡提取模块用于去除脑血管超声造影图像中通过时域中值滤波生成的背景信息,并保留造影微泡的图像信息;

所述伪迹去除模块用于滤除保留造影微泡的图像中的非造影微泡的移动轨迹;

所述造影微泡轨迹推演模块用于通过马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪对造影微泡轨迹进行推演;

所述超分辨率成像模块用于根据推演得到的轨迹集进行脑血管造影超分辨率成像。

基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影 超分辨率成像方法

技术领域

[0001] 本发明属于超声检测与超声成像技术领域,涉及到联合造影微泡的马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪算法,具体涉及基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法。

背景技术

[0002] 经颅超声已经成为近年来超声研究的热门领域。在诊疗方面,超声联合造影微泡已被证实可成为脑血管疾病诊断、脑血栓治疗或血脑屏障开放的新手段,例如通过发射低强度聚焦超声波束,利用超声波的空化效应使得形成血脑屏障的脑内皮细胞分开,使药物有效地从细胞间隙中穿过,并到达靶向位置,实现了非侵入性的治疗;而在血栓性疾病方面,超声溶栓在提高急性栓塞血管再通率方面的前景也已被证实。超声联合造影微泡技术对提高多种脑部疾病的诊断及无创治疗和监控具有重大的意义。

[0003] 目前脑血管疾病诊断及监控治疗、血脑屏障开放监控都以磁共振监控为主。磁共振监控的优势主要体现在可以不受颅骨的遮挡而得到具有较高图像分辨率的图像,其对于组织温度的实时变化较为敏感且与超声治疗过程互不干扰,但是实时性差。而超声监控在基于经颅诊疗、监控成像中有其独特的优势,其较好的实时性和较低的成本使它在经颅诊断、监控成像领域具有巨大潜力。但是超声波束在经颅传播过程中会受到很大的衰减,因此如何克服经颅超声成像中信号衰减、探测灵敏度及成像分辨率的矛盾是该项技术应用所面临的巨大挑战。

[0004] 研究发现颅骨对于超声信号的衰减也与超声频率有关,因此经颅超声成像在综合考虑声穿透能力和图像分辨率两方面因素的情况下,一般会选择较低的发射频率。此外,超声监控方法对微泡介导的超声治疗过程中微泡的回波信息更为敏感。因而,利用低频率、超快平面波多角度复合主动成像能够在较高的探测灵敏度条件下实现对于微泡的实时追踪、对空化过程进行监控,且越来越多的阵列信号处理技术的应用使得超声图像的质量不断改善。

[0005] 但是,对于经颅超声成像,低频信号虽然提供了较好的穿透能力及探测灵敏度,其较长的波长使得成像的分辨率急剧下降,这使得对脑血管,尤其是毛细血管的疾病诊断、监控几乎成为不可能。因此,如何有效提高经颅超声成像的分辨率也是一个非常关键的难点。国际上,法国郎之万实验室基于随机光学重建显微镜成像技术,开发出联合造影微泡的超声经颅超分辨成像方法,为经颅超声微米级脑血管成像提供了可能。该方法有三个特点:第一、实验目标为颅骨较薄的大鼠,因而采用高频超声成像而非低频;第二、采用低浓度、单个微泡进行定位追踪;第三、使用上万帧数据合成,获取时间较大。这三点因素使得该项技术在临床使用中面临诸多问题。以色列理工学院生物医学工程系研究小组在基于超分辨光学波动成像方法上,开发出可用于高浓度、低获取时间的联合微泡超声超分辨成像方法,但是其分辨率相较于单微泡追踪方法有明显不足,且其不适合进行微泡/血流的速度成像。

[0006] 因此,如何能在现有超声成像设备基础上,并结合射频数据采集装置,针对联合造影经颅超声脑血管分布,进行能够适用于临床诊断治疗和监控的小区域快速、高信噪比、高分辨率成像,仍是本领域的难题之一。

发明内容

[0007] 本发明的目的在于联合低频超声、平面波多角度复合成像、背景抑制、马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪等技术,提供一种经颅超声超分辨率成像方法,即基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,通过克服经颅超声在探测深度、检测灵敏度和成像分辨率等方面相互制约的矛盾,使颅内脑血管分辨成像达到微米或像素级成像水平。

[0008] 为了实现上述目的,本发明采用了以下技术方案:

[0009] 一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,包括以下步骤:

[0010] 1) 将低频经颅专用超声线阵换能器放置于一侧颞骨附近(此区域对超声波的声衰减最弱),向颅内发射超声平面波,根据回波信号获得连续N帧脑血管超声造影图像,即原始图像 B_n ($n=1, \dots, N$);

[0011] 2) 对得到的N帧原始图像 B_n ($n=1, \dots, N$),依次选取其中连续的 N_{med} 帧图像 $B_{\tilde{n}}$ ($\tilde{n}=n-N_{med}+1, \dots, n$),对 $B_{\tilde{n}}$ 用时域中值滤波函数进行处理,得到背景图像 G_n :

$$[0012] \quad G_n(i, j) = \arg \min_{p=1, \dots, N_{med}} \sum_{q=1}^{N_{med}} \text{Distance}(x_p(i, j) - x_q(i, j)), \quad x_p, x_q \in B_{\tilde{n}}$$

[0013] 其中,Distance(\cdot)表示像素间距离,i表示像素点横坐标,j表示像素点纵坐标;

[0014] 3) 从原始图像 B_n 中减去背景图像 G_n 得到前景图像 F_n ,造影微泡以及其他移动目标的图像都包含在前景图像中;

[0015] 4) 对经过伪迹去除的前景图像 F'_n ,进行局部最大值处理,将得到的 μ_n 个像素点作为造影微泡的位置,并记录造影微泡位置坐标为 $\mathbf{y}_n^k = (s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k)^T$, $k=1, \dots, \mu_n$,及对应的速度信息 $(v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k)$;

[0016] 5) 将第n帧图像中所有 μ_n 个像素点的坐标组合,得到 $\mathbf{Y}_n = \{\mathbf{y}_n^1, \dots, \mathbf{y}_n^{\mu_n}\}$,将所有 F'_n 处

理得到的 \mathbf{Y}_n 组合,得到 $\mathbf{Y} = \bigcup_{n=1}^N \mathbf{Y}_n$;

[0017] 6) 在Y中设定距离范围($\leq 1\text{mm}$),以各个造影微泡位置为中心,将小于距离范围的其他造影微泡位置预设为中心造影微泡位置可能产生轨迹的链接造影微泡位置;

[0018] 7) 利用马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪对造影微泡轨迹进行推演;

[0019] 8) 对推演得到的最终轨迹集进行成像。

[0020] 优选的,所述步骤7)具体包括以下步骤:

[0021] 7.1) 根据抽取的推演状态,改变Y中的造影微泡位置,并推演得到轨迹集 $\omega = [\omega_1 \quad \omega_2 \cdots \omega_M]$,其中M为轨迹总数;

[0022] 7.2) 构造时域迭代状态方程:

$$[0023] \quad \mathbf{x}_{n+1}^k = \mathbf{A}\mathbf{x}_n^k + \mathbf{w}_n^k$$

[0024] 其中A为过程矩阵:

$$[0025] \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \Delta t & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \Delta t \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0026] $\Delta t = 1/\text{Frt}$, Frt为成像帧率, \mathbf{w}_n^k 为服从高斯分布的过程方差矩阵;

[0027] $\mathbf{x}_n^k = [s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k \quad v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k]^T$, 其中 $(s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k)$ 表示轨迹集中造影微泡的坐标信息, $(v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k)$ 表示轨迹集中造影微泡的速度信息, $k=1, 2, \dots, K$, K为轨迹集中造影微泡个数, $n=1, 2, \dots, N$, N为成像帧数, 角标x和z分别表示横向和纵向坐标;

[0028] 7.3) 根据卡尔曼滤波, 预测的造影微泡位置为:

$$[0029] \quad \mathbf{y}_n^l = \begin{cases} \mathbf{C}\mathbf{x}_n^k + \mathbf{v}_n^k & \text{若第} l \text{个状态来自第} k \text{个造影微泡} \\ \mathbf{u}_n^l & \text{虚警} \end{cases}$$

[0030] 其中, C表示观测矩阵, $\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$, \mathbf{v}_n^k 为服从高斯分布的观测方差矩阵, 若

此时的预测位置为一次虚警, 则该虚警满足均匀分布 \mathbf{u}_n^l ;

[0031] 7.4) 统计计算轨迹终点数目 z_t 、当前轨迹总数 n_t 、新生轨迹起点个数 a_t 、被选中为轨迹的造影微泡位置数 d_t , 以及虚警目标总数 f_t , 并计算从上次迭代中衍生的新轨迹数目 c_t 及未被选中为轨迹的造影微泡位置数 g_t :

$$[0032] \quad c_t = n_t - z_t - a_t$$

$$[0033] \quad g_t = n_t - d_t$$

[0034] 7.5) 计算当前推演状态下的先验概率值:

$$[0035] \quad P(\boldsymbol{\omega}) = \prod_{n=1}^N p_z^{z_n} (1-p_z)^{c_n} p_d^{d_n} (1-p_d)^{g_n} (\lambda_b)^{a_n} (\lambda_f)^{f_n}$$

[0036] 其中, p_z 及 p_d 分别表示目标终止或消失概率及目标被选中为轨迹点的概率, λ_b 及 λ_f 分别表示理想轨迹中造影微泡位置新生的概率值及虚警概率值;

[0037] 7.6) 假设虚警数目和推演路径均服从均匀分布, 计算基于当前推演轨迹集和各轨迹造影微泡位置的似然值:

$$[0038] \quad P(\mathbf{Y}|\boldsymbol{\omega}) = \prod_{m=1}^M \prod_{q=1}^{\tau_k} \mathcal{N}(\tau_{q+1}^m | \hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m, \hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m)$$

[0039] 其中, M为推演轨迹总数, τ_k 为当前推演轨迹中造影微泡位置总数, $\mathcal{N}(\tau_{q+1}^m | \hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m, \hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m)$ 为造影微泡位置的似然值, $\hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m$ 和 $\hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m$ 分别表示卡尔曼滤波中观测值预测向量和观测方差预测矩阵;

[0040] 7.7) 计算当前推演状态下的后验概率值:

$$[0041] \quad P(\omega | \mathbf{Y}) = \frac{P(\mathbf{Y} | \omega)P(\omega)}{P(\mathbf{Y})}$$

[0042] 其中, $P(\mathbf{Y})$ 表示探测造影微泡位置的先验概率;

[0043] 7.8) 当前推演轨迹集 ω 可被认为是马尔科夫链的某状态, 依据最大后验概率方法计算接受当前推演的概率:

$$[0044] \quad A(\omega', \omega) = \min\left(1, \frac{P(\omega | \mathbf{Y})}{P(\omega' | \mathbf{Y})}\right)$$

[0045] 其中, ω' 为前次推演轨迹集, ω 为本次推演轨迹集;

[0046] 7.9) 产生服从均匀分布的随机数 ξ ($0 < \xi < 1$), 若 $\xi < A(\omega', \omega)$, 则接受本次推演, 并用轨迹集 ω 替换轨迹集 ω' ; 否则, 拒绝本次推演, 轨迹集 ω' 保持不变;

[0047] 7.10) 重复步骤7.1) - 7.9), 直至完成路径推演迭代次数 L 。

[0048] 优选的, 所述伪迹去除包括以下步骤:

[0049] 构建二维高斯核函数, 通过二维卷积对前景图像 F_n 滤波, 以减少来自非微泡的移动目标的伪迹对图像带来的影响, 得到滤波后的前景图像 F'_n , 对 F'_n 设定阈值 f_{thr} 进一步滤波:

$$[0050] \quad F'_n(i, j) = \sum_{\alpha=-n_a}^{n_a} \sum_{\beta=-n_b}^{n_b} F_n(i-\alpha, j-\beta) M_{\alpha, \beta}$$

[0051] 其中, $M_{\alpha, \beta}$ 为二维高斯核函数, n_a 表示二维高斯核函数的横向尺寸, n_b 表示二维高斯核函数的纵向尺寸:

$$[0052] \quad M_{\alpha, \beta} = \frac{1}{2\pi |\mathbf{S}|^{1/2}} e^{-\frac{1}{2}(\alpha\Delta x, \beta\Delta z) \mathbf{S}^{-1} (\alpha\Delta x, \beta\Delta z)^T}$$

[0053] Δz 和 Δx 分别为图像横向和轴向的像素尺寸, $\mathbf{S} = \text{diag}(\sigma_x^2, \sigma_z^2)$, σ_x 和 σ_z 是二维高斯核函数的方差, 由造影微泡在图像中的尺寸决定, 可根据经验并利用仿真成像确定该尺寸。

[0054] 优选的, 所述推演状态包括八种, 分别为: 新生、消亡、更新、断裂、融合、延拓、减少和转换。

[0055] 优选的, 所述步骤7.1) 中, 推演状态的抽取包括以下步骤: 计算迭代过程下轨迹总数 M , 若 $M=0$, 则选中新生状态 (即新生状态概率 1); 若 $M=1$, 则在除转换状态外的其他推演状态中随机抽取一种, 即各状态概率 1/7; 若 $M>1$, 则在八种推演状态中随机抽取一种, 即各状态概率 1/8。

[0056] 优选的, 综合考量超声波穿透能力和成像分辨率, 所述低频经颅专用超声线阵换能器的中心频率为 1.5MHz ~ 3MHz, 带宽为 60% ~ 80%, 可以更多地穿过人体颅骨, 从而提高超声经颅成像的质量。

[0057] 优选的, 所述脑血管超声造影图像的获取采用 3 ~ 7 个角度的平面波多角度复合成像方法, 角度范围为 $-20^\circ \sim 20^\circ$, 成像帧率 F_{rt} 为 500Hz ~ 2kHz, 以满足造影微泡的瞬态物理信息变化要求。

[0058] 优选的, 所述脑血管超声造影图像成像帧数 N 为 80 ~ 200; 阈值 f_{thr} 为 -18dB ~ -23dB; 推演迭代次数 L 为 1500 ~ 4000, 以期尽量达到稳态过程。

[0059] 一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像

系统,该成像系统包括低频经颅专用超声线阵换能器以及回波信号接收模块、脑血管超声造影成像模块、造影微泡提取模块、伪迹去除模块、造影微泡轨迹推演模块和超分辨率成像模块;其中:

[0060] 所述回波信号接收模块用于对所述超声线阵换能器接收的超声平面波回波信号进行采样并转化为射频数据;

[0061] 所述脑血管超声造影成像模块用于根据射频数据生成脑血管超声造影图像;

[0062] 所述造影微泡提取模块用于去除脑血管超声造影图像中通过时域中值滤波生成的背景信息,并保留造影微泡的图像信息;

[0063] 所述伪迹去除模块用于滤除保留造影微泡的图像中的非造影微泡的移动轨迹;

[0064] 所述造影微泡轨迹推演模块用于通过马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪对造影微泡轨迹进行推演。

[0065] 所述超分辨率成像模块用于根据推演得到的轨迹集进行脑血管造影超分辨率成像,其可以极大提高脑血管造影成像的分辨率,并提供可靠的血流信息。

[0066] 本发明的有益效果体现在:

[0067] 本发明提出一种基于马尔科夫链蒙特卡洛的经颅超分辨率脑血管成像方法,与目前其他超分辨成像方法相比,其具有高帧率、低数据获取量、适用于高浓度造影微泡的特点,相较于传统低频造影成像,在无创条件下可实现脑血管分辨率的极大提升。

附图说明

[0068] 图1为实施例中经颅超声微泡成像系统结构示意图;

[0069] 图2为经颅超声微泡成像实验中所用声学及结构特性匹配的3D打印颅骨模型;

[0070] 图3为某帧经颅超声血管模型造影成像结果;

[0071] 图4为图3中造影微泡坐标信息提取结果;

[0072] 图5为推演状态示意图;

[0073] 图6为利用轨迹集得到的最终的超分辨率成像结果;

[0074] 图7为超分辨率速度成像:其颜色条所示最大速度(灰度最大)为30mL/min;

[0075] 图8为常规超声成像与所述基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法分辨率对比结果。

具体实施方式

[0076] 下面结合附图和实施例对本发明做进一步详细说明。

[0077] 如图1所示,本发明所举例实验中,低频经颅专用超声线阵换能器在开放式超声成像系统主机的控制下发射5角度超声平面波、接收回波信号并将回波信号传送至主机;主机将回波信号传输至开放式超声成像系统接收模块;接收模块将收到的回波信号采样、存储为射频采样数据并传送给计算机;

[0078] 计算机对回波射频采样数据进行脑血管超声造影图像、提取造影微泡图像、去除伪迹、造影微泡轨迹推演,以及超分辨率成像。另外,如图1所示,造影微泡在血管仿体中以恒定速度流动。

[0079] 如图2所示,本发明所举例实验中,低频经颅专用超声线阵换能器放置于颞骨附近

(此区域对超声波的声衰减最弱);所用颅骨为声学及结构特性与真实颅骨匹配的3D打印颅骨模型,其声学衰减特性、尺寸大小与人体真实颅骨几乎一致,但可以用来任意切割以方便实验(C.Bai,M.Ji,J.Zong,et al.,“A3D-printed Skull Model with Corresponding Acoustic Characteristic of Human Skull for Ultrasound Brain Imaging and Diagnosis”,Proceedings of International Society for Therapeutic Ultrasound (ISTU) 17th Annual Symposium,Nanjing,China,Jun.,2017.)。所述低频经颅专用超声线阵换能器的中心频率为2MHz,带宽为70%。

[0080] 本发明所述基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法,具体包括以下步骤:

[0081] 1) 首先将低频经颅专用超声线阵换能器放置于一侧颞骨附近(此区域对超声波的声衰减最弱),获得连续 $N=100$ 帧脑血管超声造影图像 B_n ($n=1, \dots, N$),如图3所示;所述脑血管超声造影图像的获取采用5个角度的平面波多角度复合成像,角度范围为 $-20^\circ \sim 20^\circ$,成像帧率 F_{rt} 为1kHz;

[0082] 2) 对得到的 N 帧图像 B_n ($n=1, \dots, N$)依次选取其中连续的 N_{med} 帧得到 $B_{\tilde{n}}$ ($\tilde{n}=n-N_{med}+1, \dots, n$),对 $B_{\tilde{n}}$ 用时域中值滤波函数进行处理,得到背景图像 G_n :

$$[0083] \quad G_n(i, j) = \arg \min_{p=1, \dots, N_{med}} \sum_{q=1}^{N_{med}} Distance(x_p(i, j) - x_q(i, j)), \quad x_p, x_q \in B_{\tilde{n}}$$

[0084] 其中,Distance(\cdot)表示像素间距离, i 表示像素点横坐标, j 表示像素点纵坐标;

[0085] 3) 从原始图像 B_n 中减去背景图像 G_n 得到前景图像 F_n ,微泡以及其他移动目标的图像都包含在前景图像中;

[0086] 4) 构建二维高斯核函数,通过二维卷积对前景图像 F_n 滤波,以减少来自非微泡的移动目标的伪迹对图像带来的影响,得到滤波后的前景图像 F'_n :

$$[0087] \quad F'_n(i, j) = \sum_{\alpha=-n_a}^{n_a} \sum_{\beta=-n_b}^{n_b} F_n(i-\alpha, j-\beta) M_{\alpha, \beta}$$

[0088] 其中, n_a 表示二维高斯核函数的横向尺寸, n_b 表示二维高斯核函数的纵向尺寸,二维高斯核函数为:

$$[0089] \quad M_{\alpha, \beta} = \frac{1}{2\pi |\mathbf{S}|^{1/2}} e^{-\frac{1}{2}(\alpha \Delta x \quad \beta \Delta z) \mathbf{S}^{-1} (\alpha \Delta x \quad \beta \Delta z)^T}$$

[0090] 其中, Δz 和 Δx 分别为图像横向和轴向的像素尺寸, $\mathbf{S} = \text{diag}(\sigma_x^2, \sigma_z^2)$, σ_x 和 σ_z 是由微泡在图像中的尺寸决定;

[0091] 5) 对 F'_n 设定阈值 $f_{thr} = -20\text{dB}$,然后经局部最大值处理后得到 μ_n 个像素点作为造影微泡的位置,记录其坐标为 $\mathbf{y}_n^k = (s_{x,n}^k \quad s_{z,n}^k)^T$, $k=1, \dots, \mu_n$,并可根据位置间距和时间差得到对应的速度信息 $(v_{x,n}^k \quad v_{z,n}^k)$;

[0092] 6) 如图4所示,第 n 帧图像中所有 μ_n 个像素点的坐标组合,得到 $\mathbf{Y}_n = \{\mathbf{y}_n^1, \dots, \mathbf{y}_n^{\mu_n}\}$,所有 F'_n 处理得到的 \mathbf{Y}_n 组合,得到 $\mathbf{Y} = \bigcup_{n=1}^N \mathbf{Y}_n$;

[0093] 7) 在Y中设定距离范围,以各个目标点(造影微泡位置)为中心,将小于距离范围的其他目标点预设为中心目标点可能产生轨迹的链接目标点;

[0094] 8) 如图5所示,初始化设定路径推演迭代次数 $L=2000$,其推演状态包含八种,分别为:新生、消亡、更新、断裂、融合、延拓、减少和转换;

[0095] 9) 计算迭代过程下轨迹总数 M ,若 $M=0$,则选中新生状态(即新生状态概率1);若 $M=1$,则在除转换状态外的其他推演状态中随机抽取一种,即各状态概率 $1/7$;若 $M>1$,则在八种推演状态中随机抽取一种,即各状态概率 $1/8$;

[0096] 10) 根据抽取的状态,改变Y中的目标点,以推演得到轨迹集 $\omega = [\omega_1 \ \omega_2 \ \dots \ \omega_M]$,其中 M 为轨迹总数;

[0097] 11) 设 $\mathbf{x}_n^k = [s_{x,n}^k \ s_{z,n}^k \ v_{x,n}^k \ v_{z,n}^k]^T$,其中 $(s_{x,n}^k \ s_{z,n}^k)$ 表示轨迹集中造影微泡的坐标信息, $(v_{x,n}^k \ v_{z,n}^k)$ 表示轨迹集中造影微泡的速度信息, $k=1,2,\dots,K$, K 为轨迹集中造影微泡个数, $n=1,2,\dots,N$, N 为成像帧数,角标 x 和 z 分别表示横向和纵向坐标,构造时域迭代状态方程有:

$$[0098] \quad \mathbf{x}_{n+1}^k = \mathbf{A}\mathbf{x}_n^k + \mathbf{w}_n^k$$

[0099] 其中 \mathbf{A} 为过程矩阵:

$$[0100] \quad \mathbf{A} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & \Delta t & 0 \\ 0 & 1 & 0 & \Delta t \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}$$

[0101] $\Delta t=1/\text{Frt}$, Frt 为成像帧率, \mathbf{w}_n^k 为服从高斯分布的过程方差矩阵;

[0102] 12) 根据卡尔曼滤波,预测的微泡位置可以表述为:

$$[0103] \quad \mathbf{y}_n^l = \begin{cases} \mathbf{C}\mathbf{x}_n^k + \mathbf{v}_n^k & \text{若第} l \text{个状态来自第} k \text{个造影微泡} \\ \mathbf{u}_n^l & \text{虚警} \end{cases}$$

[0104] 其中, $\mathbf{C} = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \end{bmatrix}$ 表示观测矩阵, \mathbf{v}_n^k 为服从高斯分布的观测方差矩阵。若此

时的预测位置为一次虚警状态,则其满足均匀分布 \mathbf{u}_n^l ;

[0105] 13) 统计计算轨迹终点数目 z_t ,当前轨迹总数 n_t ,新生轨迹起点个数 a_t ,被选中为轨迹的目标点数 d_t ,虚警目标总数 f_t ,并计算从上次迭代中衍生的新轨迹数目 c_t 及未被选中为轨迹的目标点数 g_t :

$$[0106] \quad c_t = n_t - z_t - a_t$$

$$[0107] \quad g_t = n_t - d_t$$

[0108] 14) 计算当前推演状态下的先验概率值:

$$[0109] \quad P(\omega) = \prod_{n=1}^N p_z^{z_n} (1-p_z)^{c_n} p_d^{d_n} (1-p_d)^{g_n} (\lambda_b)^{a_n} (\lambda_f)^{f_n}$$

[0110] 其中, p_z 及 p_d 分别表示目标终止或消失概率及目标被选中为轨迹点的概率, λ_b 及 λ_f 分别表示理想轨迹中目标点新生的概率值及虚警概率值;

[0111] 15) 假设虚警数目和推演路径均服从均匀分布,计算基于当前推演轨迹集和各轨迹目标点的似然值:

$$[0112] \quad P(\mathbf{Y}|\omega) = \prod_{m=1}^M \prod_{q=1}^{\tau_k} \mathcal{N}(\tau_{q+1}^m | \hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m, \hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m)$$

[0113] 其中,M为推演轨迹总数, τ_k 为当前推演轨迹中目标点总数, $\mathcal{N}(\tau_{q+1}^m | \hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m, \hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m)$ 为目标点的似然值, $\hat{\mathbf{x}}_{q+1}^m$ 和 $\hat{\mathbf{v}}_{q+1}^m$ 分别表示卡尔曼滤波中观测值预测向量和观测方差预测矩阵;

[0114] 16) 计算当前推演状态下的后验概率值:

$$[0115] \quad P(\omega|\mathbf{Y}) = \frac{P(\mathbf{Y}|\omega)P(\omega)}{P(\mathbf{Y})}$$

[0116] 17) 当前推演轨迹集 ω 可被认为是马尔科夫链的某状态,依据最大后验概率方法计算接受当前推演概率:

$$[0117] \quad A(\omega',\omega) = \min(1, \frac{P(\omega|\mathbf{Y})}{P(\omega'|\mathbf{Y})})$$

[0118] 其中, ω' 为前次推演轨迹集, ω 为本次推演轨迹集;

[0119] 18) 产生服从均匀分布的随机数 ξ ($0 < \xi < 1$),若 $\xi < A(\omega',\omega)$,则接受本次推演,新轨迹集 ω 将替换老轨迹集 ω' ;否则,拒绝本次推演,轨迹集 ω' 保持不变;

[0120] 19) 重复步骤9)-18),直至完成迭代次数。

[0121] 20) 对推演的最终轨迹集进行成像,如图6所示。

[0122] 如图7所示,对推演的轨迹集还可进行速度成像,以更好的反映造影微泡在脑血管中的分布及活动状态,其颜色条最大值1对应最大速度30mL/min;

[0123] 如图8所示,平面波多角度复合常规超声成像(即步骤1)与所述基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法分辨率进行对比,后者可以将分辨率提高约20倍,可达到微米级或像素级分辨率,因此可以有效反映颅内毛细血管的分布情况。

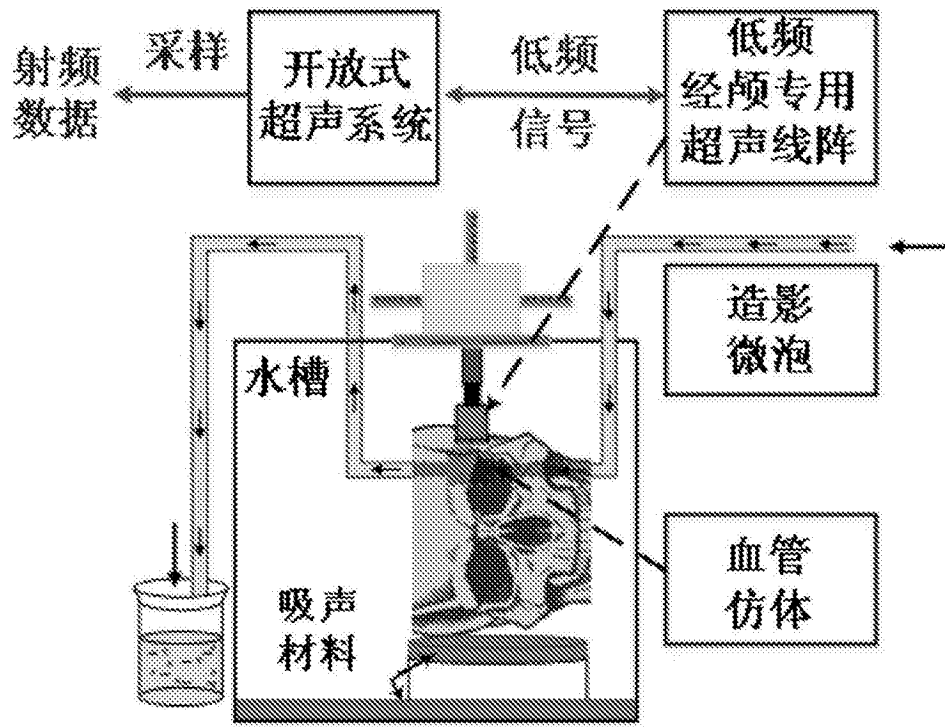


图1

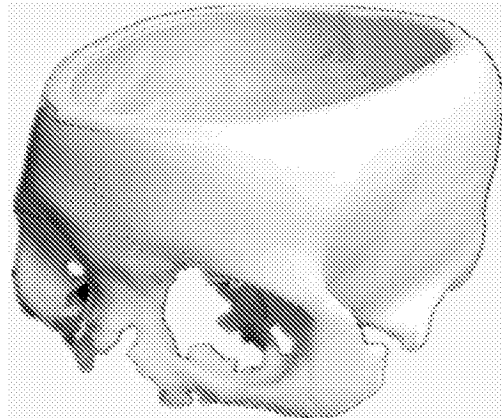


图2

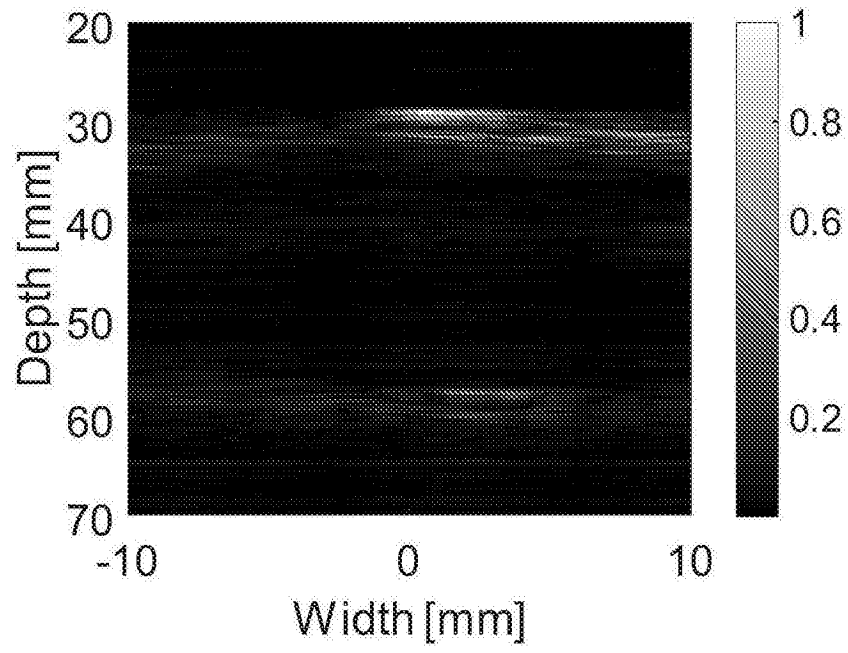


图3

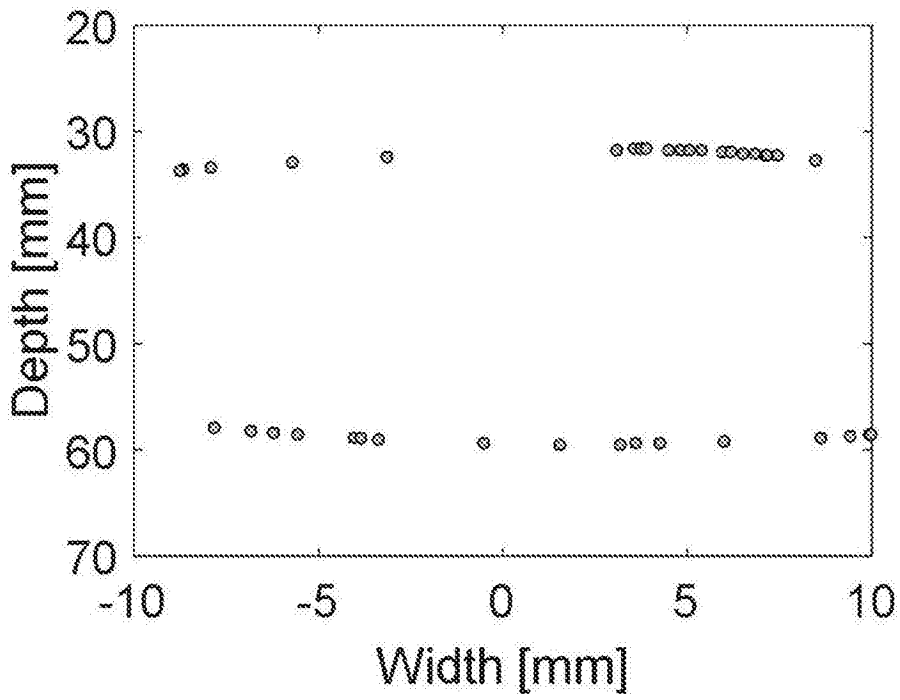


图4

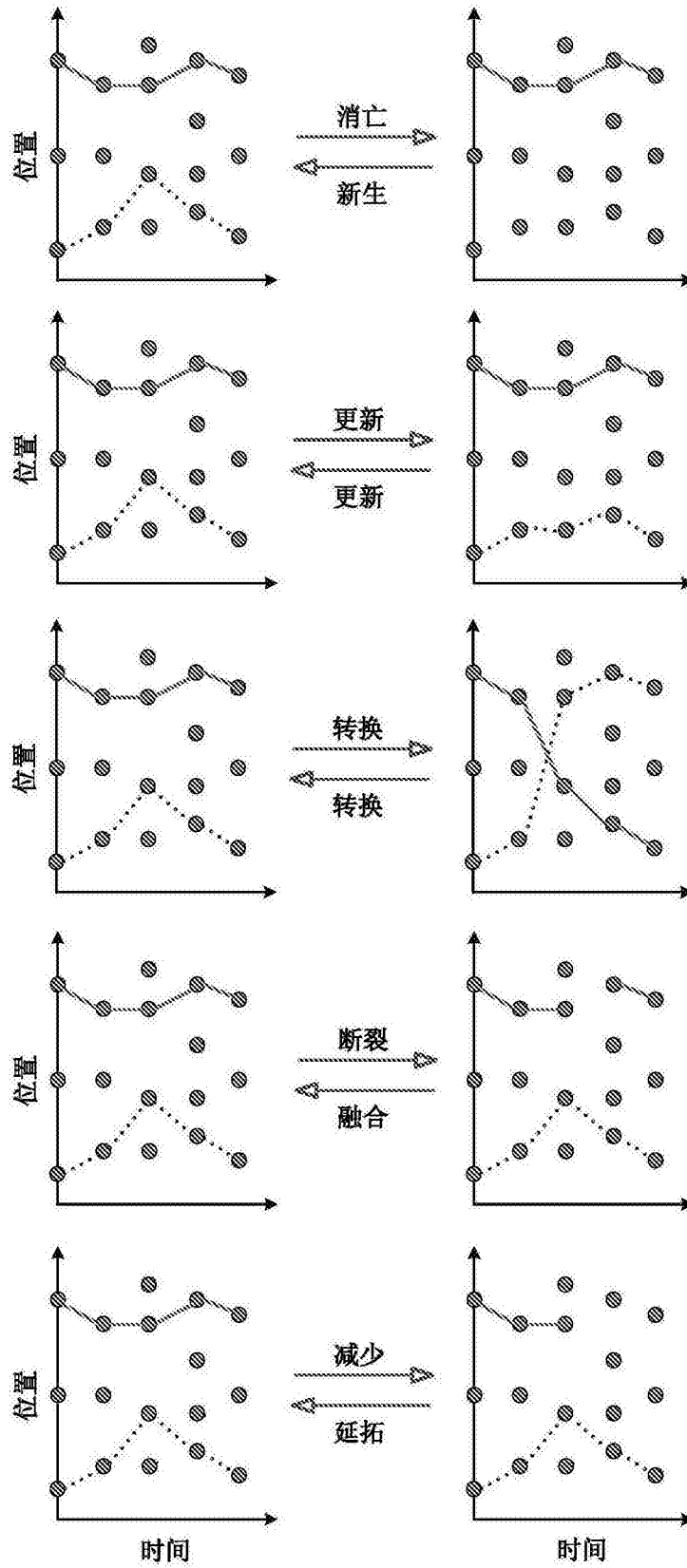


图5

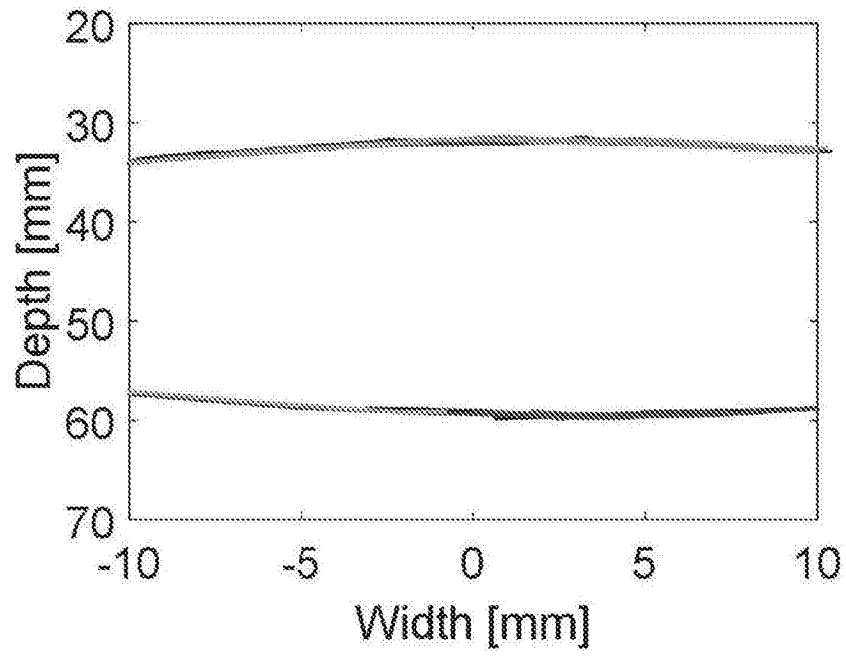


图6

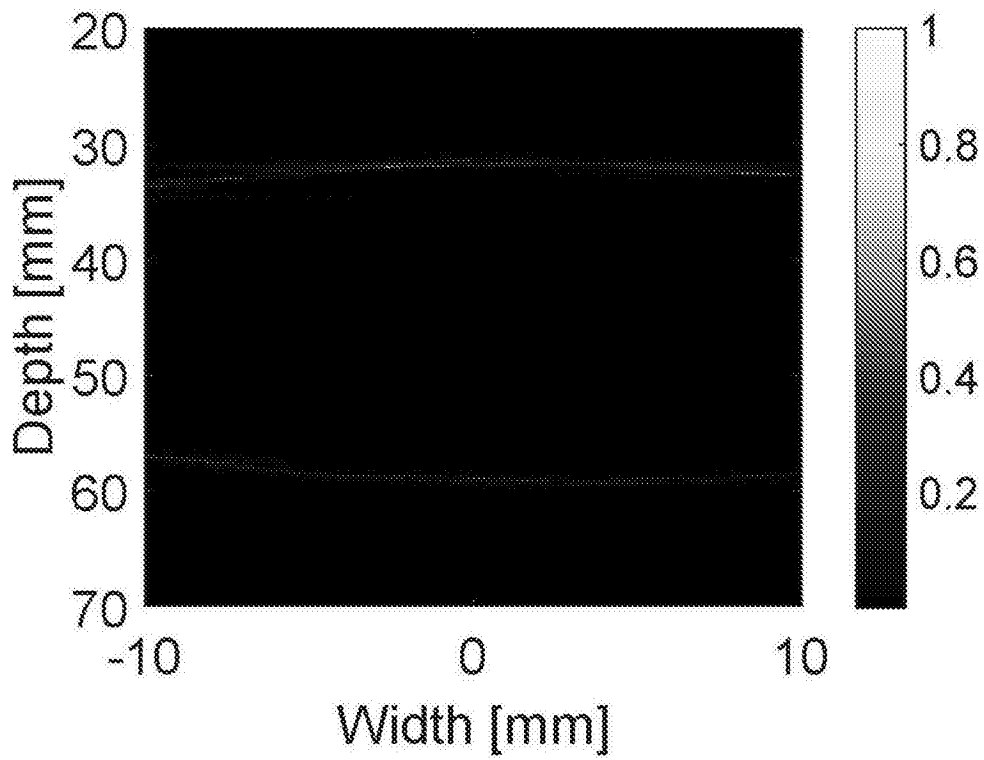


图7

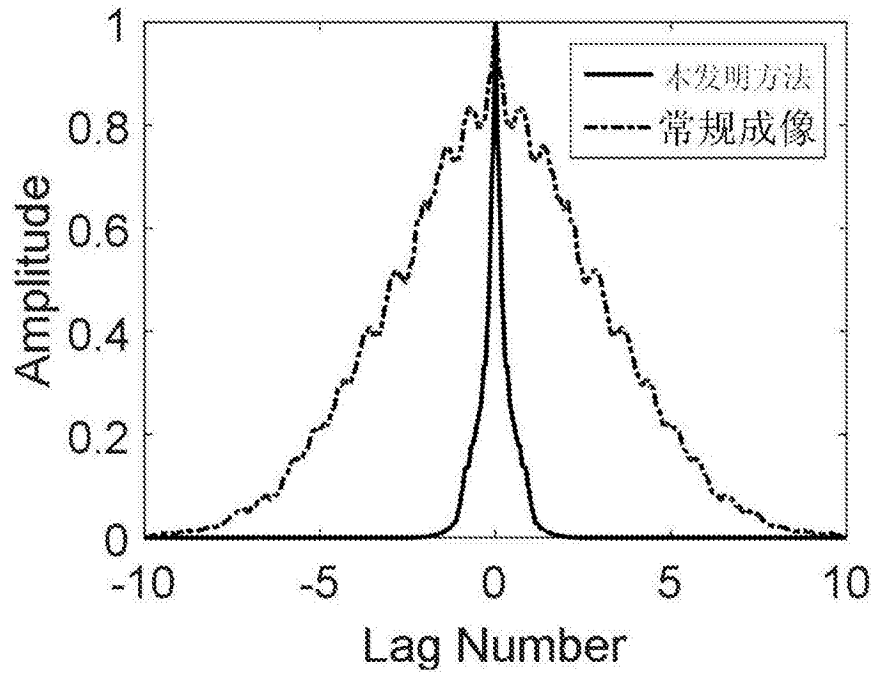


图8

专利名称(译)	基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法		
公开(公告)号	CN107753062A	公开(公告)日	2018-03-06
申请号	CN201711209041.1	申请日	2017-11-27
[标]申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
当前申请(专利权)人(译)	西安交通大学		
[标]发明人	万明习 柏晨 纪美伶 张馨予		
发明人	万明习 柏晨 纪美伶 张馨予		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0808 A61B8/0891 A61B8/5207 A61B8/5215 A61B8/5269		
代理人(译)	范巍		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪的经颅超声脑血管造影超分辨率成像方法：对低频经颅专用超声线阵换能器接收的超声平面波回波信号进行采样并转化为射频数据；根据射频数据生成脑血管超声造影图像；去除脑血管超声造影图像中通过时域中值滤波生成的背景信息，并保留造影微泡的图像信息；通过马尔科夫链蒙特卡洛多目标追踪对造影微泡轨迹进行推演；根据推演得到的轨迹集进行脑血管造影超分辨率成像。本发明提出一种基于马尔科夫链蒙特卡洛的经颅超分辨率脑血管成像方法，与目前其他超分辨成像方法相比，其具有高帧率、低数据获取量、适用于高浓度造影微泡的特点，相较于传统低频造影成像，在无创条件下可实现脑血管分辨率的极大提升。

$$v_n^k = \begin{cases} Cx_n^k + v_n^k & \text{若第} k \text{个状态来自第} k \text{个造影微泡} \\ u_n^k & \text{虚敬言} \end{cases}$$