



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107361791 A

(43)申请公布日 2017. 11. 21

(21)申请号 201710599968.4

(22)申请日 2017.07.21

(71)申请人 北京大学

地址 100871 北京市海淀区颐和园路5号

(72)发明人 张嘉宾 龙云飞 罗渝昆 王月香

张珏 方竞 文晶 蒋文莉

(74)专利代理机构 北京万象新悦知识产权代理

事务所(普通合伙) 11360

代理人 张肖琪

(51)Int.Cl.

A61B 8/06(2006.01)

A61B 8/00(2006.01)

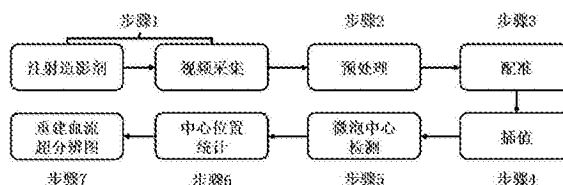
权利要求书1页 说明书4页 附图2页

(54)发明名称

一种快速超分辨血流成像方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于超声微泡造影剂的快速超分辨血流成像方法,主要解决超声衍射极限造成的血流成像分辨率低的问题,同时加快超分辨成像速度。本发明包括七个步骤。步骤1注射造影剂并采集超声视频;步骤2对视频进行预处理,抑制噪声和背景组织;步骤3对预处理后的视频进行运动校正;步骤4对图像进行插值;步骤5利用微泡匹配滤波器逐帧计算微泡的中心;步骤6记录所有帧中微泡的中心位置;步骤7统计每个像素内微泡出现的频数,并以灰度值得方式构成血流超分辨图。本发明可以在短时间内形成分辨率超过传统超声造影的血流超分辨图像,为医生提供更丰富的血流细节,辅助医生临床诊断。



1. 一种快速超分辨血流成像方法,包括以下步骤:

- 1) 采集微泡造影剂注射后成像区域的动态超声视频;
- 2) 对超声视频进行预处理,抑制噪声和背景组织;
- 3) 对B模式下图像同时进行配准,并用相同的配准参数校正造影模式视频,抑制探头和组织运动造成的血流位置变化;
- 4) 对配准后造影模式视频中每个单帧图像进行1-10倍插值形成高分辨插值图像;
- 5) 对高分辨插值图像逐帧使用微泡匹配滤波器,检测识别每一帧插值图像中的独立可分造影剂微泡的中心位置,并将此中心位置作为微泡曾出现的位置;
- 6) 记录所有插值图像中独立可分的微泡及其曾出现的位置;
- 7) 统计插值图像中每个像素点曾出现微泡的总频数,将频数作为该像素点的图像灰度,最终形成的新图像并作为超分辨血流图;

其特征在於:首先使用原始造影剂成像结果对B模式超声图像进行配准,对配准后的原始超声视频进行逐帧插值形成一张高分辨插值图像;进一步,逐帧使用微泡匹配滤波器对高分辨插值图像中独立微泡的中心位置进行检测识别,并将每个像素曾出现微泡的频数作为该像素的灰度值,构成超分辨血流图像。

2. 如权利要求1所述成像方法,其特征在於:步骤2)中的超声视频预处理方法是使用多帧融合进行背景抑制,融合策略为逐帧相减法、时频奇异值滤波、多普勒法、光流法。

3. 如权利要求1所述成像方法,其特征在於:步骤3)中的图像配准为刚性配准或柔性配准,配准策略为中值漂移法、尺度不变特征变换法、跟踪学习检测、光流法、互相关法。

4. 如权利要求1所述成像方法,其特征在於:步骤4)中的插值方法为二维高斯拟合插值法。

5. 如权利要求1所述成像方法,其特征在於:步骤5)中的微泡匹配滤波器,采用多尺度高斯拉普拉斯算子检测每帧图像中稀疏可分的造影剂微泡的中心位置。

6. 如权利要求1所述成像方法,其特征在於:步骤7)中的超分辨血流图灰度值为每个像素出现微泡的频数。

一种快速超分辨血流成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像系统和方法领域,特别涉及用于快速超分辨超声血流成像方法。

背景技术

[0002] 血流在身体和器官内的分布情况是一种临床上使用非常普遍的指标。现在主要成像手段有CT血管造影技术(CTA),磁共振血管成像技术(MRA)、数字减影血管造影技术(DSA)、超声多普勒技术(CDFI)。基于CT的血管造影技术先将CT造影剂注射到血管内,再进行CT成像,能分辨直径 $400\mu\text{m}$ 以上的血管。基于磁共振(MRI)的血管造影技术利用激发区域血液的流动性抑制不动组织的信号,从而突出流动的血液,在场强 3.0T 情况下可以分辨直径 $300\mu\text{m}$ 以上的血管,对于 3.0T 以上场强的MRI,由于对人体的安全性还存在争议,尚未进入临床阶段。基于X光的数字减影血管造影技术通过采集定点注射造影剂前后X光信号的变化来信息相减运算增强血流信号的侵入式成像方法,可以分辨直径 $200\mu\text{m}$ 以上的血管,目前是临床上血管成像的金标准,然而这种方法由于要定点注射造影剂,会给患者带来不小的痛苦。此外,不论是X光、CT还是MRI其成像均需要依赖量子的辐射,对人体有一定的损害。

[0003] 相较于以上几种成像方法,基于超声的彩色多普勒技术具有更好的安全性、实时性、便携性和廉价性,。它利用声波触碰运动物体会发生多普勒频移的物理现象通过估计发射波和接收波的频移来获得血流图,在常用的 2.0MHz – 6.0MHz 下,可以分辨直径 1mm 以上且流速在 2cm/s 以上的血管。多普勒技术的血流分辨率远不及CTA、MRA、DSA技术,主要有两个原因:(1) 声波的在人体穿透能力远不及放射线,人体深层血流(尤其是小血流和慢速血流)的信号很小,导致超声系统接受到的整体信号信噪比很低,难以呈现出可靠的图像。(2) 声波的波长远大于量子辐射波长,由于当成像物体尺寸小于波长时会发生衍射现象,导致波长越短,其理论分辨率越高,这种现象被称为衍射极限。

[0004] 上世纪90年代超声造影剂的概念第一次进入临床,通过向血液中注射超声造影剂可以增强有血流区域地回声强度,大大提高了血流信号的信噪比。随着技术的发展,以Optison和 Sonovue为代表的第二代造影剂进入临床,催生了对比增强超声技术(CEUS),可以看到血流(包括较小血流和慢速血流)的灌注情况。造影剂虽然解决了血流信号信噪比的问题,但仍未解决衍射极限,从CEUS上难以看到整体血流的拓扑结构。

[0005] 2014年斯特凡·黑儿等人因发明超分辨率荧光显微技术而获得诺贝尔化学奖,他们的技术克服了光学显微镜中的“阿贝分辨率”,实现了光学超分辨图像。赖利、克里斯滕森等受此启发,提出通过反卷积点扩散函数求解超稀疏造影剂中心的超声血流超分辨方法,克服了超声衍射极限问题,但其要求注射造影剂浓度过度稀释,且需要持续注射,造影剂每形成一幅超分辨图像需要20–30分钟。埃里科等在《自然》科学杂志中通过特制的超高速采样超声设备,将超声信号采集帧率提高到500帧/秒,因此将形成一幅超分辨图像的时间缩短到 150s ,但因其对超声设备性能苛刻的要求难以应用在临床。超声血流超分辨的核心是如何快速、准确地检测到足够多的微泡来拼凑超分辨图像,传统策略将重心放在提高帧率

(500帧/s)和增加采集时间(超过20分钟),两者都对超分辨技术应用在临床带来巨大困难。

发明内容

[0006] 为了加快微泡检测速度和提高准确度,克服超声血流超分辨对采样频率和采集时间的依赖,本发明引入了单帧微泡检测效率的概念,即单帧图像能够检测出的微泡数量,从而提供了一种新的快速超分辨血流成像的方法,仅利用临床上通用的超声设备采集的视频数据即可重建血流超分辨图像,实现亚像素的血流分辨率,同时缩短血流超分辨成像时间。

[0007] 本发明借鉴表征电子云分布概率的波函数,提出一种新的概念——微泡分布概率,由于越粗的血管出现微泡的概率越大,从而可以从概率视角区分不同大小的血流,形成方便观察不同尺度血流的超分辨图像。

[0008] 具体技术方案如下:

[0009] (1)采集微泡造影剂注射后成像区域的动态超声视频,采集时需要尽量保持探头位置固定,以保持各帧成像区域的一致性。

[0010] (2)对采集到超声视频进行预处理,抑制噪声和背景组织,目的减少噪声和组织对微泡识别准确度的影响。

[0011] (3)对B模式下图像同时进行配准,包括刚性配准和柔性配准,并用相同的配准参数校正造影模式视频,目的是抑制探头和组织运动造成的血管位置变化。

[0012] (4)对配准后视频中每个单帧图像进行插值形成插值图像,具体插值倍数跟超声载波频率、探头横向扫描线数、期望达到的分辨率、成像速率有关。一般载波频率越低、期望达到的分辨率高对应的差值倍数约大,插值倍数越大,成像所需时间越长,目的是为了获得亚像素级别的微泡中心点位置。

[0013] (5)利用微泡匹配滤波器检测识别每一帧插值图像中独立可分造影剂微泡的中心位置并作为微泡出现的位置。每一帧图像相当于统计论上的一次独立重复实验,若图像中某一位置出现微泡,则该位置频数累加一次。

[0014] (6)记录所有插值图像中独立可分的微泡以及其出现位置。

[0015] (7)统计插值图像中每个像素点出现微泡的总频数,将频数作为图像灰度形成新图像并作为超分辨血流图。

[0016] 与现有超声血流超分辨技术相比,本发明引入了微泡匹配滤波器和微泡分布概率具有以下优点:

[0017] 1、本发明采用的微泡匹配滤波器可以直接与微泡匹配的方法,不但能大幅度提高计算速度,还能大大提升的微泡单帧检测效率,支持同时检测更多的微泡;

[0018] 2、本发明引入微泡分布概率的概念,血流越大微泡出现的概率越大,因而更容易区分各种尺度的血流。

附图说明

[0019] 图1为本发明重建血流超分辨图像的流程图。

[0020] 图2是0.5mm内径硅胶管模型超分辨结果

[0021] 图3是造影模式下采集的新西兰大白兔下肢腓肠肌的图像

[0022] 图4是新西兰大白兔下肢腓肠肌超分辨结果

具体实施方式

[0023] 本发明思路为采集注射造影剂后的超声图像进行预处理、插值、微泡中心检测、微泡位置统计、描绘血流超分辨图像,以下步骤图和具体实施例对本发明做进一步说明,以便更好地理解本发明,但本发明并不局限于此具体事例。

[0024] 图1是本发明重建血流超分辨图像的流程图,如图1所示:

[0025] 步骤1中,首先对需要成像的模型或个体进行造影剂注射,用超声探头检测成像区域,当出现造影增强信号时开始采集数据。造影剂可以是一次性注射,也可以是持续注射。造影剂种类的不同、成像对象不同,其注射用量也不同。采集的超声视频可以是B模式、谐波模式、对比增强模式下的超声视频。视频帧率越高,超分辨成像所需时间越短。

[0026] 优选的,一种具体的注射实施方式为采用注射用六氟化硫微泡冻干粉声诺维59mg溶于 5mL0.9%的氯化钠溶液中配置一份超声造影剂,一次性注射0.2mL进入装有3L氯化钠溶液的模型中,或以0.2-5.0 μ L/min的速率持续注射。

[0027] 步骤2中,对超声视频进行预处理以抑制噪声和组织背景。抑制噪声的方法可以是二维低通滤波、小波滤波等,若图像质量好,可以不抑制噪声。抑制组织背景的方法可以是SVD 时频滤波、逐帧做差、光流法、多普勒法等。对于帧频较低的超声系统,优选SVD时频滤波。对于帧频较高的超声系统,优选逐帧做差法。

[0028] 步骤3中,对对应的B模式下图像进行配准,并用相同的配准参数矫正造影模式视频,其主要目的是抑制探头和组织运动造成的图像变化。图像配准的方法可以是柔性配准和刚性配准,包括但不限于中值漂移法、尺度不变特征变换法、跟踪学习检测、光流法、互相关法。优选的,使用跟踪学习检测进行刚性配准,使用光流法进行柔性配准。

[0029] 步骤4中,对预处理后的视频进行逐帧插值,其主要目的为增加微泡中心检测准确度。插值方法可以是临近插值、线性插值、样条插值、高斯插值,优选为样条插值和高斯插值。具体插值倍数跟超声载波频率、探头横向扫描线数、期望达到的分辨率、成像速率有关。一般载波频率越低、期望达到的分辨率高对应的差值倍数约大,插值倍数越大,成像所需时间越长,优选的,差值倍数为1-10倍。

[0030] 一种具体的插值实施方式是,超声系统载波频率为6.6MHz,探头横向扫描线为112条,在插值倍数为8倍时,分辨率从246 μ m提高到30 μ m。

[0031] 步骤5中,使用微泡匹配滤波器可以将多个微泡中心一次检测出来,并给予中心所在坐标。微泡匹配滤波器可以是局部极大值函数、点扩散函数、多尺度二维高斯相关、多尺度二维高斯拉普拉斯相关。优选的,采用多尺度二维高斯拉普拉斯相关法(LoG算法)可以兼顾运算速度和检测准确率。

[0032] 步骤6中,记录所有插值图像中独立可分的微泡以及其出现位置。在图2所示的0.5mm 内径硅胶管流道模型中,一次5s内共151帧的视频超分辨结果显示成功检测微泡4399个,单帧微泡检测效率为29.1个/帧。

[0033] 步骤7中,需要统计插值图像中每个像素点出现微泡的总频数,将频数作为图像灰度形成新图像并作为超分辨血流图。通过观察检测微泡中心的位置看出,血管直径越大,其出现微泡的概率就越大,这与CEUS中大血管一般整体亮度较大抑制,因此本发明提出以出现微泡的总频数作为像素的灰度,这样既可以让大小血管的更加容易区分又能方便地提取

特定尺寸的血流。

[0034] 虽然本发明已以较佳实施例披露如上,然而并非用以限定本发明。任何熟悉本领域的技术人员,在不脱离本发明技术方案范围情况下,都可利用上述揭示的方法和技术内容对本发明技术方案作出许多可能的变动和修饰,或修改为等同变化的等效实施例。因此,凡是未脱离本发明技术方案的内容,依据本发明的技术实质对以上实施例所做的任何简单修改、等同变化及修饰,均仍属于本发明技术方案保护的范围内。

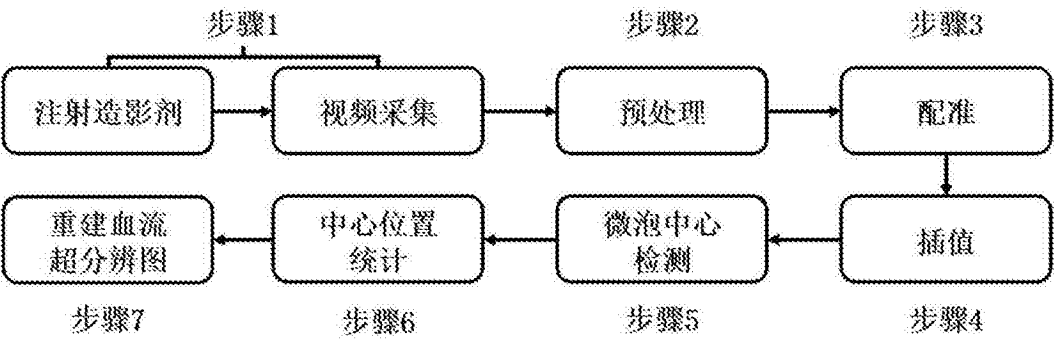


图1

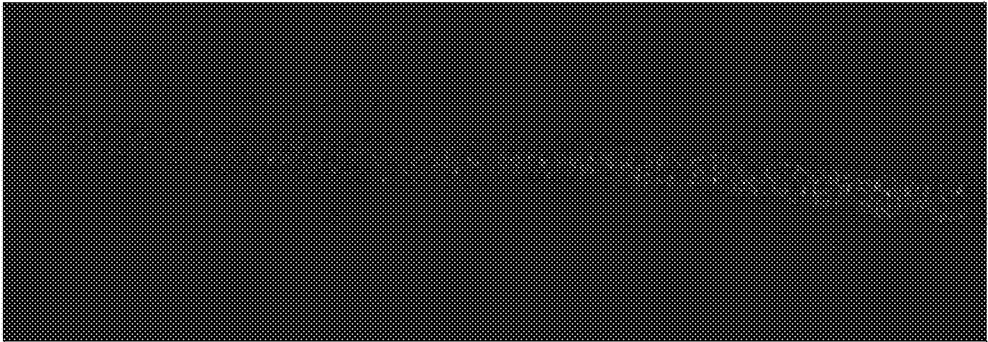


图2

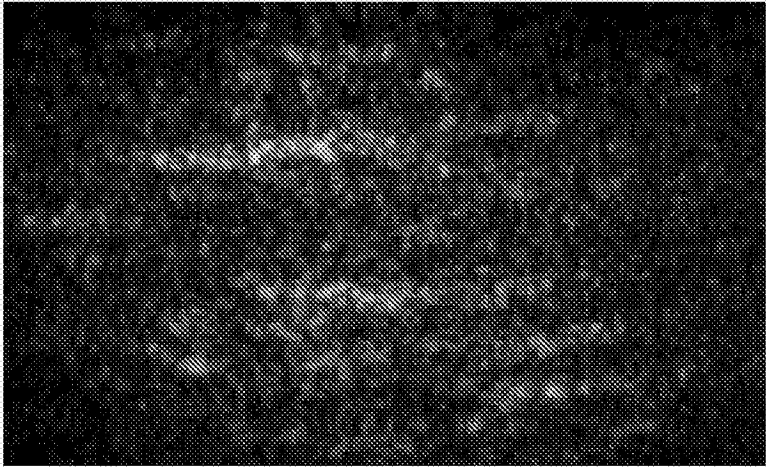


图3

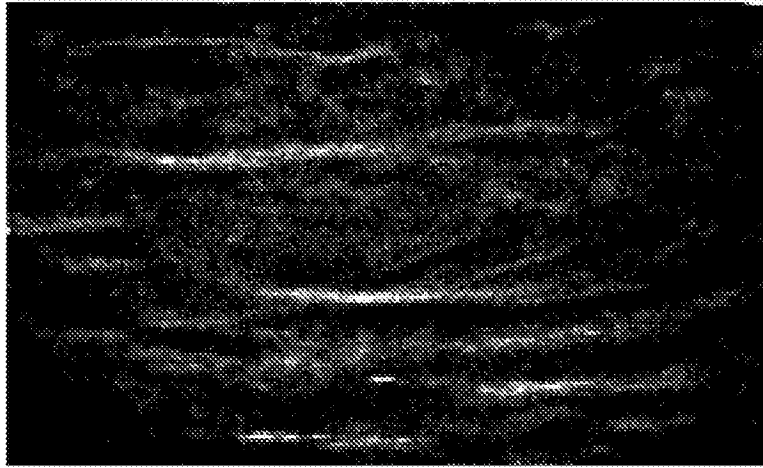


图4

专利名称(译)	一种快速超分辨血流成像方法		
公开(公告)号	CN107361791A	公开(公告)日	2017-11-21
申请号	CN2017110599968.4	申请日	2017-07-21
[标]申请(专利权)人(译)	北京大学		
申请(专利权)人(译)	北京大学		
当前申请(专利权)人(译)	北京大学		
[标]发明人	张嘉宾 龙云飞 罗渝昆 王月香 张珏 方竞 文晶 蒋文莉		
发明人	张嘉宾 龙云飞 罗渝昆 王月香 张珏 方竞 文晶 蒋文莉		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/5215		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于超声微泡造影剂的快速超分辨血流成像方法，主要解决超声衍射极限造成的血流成像分辨率低的问题，同时加快超分辨成像速度。本发明包括七个步骤。步骤1注射造影剂并采集超声视频；步骤2对视频进行预处理，抑制噪声和背景组织；步骤3对预处理后的视频进行运动校正；步骤4对图像进行插值；步骤5利用微泡匹配滤波器逐帧计算微泡的中心；步骤6记录所有帧中微泡的中心位置；步骤7统计每个像素内微泡出现的频数，并以灰度值得方式构成血流超分辨图。本发明可以在短时间内形成分辨率超过传统超声造影的血流超分辨图像，为医生提供更丰富的血流细节，辅助医生临床诊断。

