



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 107274405 A

(43)申请公布日 2017. 10. 20

(21)申请号 201710640298.6

A61B 8/08(2006.01)

(22)申请日 2017.07.31

(71)申请人 中国医学科学院生物医学工程研究所

地址 300192 天津市南开区白堤路236号

(72)发明人 李跃杰 王立伟 李易陆

(74)专利代理机构 天津市北洋有限责任专利代理事务所 12201

代理人 杜文茹

(51) Int. Cl.

G06T 7/00(2017.01)

G06T 7/30(2017.01)

G06T 7/33(2017.01)

G06T 15/00(2011.01)

A61B 8/06(2006.01)

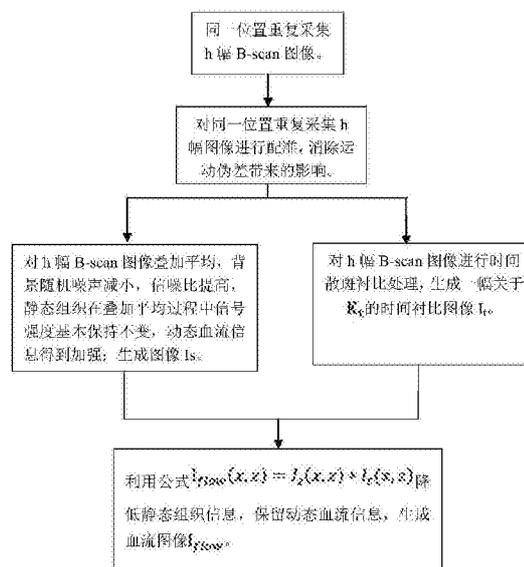
权利要求书1页 说明书4页 附图4页

(54)发明名称

一种超声微血管血流成像方法

(57)摘要

一种超声微血管血流成像方法,包括:进行数据采集,生成B-Scan图像;图像配准;图像灰度叠加平均;时间散斑对比处理;图像标记。本发明的一种超声微血管血流成像方法,能够无损地提取人体的血流信息,估测出血液流动参数。本发明利用超声在组织的反射信号,通过算法提组织血流信息,从而无损伤、无需造影剂即可对组织内血流进行成像。所以通过病灶部位血管分布、供血情况等信息的研究,对病情的前期诊断、病情预测等都具有重要的参考价值。



1. 一种超声微血管血流成像方法,其特征在于,包括如下步骤:

- 1) 进行数据采集,生成B-Scan图像;
- 2) 图像配准;
- 3) 图像灰度叠加平均,是采用如下公式进行图像灰度叠加平均:

$$I_s(x, z) = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n I_i(x, z)$$

式中h表示同一位置重复B-scan的次数,x、z为B-scan空间像素坐标,表示扫描宽度和深度, $I_i(x, z)$ 表示每个位置第i幅B-scan灰度图像, $I_s(x, z)$ 表示叠加平均灰度图像,包含静态组织信息和动态血流信息。

4) 时间散斑衬比处理

h幅配准后的图像空间上每一个像素都对应一个灰度变化的时间序列,对这一时间序列进行时间衬比统计,则获得该像素点时间衬比,对空间上每一像素点做相同处理,最后获得一组图像统计出的时间衬比图像 I_t ,时间衬比公式如下:

$$I_t(x, z) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^h \sum_{s=0}^{i-1} (I_i(x, z) - \bar{I}(x, z))^2}}{\bar{I}(x, z)}$$

式中 $I_t(x, z)$ 表示时间衬比灰度图像, $I_i(x, z)$ 表示每个位置的第i幅B-Scan灰度图像, $\bar{I}(x, z)$ 表示每个位置h幅B-Scans的平均灰度图像;

5) 图像标记

时间衬比图像 I_t 中包含静态组织和动态组织信息,静态组信号强度变化小,时间衬比值小,动态组织信号强度变化大,时间衬比值大,所以通过时间衬比图像 I_t 利用下面的公式,对叠加平均后的B-scan灰度图像 I_s 进行处理,降低静态组织信息,增强血流信号,得到一幅二维血流灰度图像 I_{flow} :

$$I_{flow}(x, z) = I_s(x, z) * I_t(x, z)$$

式中 I_{flow} 表示血流灰度图像, $I_s(x, z)$ 表示叠加平均灰度图像, $I_t(x, z)$ 表示时间衬比灰度图像;

对n个位置的h幅B-Scans图像采取相同处理,得到三维血流图像。

2. 根据权利要求1所述的一种光学微血管血流成像方法,其特征在于,步骤1)所述的生成B-Scan图像包括:每个B-Scan位置重复采集h幅B-Scan图像,连续采集n个位置,共采集 $h \times n$ 幅B-Scan图像。

3. 根据权利要求1所述的一种光学微血管血流成像方法,其特征在于,步骤2)所述的图像配准,是采用基于灰度的配准算法或是基于特征的配准算法,确定每相邻两张图像的伪差,并消除伪差。

一种超声微血管血流成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种血流成像方法。特别是涉及一种超声微血管血流成像方法。

背景技术

[0002] 随着医学技术发展,我们不仅实现结构成像,还能进行功能成像。超声血流成像技术是医学超声成像领域的一个重要分支,能够无损地提取人体的血流信息,估测出血液流动参数,是超声诊断技术的一项重大突破。利用超声在组织的反射信号,通过算法提组织血流信息,从而无损伤、无需造影剂即可对组织内血流进行成像。很多生物组织的病理及血管形态与组织微循环的改变密切相关。所以通过病灶部位血管分布、供血情况等信息的研究,对病情的前期诊断、病情预测等都具有重要的参考价值。

[0003] 在过去几十年里,随着技术发展,出现多种超声血流成像方法,多普勒血流成像和灰阶血流成像技术是超声领域中应用较为广泛的两种方式。

[0004] 1) 多普勒血流成像技术一般分为三种:连续多普勒、脉冲多普勒以及彩色多普勒。

[0005] 连续多普勒:换能器由两组晶片组成,一组发射,另一组接收回波信号。连续测量超声频率偏移量,可以得到深度的血流素的大小。

[0006] 脉冲多普勒:与连续多普勒不同,换能器有收发共用的换能器组成,按照一的间歇规律重复发送、接收超声波,通过控制接收时间来控制探测距离。

[0007] 彩色多普勒:是在脉冲多普勒技术基础上发展起来的一项超声诊断技术,通过壁滤波器滤除低频的组织运动信息,在通过自相关计算血流速度,然后通过后续的色彩编码处理,得到彩色血流图像。

[0008] 2) 灰阶血流成像包括电子聚焦、脉冲压缩编码、脉冲解码、组织对称滤波等核心技术,与多普勒成像技术相比,虽然成像方式单一,但是比多普勒的成像方案更加精细,具有无角度依赖、实现简单、实时性好等优点。

发明内容

[0009] 本发明所要解决的技术问题是,提供一种能够无损地提取人体的血流信息超声微血管血流成像方法。

[0010] 本发明所采用的技术方案是:一种超声微血管血流成像方法,包括如下步骤:

[0011] 1) 进行数据采集,生成B-Scan图像;

[0012] 2) 图像配准;

[0013] 3) 图像灰度叠加平均,是采用如下公式进行图像灰度叠加平均:

$$[0014] \quad I_s(x, z) = \frac{1}{h} \sum_{i=1}^h I_i(x, z)$$

[0015] 式中h表示同一位置重复B-scan的次数,x、z为B-scan空间像素坐标,表示扫描宽度和深度, $I_i(x, z)$ 表示每个位置第i幅B-scan灰度图像, $I_s(x, z)$ 表示叠加平均灰度图像,包含静态组织信息和动态血流信息。

[0016] 4) 时间散斑衬比处理

[0017] h幅配准后的图像空间上每一个像素都对应一个灰度变化的时间序列,对这一时间序列进行时间衬比统计,则获得该像素点时间衬比,对空间上每一像素点做相同处理,最后获得一组图像统计出的时间衬比图像 I_t ,时间衬比公式如下:

$$[0018] \quad I_t(x, z) = \frac{\sqrt{\frac{1}{h} \sum_{i=0}^{h-1} (I_i(x, z) - \bar{I}(x, z))^2}}{\bar{I}(x, z)}$$

[0019] 式中 $I_t(x, z)$ 表示时间衬比灰度图像, $I_i(x, z)$ 表示每个位置的第i幅B-Scan灰度图像, $\bar{I}(x, z)$ 表示每个位置h幅B-Scans的平均灰度图像;

[0020] 5) 图像标记

[0021] 时间衬比图像 I_t 中包含静态组织和动态组织信息,静态组信号强度变化小,时间衬比值小,动态组织信号强度变化大,时间衬比值大,所以通过时间衬比图像 I_t 利用下面的公式,对叠加平均后的B-scan灰度图像 I_s 进行处理,降低静态组织信息,增强血流信号,得到一幅二维血流灰度图像 I_{flow} :

$$[0022] \quad I_{flow}(x, z) = I_s(x, z) * I_t(x, z)$$

[0023] 式中 I_{flow} 表示血流灰度图像, $I_s(x, z)$ 表示叠加平均灰度图像, $I_t(x, z)$ 表示时间衬比灰度图像;

[0024] 对n个位置的h幅B-Scans图像采取相同处理,得到三维血流图像。

[0025] 步骤1)所述的生成B-Scan图像包括:每个B-Scan位置重复采集h幅B-Scan图像,连续采集n个位置,共采集 $h \times n$ 幅B-Scan图像。

[0026] 步骤2)所述的图像配准,是采用基于灰度的配准算法或是基于特征的配准算法,确定每相邻两张图像的伪差,并消除伪差。

[0027] 本发明的一种超声微血管血流成像方法,能够无损地提取人体的血流信息,估测出血液流动参数。本发明利用超声在组织的反射信号,通过算法提组织血流信息,从而无损伤、无需造影剂即可对组织内血流进行成像。所以通过病灶部位血管分布、供血情况等信息的研究,对病情的前期诊断、病情预测等都具有重要的参考价值。

附图说明

[0028] 图1是本发明一种超声微血管血流成像方法的流程图;

[0029] 图2是本发明中数据采集示意图;

[0030] 图3是本发明中图像配准示意图;

[0031] 图4是本发明中时间散斑衬比度计算原理图;

[0032] 图5是本发明实施例中的超声微血流成像流程图;

[0033] 图6是本发明实施例中的超声微血流三维成像图。

具体实施方式

[0034] 下面结合实施例和附图对本发明的一种超声微血管血流成像方法做出详细说明。

[0035] 本发明的一种超声微血管血流成像(Ultrasound Micro Flow Imaging,OMFI)方法,首先对同一B扫描位置重复进行超声扫描成像;对获得的结构图像进行配准;对配准后的图像进行叠加平均,使背景随机噪声减小,同时使组织结构及微血管血流信号得到增强,提高了信噪比;对配准后图像进行时间散斑衬比处理,得到组织结构静态位置和动态血流

位置信息;利用得到的组织结构静态位置和动态血流位置信息对叠加增强后的超声图像进行标注,得到血流图像。

[0036] 如图1所示,本发明的一种超声微血管血流成像方法,包括如下步骤:

[0037] 1) 进行数据采集,生成B-Scan图像;

[0038] 所述的生成B-Scan图像,如图2所示,包括:每个B-Scan位置重复采集h幅B-Scan图像,连续采集n个位置,共采集 $h \times n$ 幅B-Scan图像。

[0039] 2) 图像配准;

[0040] 图像配准的方法很多,根据所使用的配准特征大致可以分为两类:

[0041] 基于图像灰度信息的配准方法:例如归一化互相关配准、模板配准、快速傅立叶算法、投影配准、序贯相似性检测配准、平均绝对差配准、图像不变矩配准等。

[0042] 基于图像特征的配准方法:基于图像特征的配准方法是指在原图像和变换后的图像中提取对缩放、旋转、灰度变换具有不变性的特征进行配准的方法。在原图中,常使用的特征包括边缘、区域、线的端点、线交叉点、区域中心、曲率不连续点等,其中边缘和区域边界最常用,它们可以由边缘检测方法和区域分割方法得到。在变换域里,可以采用傅立叶变换、离散余弦变换、沃尔什变换等变换把图像分解为一组系数,得到特征点。一般说来,基于特征的方法因它们不直接依赖于像素值,经常需要较复杂的图像处理以抽取特征,因此不利于硬件实现。

[0043] 本发明中所述的图像配准,可以采用基于灰度的配准算法或是基于特征的配准算法,确定每相邻两张图像的伪差,并消除伪差。

[0044] 图像采集过程中目标组织由于呼吸、心跳等自主的运动极易引起运动伪差。尤其是血流信息检测,由于运动伪差会使同一位置图像发生畸变,图像的畸变会使数据丧失连续性,后期处理时难以区分静态组织和动态组织,所以首先对每个位置重复采集h幅图像进行配准,如图3所示。

[0045] 本发明实施例是采用基于灰度的配准算法中的模板配准算法,是用一个较小的图像作为模板,将所述模板与该较小的图像前一张的图像进行比较,以确定在前一张图像中是否存在与该模板相同或相似的区域,若该区域存在,可确定其位置并进行配准。

[0046] 3) 图像灰度叠加平均

[0047] 图像采集方式是对同一位置重复采集h次,静态组织在累加平均过程中保持不变,血流信息得到加强。是采用如下公式进行图像灰度叠加平均:

$$[0048] \quad I_s(x, z) = \frac{1}{h} \sum_{i=1}^h I_i(x, z)$$

[0049] 式中h表示同一位置重复B-scan的次数,x、z为B-scan空间像素坐标,表示扫描宽度和深度, $I_i(x, z)$ 表示每个位置第i幅B-scan灰度图像, $I_s(x, z)$ 表示叠加平均灰度图像,包含静态组织信息和动态血流信息。

[0050] 采用灰度叠加平均,执行加法运算,静态组织信号强度保持不变,动态血流信号无损且得到增强,背景随机散射光噪声减小,信噪比提高。

[0051] 4) 时间散斑衬比处理

[0052] 时间散斑衬比分析是利用多帧图像同一位置的灰度值计算衬比 K_t 并将其赋值于相同位置像素,即可得到对应的时间衬比图,如图4所示,其中h为所计算的h帧图像。对不同

图像的同一位置的相干光散斑光强取平均值 $\langle I_t \rangle$ 和标准差 δ_t ,如下式所示:

$$[0053] \quad K_t = \frac{\delta_t}{\langle I_t \rangle}$$

[0054] 利用此求得其对应像素点的 K_t 值。进而得到一幅关于 K_t 的时间衬比图像。

[0055] 本发明的 h 幅配准后的图像空间上每一个像素都对应一个灰度变化的时间序列,对这一时间序列进行时间衬比统计,则获得该像素点时间衬比,对空间上每一像素点做相同处理,最后获得一组图像统计出的时间衬比图像 I_t ,时间衬比公式如下:

$$[0056] \quad I_t(x, z) = \frac{\sqrt{\sum_{i=1}^h \sum_{s=1}^h (I_i(x, z) - \bar{I}(x, z))^2}}{\bar{I}(x, z)}$$

[0057] 式中 $I_t(x, z)$ 表示时间衬比灰度图像, $I_i(x, z)$ 表示每个位置的第 i 幅B-Scan灰度图像, $\bar{I}(x, z)$ 表示每个位置 h 幅B-Scans的平均灰度图像;

[0058] 5) 图像标记

[0059] 时间衬比图像 I_t 中包含静态组织和动态组织信息,静态组信号强度变化小,时间衬比值小,动态组织信号强度变化大,时间衬比值大,所以通过时间衬比图像 I_t 利用下面的公式,对叠加平均后的B-scan灰度图像 I_s 进行处理,降低静态组织信息,增强血流信号,得到一幅二维血流灰度图像 I_{flow} :

$$[0060] \quad I_{flow}(x, z) = I_s(x, z) * I_t(x, z)$$

[0061] 式中 I_{flow} 表示血流灰度图像, $I_s(x, z)$ 表示叠加平均灰度图像, $I_t(x, z)$ 表示时间衬比灰度图像;

[0062] 对 n 个位置的 h 幅B-Scans图像采取相同处理,得到三维血流图像。

[0063] 下面是超声微血流图像的具体实例:

[0064] 利用超声系统高速采集组织及血管内血流反射回来的带有静态组织和动态血流信息的超声信号, X 方向获取 m 条A-Lines形成一个B-Scan, Y 方向采集 n 个相连位置,每个位置重复采集 h 次,连续采集 $h \times n$ 幅B-Scans形成3D体数据。超声微血流成像处理过程如图5所示。

[0065] 图5中:a超声结构图像,(1)首先对图像a进行匹配,生成图像b,(2)对图像b进行灰度图像叠加平均生成图像c,(3)对图像b进行时间斑衬比分析处理,生成图像d,(4)通过图像d对图像c进行标记,得到二维血流图像e。

[0066] 超声血流三维成像:

[0067] 对 n 个位置做上述处理,得到 n 个位置的血流图像,进行3维重建后如图6所示。

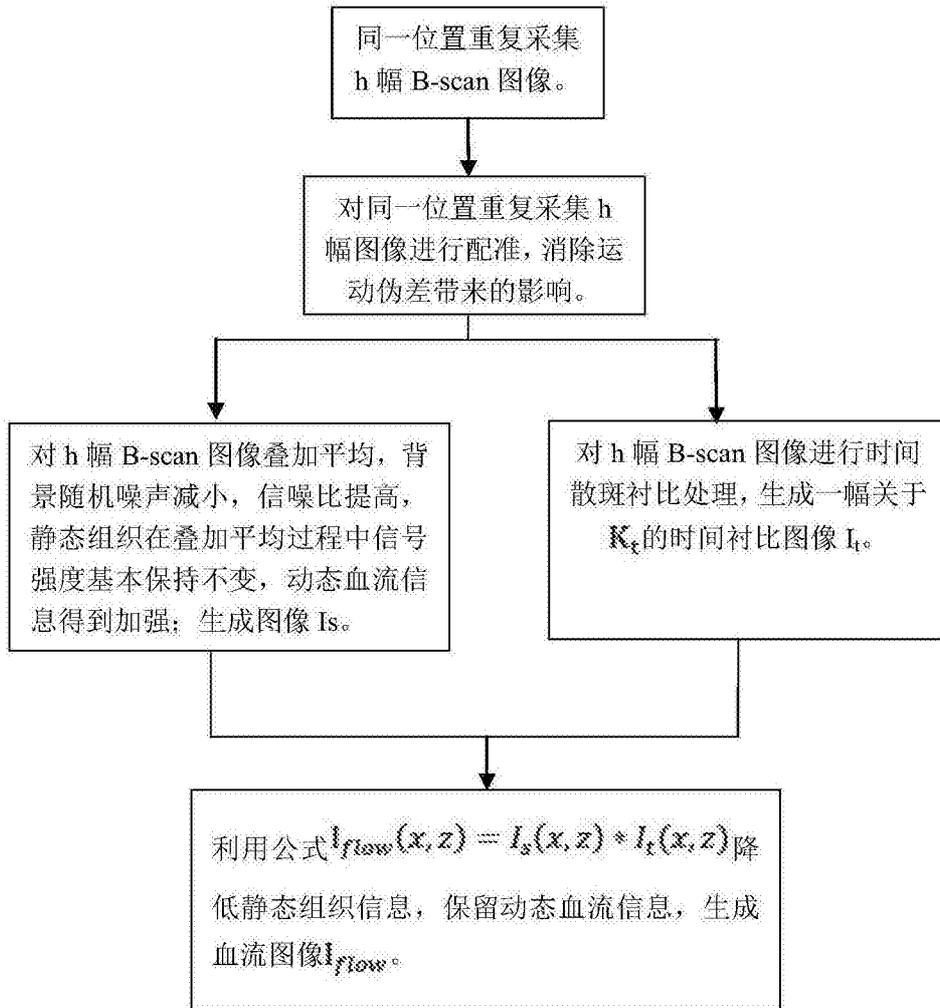


图1

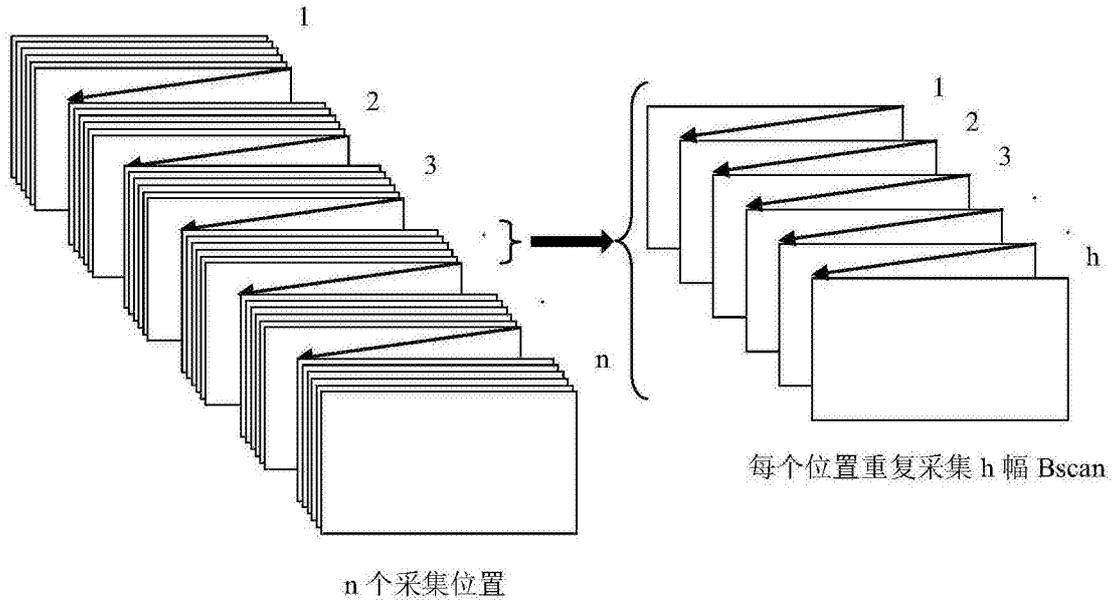


图2

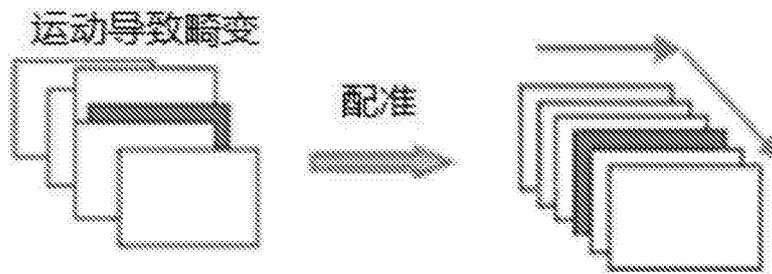


图3

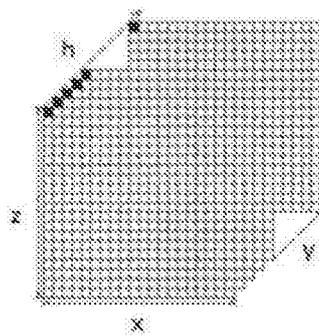


图4

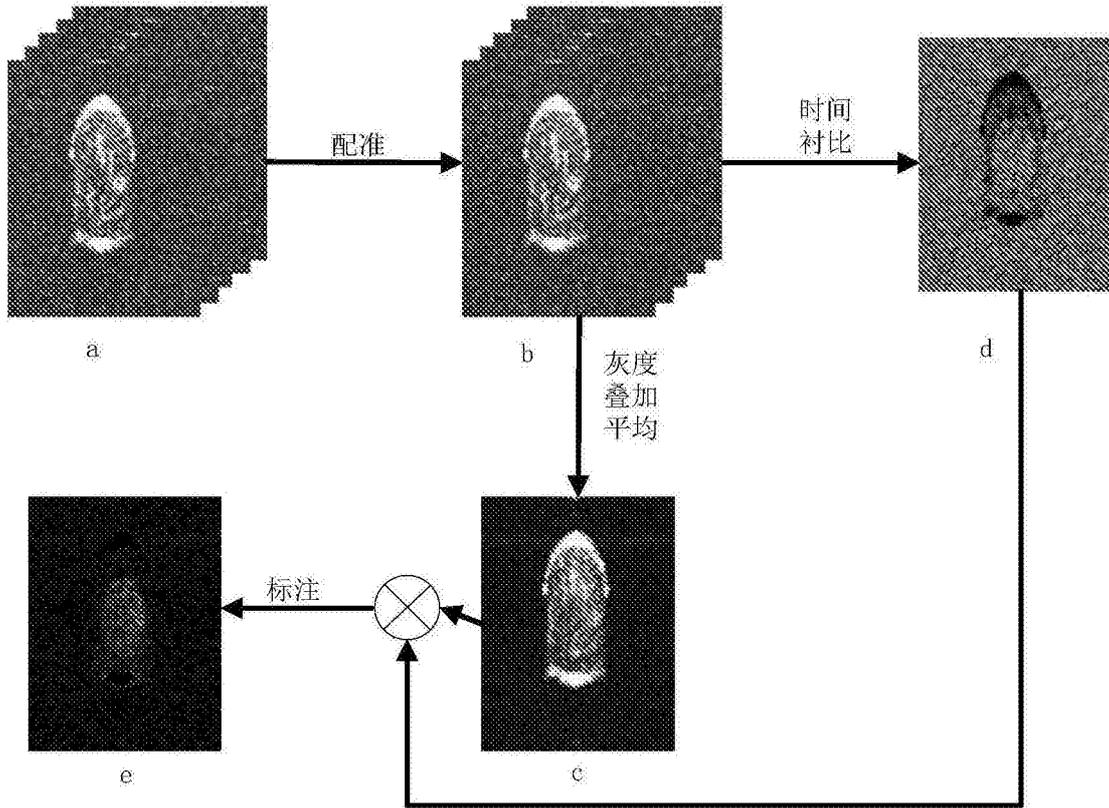


图5

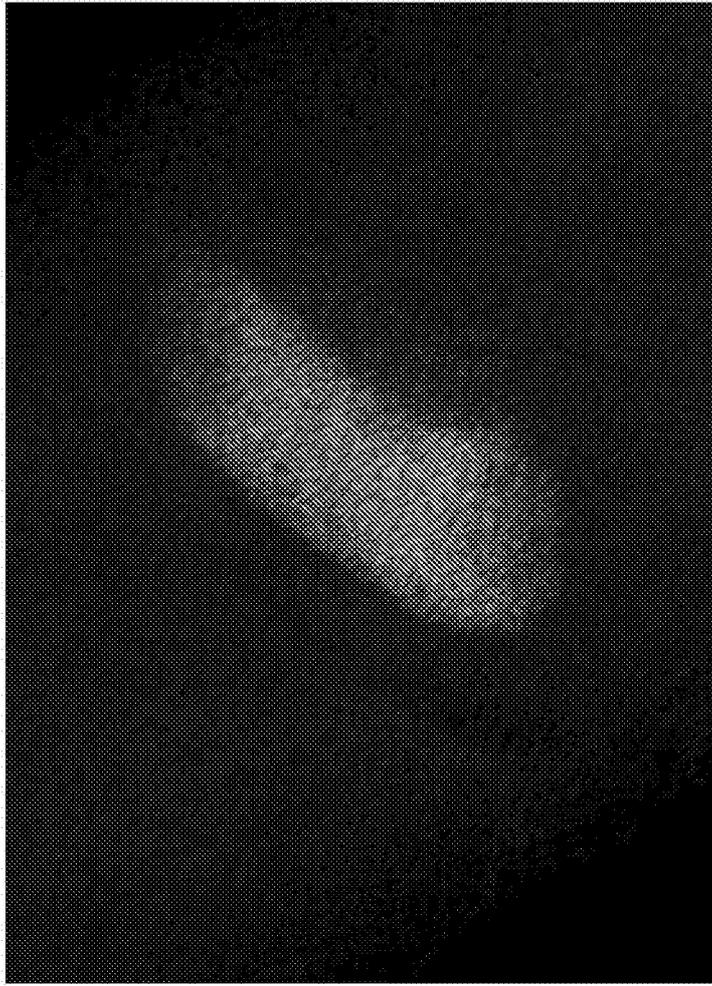


图6

专利名称(译)	一种超声微血管血流成像方法		
公开(公告)号	CN107274405A	公开(公告)日	2017-10-20
申请号	CN201710640298.6	申请日	2017-07-31
[标]申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
当前申请(专利权)人(译)	中国医学科学院生物医学工程研究所		
[标]发明人	李跃杰 王立伟 李易陆		
发明人	李跃杰 王立伟 李易陆		
IPC分类号	G06T7/00 G06T7/30 G06T7/33 G06T15/00 A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/5207 G06T7/0012 G06T7/30 G06T7/337 G06T15/005 G06T2207/10132 G06T2207/30104		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声微血管血流成像方法，包括：进行数据采集，生成B-Scan图像；图像配准；图像灰度叠加平均；时间散斑衬比处理；图像标记。本发明的一种超声微血管血流成像方法，能够无损地提取人体的血流信息，估测出血液流动参数。本发明利用超声在组织的反射信号，通过算法提组织血流信息，从而无损伤、无需造影剂即可对组织内血流进行成像。所以通过病灶部位血管分布、供血情况等信息的研究，对病情的前期诊断、病情预测等都具有重要的参考价值。

