



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 104688272 B

(45) 授权公告日 2016. 04. 27

(21) 申请号 201510100876. 8

CN 101861728 A, 2010. 10. 13,

(22) 申请日 2015. 03. 06

CN 103381096 A, 2013. 11. 06,

(73) 专利权人 西安交通大学

审查员 任晓帅

地址 710049 陕西省西安市咸宁路 28 号

(72) 发明人 万明习 王弟亚 钟徽 杨萱

韩萌 肖梦楠

(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 陆万寿

(51) Int. Cl.

A61B 8/06(2006. 01)

(56) 对比文件

CN 101756713 A, 2010. 06. 30,

CN 1623506 A, 2005. 06. 08,

CN 104022984 A, 2014. 09. 03,

权利要求书1页 说明书5页 附图2页

(54) 发明名称

一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量
成像方法

(57) 摘要

本发明提供一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法:提取超声造影序列视频图像每像素单元下的原始 TIC;对原始 TIC 进行有效 TIC 的筛选、双向加权移动平均滤波以及团式灌注模型拟合获得高 SCR 的单像素 TIC 矩阵;在单像素 TIC 矩阵中分别提取时间类、强度类,以及比值类的灌注参量矩阵,并进行伪彩色编码。本发明以单像素 ROI 提取超声造影序列视频图像的 TIC,过程自动进行,双向加权移动平均滤波联合对数正态团注模型拟合大幅提高单像素 ROI 下的 TIC 的 SCR 并抑制杂波的干扰。相比传统灌注参量评价及成像,单像素 TIC 源的超声血流灌注参量成像包含了最为丰富的灌注细节信息,并更为直观。

1. 一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法,其特征在于:包括以下步骤:

(1) 单像素时间强度曲线 TIC 提取:在超声造影序列视频图像中设定组织病灶区域作为待参量成像区域;并以单像素为最小 ROI,提取待参量成像区域每像素单元下的原始 TIC;

(2) TIC 降噪拟合:对原始 TIC 依次进行有效 TIC 的筛选、双向加权移动平均滤波以及对数正态团式灌注模型拟合,获得单像素 TIC 矩阵;

所述有效 TIC 的筛选具体包括以下步骤:

(1.1) 提取待参量成像区域的 TIC,作为筛选基准 TIC;

(1.2) 对单像素下的原始 TIC 与筛选基准 TIC 做相关分析;

(1.3) 剔除相关系数小于 0.3 的单像素下的原始 TIC,剩余的单像素下的原始 TIC 为有效 TIC;

所述双向加权移动平均滤波具体包括以下步骤:

(2.1) 以有效 TIC 某一数据点对应的当前时刻为基准,进行加权移动平均滤波;

(2.2) 将加权移动平均滤波后的有效 TIC 进行时间翻转,并再次进行加权移动平均滤波;

(2.3) 对经过再次加权移动平均滤波后的有效 TIC,以前 5 点的均值为基准,进行基线归零;

(3) 灌注参量提取并编码成像:在单像素 TIC 矩阵中分别提取时间类、强度类,以及比值类的灌注参量矩阵,并进行伪彩色编码。

2. 根据权利要求 1 所述一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法,其特征在于:所述单像素 TIC 提取具体包括以下步骤:

(1) 通过多边形 ROI 函数选择待参量成像区域轮廓;

(2) 以单像素为最小 ROI,提取待参量成像区域的每像素单元下的原始 TIC。

3. 根据权利要求 1 所述一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法,其特征在于:所述团式灌注模型拟合具体包括以下步骤:

(1) 基线归零后进行对数正态团注模型拟合,得到拟合后的单像素 TIC 矩阵;

(2) 对单像素 TIC 矩阵进行归一化。

4. 根据权利要求 1 所述一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法,其特征在于:所述灌注参量提取并编码成像具体包括以下步骤:

(1) 分别提取单像素 TIC 矩阵中时间类、强度类以及比值类微泡灌注参量,形成对应的灌注参量矩阵,所述时间类微泡灌注参量包括冲入时刻 WIT、冲出时刻 WOT、达峰时间 TTP 以及平均渡越时间 MTT;所述强度类微泡灌注参量包括峰值 PV 以及曲线下面积 AUC;所述比值类微泡灌注参量包括冲入率 WIR、冲出率 WOR 以及曲线下面积与平均渡越时间比 PI;

(2) 对灌注参量矩阵进行 256 阶次预定义的蓝头红尾色图矩阵 JET 伪彩色编码。

一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法

技术领域

[0001] 本发明涉及超声造影成像技术领域,特别涉及基于单像素 TIC 源的超声血流灌注参量成像方法。

背景技术

[0002] 超声造影微泡和造影成像方法的发展使得超声造影技术定量估计血流灌注成为可能。尽管超声造影成像的空间分辨率有限,无法识别单个毛细血管,但是造影微泡引起的回波信号强度与微泡的浓度成比例,也与组织血容量成比例,这种比例关系的发现,近年来推动了超声造影成像的重要应用,即灌注参量估计的发展。超声造影血流灌注参量成像是一种功能性成像方法,它可反映血流速度、血容量、微循环等功能性血流灌注信息的空间分布,并已初步应用于估计心肌血流灌注、区分肝脏的良性恶性病变、研究肿瘤的新生血管的血液供给情况等。它主要通过对脏器的感兴趣区域(region of interest, ROI)进行血流灌注定量评价,以直观和丰富的参量显示该 ROI 区域超声图像中的血流灌注信息的空间分布,以辅助临床掌握相应的生理学和病理学信息。超声造影血流灌注参量成像作为一种新兴的临床诊断和治疗评价的辅助方法具有重要的研究价值和应用前景。

[0003] 超声造影灌注是一动态过程,在这过程中,计算感兴趣区域(region of interest, ROI)内视频造影图像的像素的平均强度,作为时间或图像帧数的函数,形成时间强度曲线(time-intensity curve, TIC)并进行血流灌注评价和诊断。目前文献、专利以及超声成像设备(Philips HD15, GE Logiq E9)中所涉及到的超声造影灌注估计方法或定量分析软件首先通过手动选取较大尺寸的 ROI,这种方法的缺陷如下:(1)它需要富有经验的操作者选取有效的 ROI,存在主观差异性;(2)这种操作不便于重复实施;(3)采用大尺寸的 ROI 会忽视血流灌注的空间差异性,并且分辨率低、缺乏细节信息和直观性。

[0004] 然而,因 ROI 越小, TIC 受到的杂波干扰越大,其 SCR 越低;而且 TIC 冲出相的尾部容易受到造影微泡再循环的干扰;因此,基于单像素 ROI 提取 TIC 进行超声血流灌注参量成像主要受到 TIC 低信杂比(signal-to-clutter, SCR)的限制。为此,需提高单像素 ROI 下 TIC 的 SCR。目前文献、专利中用到的提高 TIC 的 SCR 的方法包括:加权移动平均滤波、团注模型拟合等方法。但加权移动平均滤波方法可能会导致 TIC 的时移的问题,造成时间类参量估计不准确;对 TIC 进行团注模型拟合又受 TIC 本身 SCR 的限制较大,如出现畸变的 TIC,团注模型拟合将无法发挥作用。

发明内容

[0005] 针对常规大 ROI 下提取 TIC 进行超声造影血流灌注参量成像存在的限制(存在主观差异性、难以重复实施、细节信息缺乏以及细节分辨率较低的问题),本发明的目的在于提供一种基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法。

[0006] 为实现上述目的,本发明采用了以下技术方案:

[0007] (1) 单像素 TIC 提取:设定组织病灶区域作为待参量成像区域;并以单像素为最小

ROI,提取待参量成像区域每像素单元下的原始 TIC ;

[0008] (2)TIC 降噪拟合 :对原始 TIC 依次进行有效 TIC 的筛选、双向加权移动平均滤波以及团式灌注模型拟合,获得单像素 TIC 矩阵 ;

[0009] (3) 灌注参量提取并编码成像 :在单像素 TIC 矩阵中分别提取时间类、强度类,以及比值类的灌注参量矩阵,并进行伪彩色编码。

[0010] 所述单像素 TIC 提取具体包括以下步骤 :

[0011] (1) 通过多边形 ROI 函数选择待参量成像区域轮廓 ;

[0012] (2) 以单像素为最小 ROI,提取待参量成像区域的每像素单元下的原始 TIC。

[0013] 所述有效 TIC 的筛选具体包括以下步骤 :

[0014] (1) 提取待参量成像区域的 TIC,作为筛选基准 TIC ;

[0015] (2) 对单像素下的原始 TIC 与筛选基准 TIC 做相关分析 ;

[0016] (3) 剔除相关系数小于 0.3 的单像素下的原始 TIC,剩余的单像素下的原始 TIC 为有效 TIC。

[0017] 所述双向加权移动平均滤波具体包括以下步骤 :

[0018] (1) 以有效 TIC 某一数据点对应的当前时刻为基准,进行加权移动平均滤波 ;

[0019] (2) 将加权移动平均滤波后的有效 TIC 进行时间翻转,并再次进行加权移动平均滤波 ;

[0020] (3) 对经过再次加权移动平均滤波后的有效 TIC,以前 5 点的均值为基准,进行基线归零。

[0021] 所述团式灌注模型拟合具体包括以下步骤 :

[0022] (1) 基线归零后进行对数正态团注模型拟合,得到拟合后的单像素 TIC 矩阵 ;

[0023] (2) 对单像素 TIC 矩阵进行归一化。

[0024] 所述灌注参量提取并编码成像具体包括以下步骤 :

[0025] (1) 分别提取单像素 TIC 矩阵中时间类、强度类以及比值类微泡灌注参量,形成对应的灌注参量矩阵,所述时间类微泡灌注参量包括冲入时刻 WIT、冲出时刻 WOT、达峰时间 TTP 以及平均渡越时间 MTT ;所述强度类微泡灌注参量包括峰值 PV 以及曲线下面积 AUC ;所述比值类微泡灌注参量包括冲入率 WIR、冲出率 WOR 以及曲线下面积与平均渡越时间比 PI ;

[0026] (2) 对灌注参量矩阵进行 256 阶次 JET 伪彩色编码。

[0027] 本发明的优点如下 :

[0028] 1、本发明以单像素 ROI 提取超声造影序列视频图像的 TIC,该过程是算法自动进行的,勿需要人工介入。

[0029] 2、双向加权移动平均滤波联合对数正态团注模型拟合大幅提高单像素 ROI 下的 TIC 的 SCR 并抑制杂波的干扰。

[0030] 3、相比传统灌注参量评价及成像,单像素 TIC 源的超声血流灌注参量成像包含了最为丰富的灌注细节信息。

附图说明

[0031] 图 1 为算法整体流程框图。

[0032] 图 2 为兔肾时间类（以 MTT 为例）灌注参量图。

[0033] 图 3 为兔肾强度类（以 AUC 为例）灌注参量图。

[0034] 图 4 为兔肾比值类（以 WIR 为例）灌注参量图。

具体实施方式

[0035] 下面结合附图和实施例对本发明做详细叙述。

[0036] 本发明主要提出在团式灌注下，在最小单元 ROI 即“单像素”下提取 TIC 进行超声造影血流灌注参量成像，其核心在于抑制单像素下 TIC 强烈的杂波干扰。为此，本发明提出对 TIC 的预处理方案：(1) 首先对待参量成像区域单像素下提取的所有 TIC 进行基于相关性的有效性鉴别，以剔除无效的 TIC，同时节省计算时间；(2) 其次采用双向加权移动平均滤波 (weighted moving average filter, WMAF) 以抑制杂波对 TIC 的干扰的同时，避免时移的干扰；(3) 最后采用团式灌注模型拟合以消除造影微泡再循环对 TIC 的干扰的同时，准确获得高 SCR 的 TIC。

[0037] 本发明所述基于单像素 TIC 源的超声造影灌注参量成像方法，包括以下步骤：

[0038] 步骤一、单像素 TIC 提取：以超声造影序列视频图像为基础，设定组织病灶区域作为待参量成像区域，并以单像素为最小 ROI，提取待参量成像区域每像素单元下的原始 TIC。

[0039] 步骤二、对原始 TIC 进行有效 TIC 的筛选。

[0040] 步骤三、经过步骤二后，采用双向加权移动平均滤波 (WMAF) 以抑制杂波对原始 TIC 的干扰。

[0041] 步骤四、经过步骤三后，采用团式灌注模型拟合以消除造影微泡再循环对 TIC 的干扰，获得高 SCR 的单像素 TIC 矩阵。

[0042] 步骤五、在单像素 TIC 矩阵中分别提取时间类、强度类、以及比值类的灌注参量矩阵，并进行伪彩色编码，分别显示各灌注参量图像。

[0043] 步骤一：以单像素为最小 ROI，提取待参量成像区域的每像素单元下的原始 TIC，其步骤如下：

[0044] (1) 输入全部灌注时间序列的造影视频图像或视频；

[0045] (2) 任意提取一帧图像作为显示背景图像；

[0046] (3) 多边形 ROI 函数 (Roipoly) 选择大概需进行参量成像的区域轮廓；如不做操作，则默认待参量成像区域为整幅图像大小；

[0047] (4) 以单像素为最小 ROI，提取此序列图像或视频中待参量成像区域每像素单元下灰度值作为 TIC 的原始数值。

[0048] 步骤二：对原始 TIC 进行有效 TIC 的筛选，其步骤如下：

[0049] (1) 提取待参量成像区域的 TIC，作为筛选基准 TIC；

[0050] (2) 对每个单像素下的原始 TIC 与筛选基准 TIC 做相关性分析；

[0051] (3) 剔除相关系数小于 0.3 的单像素原始 TIC，剩余的单像素原始 TIC 为有效 TIC。

[0052] 步骤三：双向 WMAF 抑制杂波对筛选后的有效 TIC 的干扰，其步骤依次如下：

[0053] (1) WMAF 以某一 TIC 数据点对应的当前时刻为基准，向过去和未来推移，权重逐渐减小，使得过去时刻及未来时刻对当前时刻的 TIC 输出的影响最小。

[0054] WMAF 步骤如下：

$$[0055] \quad WMAF(t) = \frac{(n+1)y(t) + ny(t-1) + \dots + y(t-n)}{(n+1) + n + \dots + 1}, t=1, 2, \dots, N, n < N$$

[0056] 其中 n 为加权移动平均滤波器的阶数, y(t) 为 t 时刻的原始 TIC 数值, WMAF(t) 为 t 时刻的滤波后的 TIC 输出值。

[0057] (2) 将 WMAF 滤波后的 TIC 进行时间翻转, 重复 WMAF 滤波, 实现对筛选后的有效 TIC 的双向 WMAF 滤波, 以克服 WMAF 的相位延迟, 并抑制杂波对单像素 TIC 干扰, 提高 TIC 的 SCR。

[0058] (3) 对双向 WMAF 滤波后的 TIC, 以前 5 点的均值为基准, 进行基线归零。

[0059] 步骤四: 团式灌注模型拟合以消除造影微泡再循环对 TIC 的干扰, 其步骤如下:

[0060] (1) 团式灌注模型为对数正态模型:

$$[0061] \quad C(t) = \frac{A}{s\sqrt{2\pi}(t-AT)} e^{-(\ln(t-AT)-m)^2/2s^2}$$

[0062] 其中 C(t) 为 t 时刻的微泡浓度, AT 为微泡冲入时刻, A 为幅度参数, m 和 S 分别为满足正态分布的 $\ln(t-AT)$ 的均值和标准偏差。

[0063] AT 为 TIC 的第一时刻值, A、m 以及 S 通过非线性最小二乘拟合法获取:

$$[0064] \quad s = \sqrt{-1/2P_2^{opt}}, \quad m = -(1 + P_1^{opt})/2P_2^{opt},$$

$$[0065] \quad A = \exp(P_0^{opt} + \ln(s\sqrt{2\pi}) + m^2/2s^2)$$

[0066] 其中 $P_0^{opt}, P_1^{opt} \dots P_2^{opt}$ 为 TIC 进行多元线性回归分析得到的最优系数。

[0067] (2) 将 AT, A, m 以及 S 带入团式灌注模型, 得到拟合后的高 SCR 的单像素 TIC 矩阵。

[0068] (3) 对单像素 TIC 矩阵进行归一化。

[0069] 步骤四中 SCR 评价如下:

$$[0070] \quad SCR = 10 \log_{10} \left(\frac{\int_0^{f_c} P(f) df}{\int_{f_c}^{f_s/2} P(f) df} \right)$$

[0071] 其中, f_s 为采样频率或视频帧率, P(f) 为 TIC 功率谱, f_c 为截止频率。低于 f_c 的频率分量被认为是信号, 而高于 f_c 的频率分量被认为是杂波。

[0072] 步骤五: 单像素 TIC 矩阵中提取灌注参量矩阵, 进行伪彩色编码并显示各参量图像, 其步骤如下:

[0073] (1) 分别提取单像素 TIC 矩阵中时间类 (冲入时刻 WIT, 冲出时刻 WOT, 达峰时间 TTP, 平均渡越时间 MTT), 强度类 (峰值 PV, 曲线下面积 AUC) 以及比值类 (冲入率 WIR, 冲出率 WOR, PI) 微泡灌注参量, 形成灌注参量矩阵。

[0074] (2) 参量如下定义: WIT 为 TIC 值第一个大于 0 的点的时刻; WOT 为 TIC 值最后一个大于等于 1 的点的时刻; TTP 为达到整段 TIC 曲线第一个最大值所需时间; MTT 为

$$\frac{\int_{WIT}^{WOT} C(t) dt}{\int_{WIT}^{WOT} C(t) dt}; \text{PV 为整段 TIC 曲线的最大值; AUC 为 } \int_{WIT}^{WOT} C(t) dt; \text{WIR 为 PV/TTP; WOR 为 PV/}$$

(Time-TTP), Time 为 TIC 终点对应的时刻; PI 为 AUC/MTT。

[0075] (3) 对灌注参量矩阵进行 256 阶次 JET 伪彩色编码,并显示各灌注参量图像。

[0076] 选择大白兔 (2.5kg) 肾脏作为目标灌注区域,在 2.5MHz 工作频率下,进行 Sonovue 造影剂团注实验,获得肾脏序列造影灌注图像。本发明涉及算法均在 matlab 平台上编程实现,其算法的整体流程图如图 1 所示;分别依次提取单像素源下 TIC 矩阵,进行 TIC 的降噪及拟合,灌注参量的提取及编码成像。最后获得单像素源下具有高灌注分辨率的灌注参量图像,包括时间类、强度类、比值类灌注参量,分别以 MTT、AUC、WIR 为例说明(如图 2、图 3、图 4 所示)。相比传统的灌注参量评价及成像,经双向加权移动平均滤波联合对数正态团注模型拟合大幅提高单像素 ROI 下的 TIC 的 SCR 并抑制杂波的干扰后,直观显示了最为丰富的灌注细节信息的空间分布,如血流供给、流量大小、微血管分布等特征。

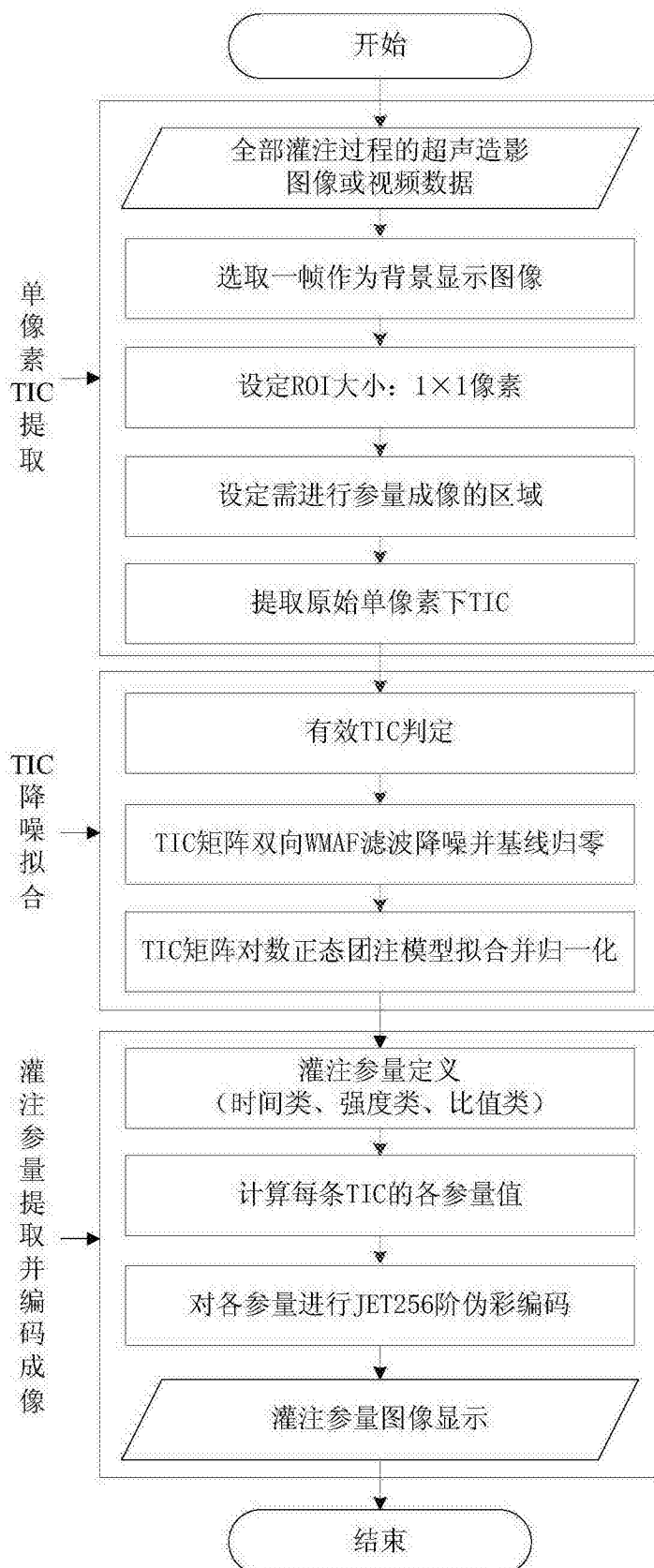


图 1

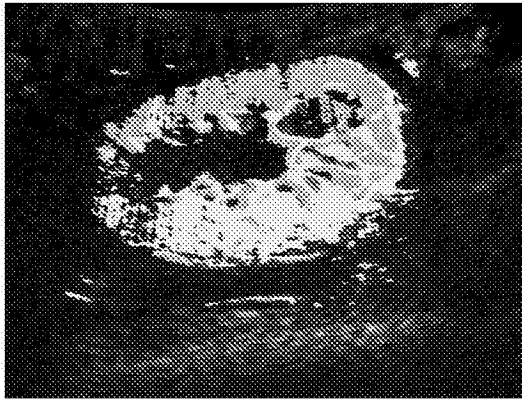


图 2

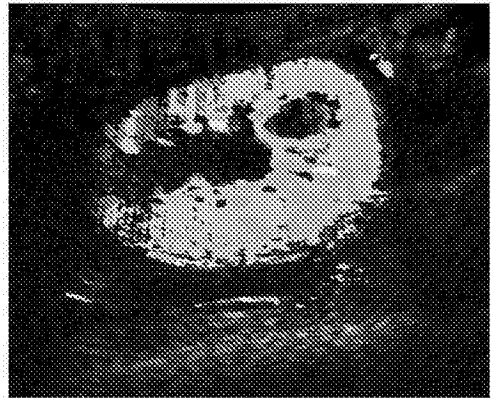


图 3



图 4

专利名称(译)	一种基于单像素TIC源的超声造影灌注参量成像方法		
公开(公告)号	CN104688272B	公开(公告)日	2016-04-27
申请号	CN201510100876.8	申请日	2015-03-06
[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 王弟亚 钟徽 杨萱 韩萌 肖梦楠		
发明人	万明习 王弟亚 钟徽 杨萱 韩萌 肖梦楠		
IPC分类号	A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/481 A61B8/5207 A61B8/5292		
审查员(译)	任晓帅		
其他公开文献	CN104688272A		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种基于单像素TIC源的超声造影灌注参量成像方法：提取超声造影序列视频图像每像素单元下的原始TIC；对原始TIC进行有效TIC的筛选、双向加权移动平均滤波以及团式灌注模型拟合获得高SCR的单像素TIC矩阵；在单像素TIC矩阵中分别提取时间类、强度类，以及比值类的灌注参量矩阵，并进行伪彩色编码。本发明以单像素ROI提取超声造影序列视频图像的TIC，过程自动进行，双向加权移动平均滤波联合对数正态团注模型拟合大幅提高单像素ROI下的TIC的SCR并抑制杂波的干扰。相比传统灌注参量评价及成像，单像素TIC源的超声血流灌注参量成像包含了最为丰富的灌注细节信息，并更为直观。

$$MAF(t) = \frac{(n+1)(t) + n(t-1) + \dots + (t-n)}{(n+1) + n + \dots + 1}, t = 1, 2, \dots, N, n < N$$