



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105596026 A

(43) 申请公布日 2016. 05. 25

(21) 申请号 201410258512. 8

(22) 申请日 2014. 06. 11

(71) 申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518052 广东省深圳市南山区玉泉路毅哲大厦 4 楼

(72) 发明人 冯乃章 朱建武

(74) 专利代理机构 深圳市深软鸿皓知识产权代理有限公司 44338

代理人 朱民

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

G06T 11/00(2006. 01)

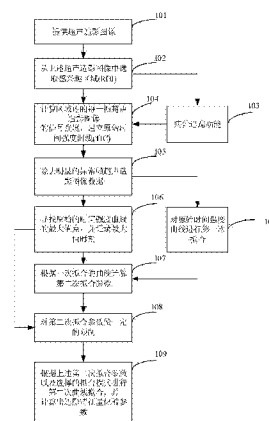
权利要求书2页 说明书7页 附图4页

(54) 发明名称

超声造影成像分析方法及系统

(57) 摘要

一种超声造影成像分析方法,其包括:提供超声造影图像;从上述超声造影图像中选取感兴趣区域;计算每一帧造影图像感兴趣区域内的信号强度,建立原始时间强度曲线;对所建立的原始时间强度曲线(TIC)进行第一次曲线拟合,并计算第二次曲线拟合所需参数;以及根据上述计算出的第二次曲线拟合所需参数和可以选择的拟合模式进行第二次曲线拟合,然后根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算出造影特征量化参数。对应上述方法,本发明还提供一种超声造影成像分析系统,该超声造影成像分析方法和系统可获得直观的时间强度曲线和合理的量化参数。



1. 一种超声造影成像分析方法,其特征在于,该方法包括:
提供超声造影图像;
从上述超声造影图像中选取感兴趣区域;
计算每一帧造影图像感兴趣区域内的信号强度,建立原始时间强度曲线;
对所建立的原始时间强度曲线 (TIC) 进行第一次曲线拟合,并计算第二次曲线拟合所需参数;
根据上述计算出的第二次曲线拟合所需参数和可以选择的拟合模式进行第二次曲线拟合,然后根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算出造影特征量化参数。
2. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述感兴趣区域为用户使用标志线在上述一帧造影图像上标志一个封闭区域。
3. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述第一次曲线拟合之前进一步包括去除明显异常超声造影图像帧。
4. 根据权利要求 3 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,系统计算出感兴趣区域内原始时间强度曲线的平均值,将平均值乘以一定加权系数作为后续处理的阈值,然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差,将得到的结果再与阈值做比较,小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧,异常帧数据将用平均值代替。
5. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,第一次曲线拟合之前还包括计算寻找原始时间强度曲线最大值点,其对计算出的时间强度曲线进行遍历,寻找最大值点数值和时间,如果出现多个最大值,按照时间顺序选择第一个最大值点作为系统最大值。
6. 根据权利要求 5 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述第一次曲线拟合包括:对上述计算出的最大值点之前和之后的数据分别进行两次曲线拟合,这两次曲线拟合是同时进行的。
7. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述第一次曲线拟合采用多项式拟合方式或中值滤波方式进行,用于对原始时间强度曲线进行平滑处理,消除波形波动所可能带来的参数计算误差。
8. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述第二次曲线拟合所需要的参数包括:造影剂到达时间 (Arrival time, AT)、造影剂峰值时间 (Time to peak, TTP)、造影剂峰值强度 (Peak intensity, PI)、造影剂灌注上升斜率,造影剂消退下降斜率、造影平均时间强度和 / 或造影剂到达之前的平均强度。
9. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述第二次曲线拟合之前进一步包括,针对第二次曲线拟合函数的特性对上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数做一定限制,确保第二次曲线拟合所需参数的合理性,确保第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常。
10. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,该第二次曲线拟合不同于第一次曲线拟合,第二次曲线拟合可以得出一条不同于第一次曲线拟合形成的拟合曲线,第二次曲线拟合形成的曲线的函数表达式是已知的。
11. 根据权利要求 1 和权利要求 9 所述的超声造影成像分析方法,其特征在于,所述新的量化参数包括平均渡越时间 (Mean transmit time, MTT)、灌注曲线下面积 (Area wash

in, AWI)、曲线下面积 (Area Wash out, AWO) 和曲线各点的斜率。

12. 根据权利要求 1 所述的超声造影成像分析方法, 其特征在于, 选取感兴趣区域还包括可以选择性的开启或关闭病灶追踪步骤, 该病灶追踪步骤可以保证病灶一直在选取的感兴趣区域内, 即保证感兴趣区域能够跟踪病灶。

13. 一种超声造影成像分析系统, 其特征在于, 该超声造影成像分析系统包括:

提供超声造影图像的模块;

从上述超声造影图像中选取感兴趣区域的模块;

计算每一帧造影图像感兴趣区域内的信号强度, 建立原始时间强度曲线的模块;

对所建立的原始时间强度曲线 (TIC) 进行第一次曲线拟合, 并计算第二次曲线拟合所需要的参数的模块;

根据上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数和选择的拟合模式进行第二次曲线拟合, 并根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算造影特征量化参数的模块。

14. 根据权利要求 13 所述的超声造影成像分析系统, 进一步包括: 用于去除明显异常的超声造影图像帧的模块, 该模块计算出感兴趣区域原始时间强度曲线的平均值, 将平均值乘以一定加权系数作为该模块后续处理的阈值, 然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差, 将得到的结果再与阈值做比较, 小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧, 异常帧数据用平均值代替。

15. 根据权利要求 13 所述的超声造影成像分析系统, 进一步包括: 用于寻找原始时间强度曲线最大值点的模块, 该模块对计算出的时间强度曲线进行遍历, 寻找最大值点数值和时间, 如果系统出现多个最大值, 按照时间顺序选择第一个最大值点作为系统最大值。

16. 根据权利要求 13 所述的超声造影成像分析系统, 进一步包括: 对上述计算出的第二次曲线拟合所需参数做一定的限制, 用于确保第二次曲线拟合所需参数的合理性, 确保第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常的预处理模块。

超声造影成像分析方法及系统

技术领域

[0001] 本发明涉及一种超声造影成像分析方法及系统。

背景技术

[0002] 超声造影成像技术是利用造影剂使后散射回声增强,通过观察血流灌注情况诊断病灶。超声造影可以为心脏、肝脏、肾脏、胰腺、外周血管、甲状腺、乳腺、前列腺、子宫等实质性器官的诊断提供有力依据,也可以辅助肝脏消融手术,评价肾脏和肝脏移植手术效果,已成为超声诊断技术中一个十分重要和很有前途的发展方向。

[0003] 在超声造影诊断中,医生一般根据病灶的造影剂灌注情况来得出诊断结果。但是有些情况诊断结论和医生的经验有关,医生根据经验得出的结论有时也比较主观。诊断时如果使用了造影成像量化技术,则造影成像量化技术中时间强度曲线可以提供比较直观的曲线和量化数据值,这些量化数据值可以辅助医生更加客观地评价病灶。

[0004] 造影成像量化技术中,时间强度曲线的计算是基于选择的感兴趣区域(ROI)。理想情况下造影图像一直在一个诊断切面,病灶一直在选择的感兴趣区域(ROI)内,但是实际情况是:由于探头的移动、病人的呼吸会导致造影的病灶切面变化或病灶发生运动,进而造成病灶有时候不在或者部分在选定的感兴趣区域,此时计算出的时间强度曲线变化剧烈,时间强度曲线图像的效果也非常的不理想,此时不利于计算出合理的量化参数。

发明内容

[0005] 鉴于上述分析,有必要提供一种超声造影成像分析方法及系统,可获得直观的时间强度曲线和合理的量化参数。

[0006] 一种超声造影成像分析方法,其包括:提供超声造影图像;从上述超声造影图像中选取感兴趣区域;计算每一帧造影图像感兴趣区域内的信号强度,建立原始时间强度曲线;对所建立的原始时间强度曲线(TIC)进行第一次曲线拟合,并计算第二次曲线拟合所需参数;以及根据上述计算出的第二次曲线拟合所需参数和可以选择的拟合模式进行第二次曲线拟合,然后根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算出造影特征量化参数。

[0007] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述感兴趣区域为用户使用标志线在上述一帧造影图像上标志一个封闭区域。

[0008] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述第一次曲线拟合之前进一步包括去除明显异常超声造影图像帧。系统计算出感兴趣区域内原始时间强度曲线的平均值,将平均值乘以一定加权系数作为后续处理的阈值,然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差,将得到的结果再与阈值做比较,小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧,异常帧数据将用平均值代替。

[0009] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,第一次曲线拟合之前还包括计算寻找原始时间强度曲线最大值点,寻找第一时间强度曲线最大值点包括对计算出的时间强度曲线进行遍历,寻找最大值点数值和时间,如果出现多个最大值,按照时间顺序选择第一

个最大值点作为系统最大值。

[0010] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述第一次曲线拟合包括:对上述计算出的最大值点之前和之后的数据分别进行两次曲线拟合,这两次曲线拟合是同时进行的。

[0011] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述第一次曲线拟合采用多项式拟合方式或中值滤波方式进行,用于对原始时间强度曲线进行平滑处理,消除波形波动可能带来的参数计算误差。

[0012] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述第二次曲线拟合所需要的参数包括:造影剂到达时间(Arrival time, AT)、造影剂峰值时间(Time to peak, TTP)、造影剂峰值强度(Peak intensity, PI)、造影剂灌注上升斜率,造影剂消退下降斜率、造影平均时间强度和/或造影剂到达之前的平均强度。

[0013] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述第二次曲线拟合之前进一步包括,针对第二次曲线拟合函数的特性对上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数做一定限制,确保第二次曲线拟合所需参数的合理性,确保第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常。

[0014] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,该第二次曲线拟合不同于第一次曲线拟合,第二次曲线拟合可以得出一条不同于第一次曲线拟合形成的拟合曲线,第二次曲线拟合形成的曲线的函数表达式是已知的。

[0015] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,所述新的量化参数包括平均渡越时间(Mean transmit time, MTT)、灌注曲线下面积(Area wash in, AWI)、曲线下面积(Area Wash out, AWO)和曲线各点的斜率。

[0016] 作为上述超声造影成像分析方法的进一步改进,选取感兴趣区域还包括可以选择性的开启或关闭病灶追踪步骤,该病灶追踪步骤可以保证病灶一直在选取的感兴趣区域内,即保证感兴趣区域能够跟踪病灶。

[0017] 一种超声造影成像分析系统,其统包括:提供超声造影图像的模块;从上述超声造影图像中选取感兴趣区域的模块;计算每一帧造影图像感兴趣区域内的信号强度,建立原始时间强度曲线的模块;对所建立的原始时间强度曲线(TIC)进行第一次曲线拟合,并计算第二次曲线拟合所需要的参数的模块;以及根据上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数和选择的拟合模式进行第二次曲线拟合,并根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算造影特征量化参数的模块。

[0018] 作为上述超声造影成像分析系统的进一步改进,用于去除明显异常的超声造影图像帧的模块,该模块计算出感兴趣区域原始时间强度曲线的平均值,将平均值乘以一定加权系数作为该模块后续处理的阈值,然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差,将得到的结果再与阈值做比较,小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧,异常帧数据用平均值代替。

[0019] 作为上述超声造影成像分析系统的进一步改进,进一步包括:用于寻找原始时间强度曲线最大值点的模块,该模块对计算出的时间强度曲线进行遍历,寻找最大值点数值和时间,如果系统出现多个最大值,按照时间顺序选择第一个最大值点作为系统最大值。

[0020] 作为上述超声造影成像分析系统的进一步改进,进一步包括:对上述计算出的第

二次曲线拟合所需参数做一定的限制,用于确保第二次曲线拟合所需参数的合理性,确保第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常的预处理模块。

[0021] 相较于现有技术,使用本发明的超声造影成像分析方法及系统,可以最大程度上抑制探头移动和病人呼吸运动导致的病灶运动带来的计算误差,计算出的拟合曲线直观;还可以获得合理的量化参数,真实反映选中区域实际造影灌注效果;同时该超声造影成像分析方法及系统还可以通过不同的病灶选择不同的拟合方式,计算出相应的造影成像量化分析数据,有效反映病灶特征。

附图说明

[0022] 图 1 是本发明超声造影成像分析系统的较佳实施方式的应用环境架构图;

[0023] 图 2 是本发明超声造影成像分析系统的较佳实施方式的功能模块图;

[0024] 图 3 是本发明超声造影成像分析方法的较佳实施方式的流程图;

[0025] 图 4 是本发明超声造影成像分析方法获得的原始时间强度曲线图;

[0026] 图 5 为图 4 去除较大误差无效帧数据之后的时间强度曲线和第二次曲线拟合之后的时间强度曲线图。

具体实施方式

[0027] 如图 1 所示,是本发明超声造影成像分析系统的较佳实施方式的应用环境架构图。该超声造影成像分析系统 100 应用于超声造影成像分析装置 10 中,本实施方式中,该超声造影成像分析装置 10 包括处理器 11、存储器 13、显示器 15、超声造影成像探头 17、信号处理模块 18 和数据传输接口 19。

[0028] 该超声造影成像分析系统 100 控制从超声造影成像探头 17 获取实时超声造影视频数据,或控制从数据传输接口 19 输入外部存储的造影过程的视频数据;然后从上述超声造影视频数据中包括的超声造影图像中选取感兴趣区域 (ROI),并计算每一帧图像感兴趣区域内的信号强度,建立原始时间强度曲线 (TIC);然后对原始时间强度曲线进行第一次曲线拟合,并计算第二次曲线拟合所需参数;最后使用第二次曲线拟合所需参数和可以选择的拟合模式进行第二次曲线拟合并显示第二次曲线拟合结果和计算的造影量化参数。

[0029] 该处理器 11 用于执行该超声造影成像分析系统 100 和该超声造影成像分析装置 10 内安装的各类软件,例如操作系统、超声成像系统应用程序等。该存储器 13 可以是内存、硬盘,或者其他类型的存储卡或存储设备。该存储器 13 用于存储各类数据,例如,文件、图像、视频等信息。该显示器 15 用于显示各类可视化数据。该信号处理模块 18 用于实现超声造影成像分析系统 100 的算法或计算。

[0030] 如图 2 所示,是本发明超声造影成像分析系统 100 的较佳实施方式的功能模块图。使用本发明公开的超声造影成像分析系统 100,可以最大程度上抑制病灶运动带来的计算误差,使得所计算出的拟合曲线直观,进而获得合理的量化参数。这些合理的量化参数可以真实的反映所选中的感兴趣区域的实际造影灌注效果。特别地,本发明超声造影成像分析系统 100 还可以针对不同的病灶选择不同的拟合方式,进而计算出相应的造影成像量化分析数据,以保证有效地反映病灶特征。

[0031] 在本实施方式中,该超声造影成像分析系统 100 包括多个功能模块,分别是:图

像输入模块 111、感兴趣区域设定模块 112、时间强度曲线计算模块 113、无效数据去除模块 114、最大值计算模块 115、第一次曲线拟合模块 116、第二次曲线拟合所需参数计算模块 117、预处理模块 118、第二次曲线拟合模块 119。

[0032] 图像输入模块 111 控制从超声造影成像探头 17 输入超声实时造影过程的视频数据或从数据传输接口 19 输入外部存储的造影过程的视频数据。替代实施方式中,该视频数据也可以是存储或缓存在存储器 13 内的造影过程的视频数据。

[0033] 感兴趣区域设定模块 112 根据用户选择的感兴趣区域选择方式来选择感兴趣区域,具体地,用户使用标志线在上述视频数据的一帧造影图像上标志一个封闭区域,该封闭区域即可定义为用户的感兴趣区域。较佳实施方式中,感兴趣区域最好包含需要观察的病灶特征或目标特征部分,上述感兴趣区域选择方式包括描迹法、矩形感兴趣区域框和椭圆形感兴趣区域框等方式。这些感兴趣区域选择方式可以由系统预先提供,也可以根据用户需求后续增加。

[0034] 一实施方式中,该感兴趣区域设定模块 112 包括一病灶追踪模块 1120,该病灶追踪模块 1120 用于保证病灶一直在选取的感兴趣区域内。具体地,该病灶追踪模块 1120 以一帧造影图像的感兴趣区域为中心,自动在下一帧造影图像选择一个边长为感兴趣区域直径 3 倍的正方形的感兴趣扩展区域,然后提取该一帧造影图像的感兴趣区域内的目标特征(病灶特征)并与下一帧造影图像的感兴趣扩展区域内的图像进行匹配,将符合目标特征的图像所在的区域定义为下一帧造影图像的感兴趣区域,以此类推即可自动设定每一帧造影图像的感兴趣区域。替代实施方式中,由于操作过程中探头运动和病人呼吸造成的器官运动,实际上感兴趣区域选中的病灶也在运动。病灶追踪模块 1120 就是为了保证在较小范围运动的情况下,能够实时地跟踪选中的感兴趣区域的病灶,保证计算时间强度曲线更加准确。由于在剧烈运动或者图像切面变化时,该算法也失去作用,因此病灶追踪模块 1120 的功能可以由用户根据情况选择是否开启。较佳实施方式中,用户完成选择感兴趣区域的步骤之后,系统默认开启病灶追踪功能。当病灶无法追踪或病灶跟丢时,感兴趣区域保持在最后能跟踪到病灶的位置。

[0035] 时间强度曲线计算模块 113 用于计算感兴趣区域内的每一帧造影图像的信号强度,即图像灰度,并按照时间顺序显示出来,建立如图 4 所示的原始时间强度曲线(TIC)。通常,原始时间强度曲线不是理想状态的平滑的曲线,由呼吸和心跳运动带来的其他器官运动、还有探头运动带来的误差都会体现在这条曲线上。较佳实施方式中,该原始时间强度曲线对应的每一帧造影图像数据,可以按时间顺序存储在存储器 13 中,用于后续处理。

[0036] 无效数据去除模块 114 用于除去一些明显的异常帧超声造影图像数据,例如探头突然移开导致造影图像变化差异非常大的数据。较佳实施方式中,这些明显异常帧超声造影图像数据的时间强度值往往比所有图像帧的时间强度值的平均值要小。请参阅图 5,图 5 包括了图 4 去除明显异常帧造影图像数据之后的时间强度曲线。

[0037] 一实施方式中,超声造影分析系统计算出感兴趣区域内原始时间强度曲线的平均值,将平均值乘以一定加权系数作为后续处理的阈值,然后将平均值与所有原始时间强度值分别求差,将得到的结果再与阈值做比较,小于阈值的数据对应的造影图像帧视为异常图像帧,异常帧数据将用平均值代替。具体地,可以设定感兴趣区域的每帧造影图像时间强度曲线的函数为 $y(i)$, i 表示当前帧数,将计算出的所有帧的时间强度值进行求和处理再

求平均值: $\text{average} = \text{sum}/N$, N 代表总帧数, sum 表示所有 $y(i)$ 的数据和。然后将每一帧感兴趣区域内的时间强度值 $y(i)$ 依次减去平均值, 得到的结果与平均值乘以一定加权系数比较, 如果 $(\text{average}-y(i)) > \text{beta} \times \text{average}$, 则 $y(i) = \text{average}$, 其中 beta 是加权系数, $\text{beta} \times \text{average}$ 为最小值阈值, 其在系统中可调。该方法可以用较小的计算复杂度获得很好的效果, 以除去一些明显的异常帧数据。

[0038] 最大值计算模块 115 用于寻找系统中造影图像时间强度曲线的最大值点, 并记录最大值时刻。一实施方式中, 最大值计算模块 115 寻找原始时间强度曲线的最大值点, 对计算出的时间强度曲线进行遍历, 同时寻找最大值点数值和时间。如果寻找出现多个最大值, 则按照时间顺序选择第一个最大值点作为最大值。

[0039] 第一次曲线拟合模块 116 用于对原始时间强度曲线进行第一次曲线拟合。具体地, 第一次曲线拟合模块 116 根据最大值计算模块 115 的计算结果对最大值之前和之后的数据分别进行两次曲线拟合, 这两次曲线拟合是同时进行的。所述的第一次曲线拟合的主要作用是对原始时间强度曲线进行平滑处理, 以消除波形波动可能带来的参数计算误差。较佳实施方式中, 第一次曲线拟合的方式采用多项式拟合。所述多项式拟合首先根据输入的数据计算出多项式拟合的系数 p , 然后根据计算出的系数 p 建立函数关系, 例如:

[0040] $f(x) = P(1) \times x^N + P(2) \times x^{N-1} + \dots + P(N) \times x + P(N+1)$, 其中 N 表示多项式函数的阶数。本实施方式中, 根据上述多项式函数进行第一次曲线拟合出的曲线是一条平滑的曲线。多项式阶数 N 由输入的造影图像的帧数决定, 当帧数大于 0 小于 100 时 $N = 4$, 当帧数大于 100 小于 400 时 $N = 8$, 当帧数大于 400 小于 800 时 $N = 16$, 当帧数大于 800 小于 1200 时 $N = 24$, 当帧数大于 1200 时 $N = 32$ 。

[0041] 替代实施方式中, 第一次曲线拟合模块 116 可以包括曲线平滑模块, 该曲线平滑模块对原始时间强度曲线的平滑处理可以采用中值滤波方式。具体地, 该中值滤波方式先计算原始时间强度曲线的方差, 然后根据方差的大小判断曲线平滑程度, 进而建立方差和中值滤波器点数选择的联动机制即方差大小决定了中值滤波需要选择的点数。较佳实施方式中, 平滑的点数范围是 3 ~ 15 个点。本实施方式中, 对原始时间强度曲线的平滑处理过程可以在寻找系统中造影图像时间强度曲线的最大值点之后进行, 也可以同时进行。

[0042] 其他替代实施方式中, 由于器官运动导致的曲线波动的频率都比造影剂强度变化要剧烈, 可以对除去异常或无效帧造影图像数据之后的时间强度曲线进行频谱分析, 然后采用 FIR 低通滤波方式与原始数据进行一次滤波处理。滤波处理可以滤除一些由于运动导致的曲线波动, 使曲线平滑, 便于参数计算和后续处理。

[0043] 第二次曲线拟合所需要的参数计算模块 117, 根据第一次曲线拟合计算出第二次曲线拟合所需参数。本实施方式中, 第二次曲线拟合所需参数包括: 造影剂到达时间 (Arrival time, AT)、造影剂峰值时间 (Time to peak, TTP)、造影剂峰值强度 (Peak intensity, PI)、造影剂灌注上升斜率、造影剂消退下降斜率、造影平均时间强度和 / 或造影剂到达之前的平均强度。

[0044] 预处理模块 118, 用于针对第二次曲线拟合函数的特性对上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数做一定限制, 用于确保第二次曲线拟合所需要参数的合理性, 确保第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常, 一实施方式中, 必须要保证造影剂开始显影之前的时间要小于造影剂到达峰值的时间; 如果大于或出现相等的情况, 第

二次曲线拟合的曲线和后续根据第二次曲线计算出来的量化参数将出现错误。

[0045] 第二次曲线拟合模块 119 根据上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数和可以选择的拟合模式进行第二次曲线拟合,对去除无效帧之后的造影图像数据进行最后的拟合并计算出造影量化参数,同时显示出来给用户参考。本实施方式中,该第二次曲线拟合步骤不同于第一次曲线拟合步骤,第二次曲线拟合步骤可以得出一条不同于第一次曲线拟合步骤形成的拟合曲线,且第二次曲线拟合步骤中该曲线的函数表达式是已知的。该第二次曲线拟合主要是用于显示及计算造影量化参数的曲线,该第二次曲线的拟合方式可以采用经验公式,例如:一实施方式中,造影剂团注射使用如下 Gamma 曲线拟合方式:

$$[0046] \quad SI(t) = A \times [\alpha ((t-AT)/TTP)^{\beta \times TTP} \times e^{\beta \times (t-AT/TTP)}] + BI$$

[0047] 其中 A 是造影剂峰值强度, β 是上升斜率;BI 是造影剂注入之前的基准强度,一实施方式中该基准强度使用造影剂到达之前的平均强度来代替;AT 是造影剂显影之前的时间;TTP 是造影剂到达峰值的时间; α 是拟合函数的校正因子。该校正因子和造影剂灌注上升斜率、造影剂消退下降斜率、AT 和 TTP 均有关系。

[0048] 替代实施方式中,除了造影剂团注拟合方式,上述可以选择的拟合模式还可包括造影爆破再灌注拟合方式、造影剂慢注射拟合方式、造影剂灌注评价血流量拟合方式和造影剂消退拟合方式。该些可以选择的拟合模式可以定义为拟合模式选择模块,并集成到超声造影成像分析系统 100 中,作为可选择配置的功能,进而使设计灵活简单。

[0049] 较佳实施方式中,造影量化参数可以包括:平均渡越时间 (Mean transmit time, MTT)、灌注曲线下面积 (Area wash in, AWI)、曲线下面积 (Area Wash out, AWO) 和曲线各点的斜率。请参阅图 5,图 5 包括了较佳实施方式第二次曲线拟合之后的时间强度曲线。可以看出,经过第二次曲线拟合之后的时间强度曲线更加直观,也更加有利于计算造影量化参数。

[0050] 本发明所称的模块是完成特定功能的程序段或者指令,比程序更适合于描述软件在该超声造影成像分析装置 10 中的执行过程。针对模块的相关描述可参照针对图 3 的说明。需要说明的是,该超声造影成像分析系统 100 的多个模块被储存在该存储器 13 中并被配置成由相应的处理器 11 来执行。

[0051] 如图 3 所示,是本发明超声造影成像分析方法的较佳实施方式的流程图。较佳实施方式中,该超声造影成像分析方法包括步骤 S101- 步骤 S109,下面分别对每个步骤进行详细说明。

[0052] 图像提供步骤 S101:提供超声造影图像。该超声造影图像可以是已经存储的造影过程的视频图像数据或实时采集的造影视频图像数据。该超声造影图像可以为视频图像数据中的一帧造影图像。该步骤由图像输入模块 111 执行,具体功能可参考上述图像输入模块 111 的描述。

[0053] 感兴趣区域选取步骤 S102:从上述超声造影图像中选取感兴趣区域。该步骤由感兴趣区域设定模块 112 执行,具体可参考上述关于感兴趣区域设定模块 112 的描述。根据需要,该超声造影成像分析方法还包括一可选择性开启或关闭的病灶追踪步骤 S103,该病灶追踪步骤 S103 能够保证病灶一直在感兴趣区域内,即感兴趣区域能跟踪病灶的运动。

[0054] 时间强度计算步骤 S104:计算区域内的每一帧超声造影的信号强度,建立原始时间强度曲线。该步骤的执行可以参考上述对时间强度曲线计算模块 113 的相关描述。

[0055] 无效数据去除步骤 S105 :除去明显的异常帧超声造影图像数据。该步骤的执行可以参考上述对无效数据去除模块 114 的功能描述。

[0056] 最大值计算步骤 S106 :寻找原始时间强度曲线的最大值点,并记录最大值时刻。该步骤由最大值计算模块 115 执行,具体可参考上述最大值计算模块 115 的相关描述。

[0057] 第一次曲线拟合步骤 106' :对原始时间强度曲线进行第一次曲线拟合。该步骤由第一次曲线拟合模块 116 执行,具体可参考上述第一次曲线拟合模块 116 的相关描述。替代实施方式中,该第一次曲线拟合步骤 S106' 与最大值计算步骤 S106 可以合并为一个步骤,并由一个统一的模块执行,例如第一次曲线拟合模块 116,此时可以省略该最大值计算模块 115。

[0058] 第二次曲线拟合所需要的参数计算 S107 :根据一次拟合的曲线计算第二次曲线拟合所需要的参数。具体可以参考上述对第二次曲线拟合所需要的参数计算模块 117 的相关描述。

[0059] 预处理步骤 S108 :对第二次曲线拟合所需要的参数做一定的限制,确保第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常。具体可以参考上述对预处理模块 118 的相关描述。

[0060] 第二次曲线拟合步骤 S109 :根据上述计算出的第二次曲线拟合所需要的参数和选择的拟合模式进行第二次曲线拟合,然后根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算出造影特征量化参数。具体可参考上述关于第二次曲线拟合模块 119 的描述。

[0061] 替代实施方式中,第二次曲线拟合步骤 109 还可进一步包括一显示步骤,用于显示第二次曲线拟合结果和造影特征量化参数。

[0062] 本发明超声造影成像分析方法及系统首先针对选定的感兴趣区域结合病灶追踪功能计算出原始时间强度曲线;然后去除原始时间强度曲线明显异常的最小值数据帧,获得造影图像数据变化相对缓和的数据集合;接着找到原始时间强度曲线的最大值后进行第一次曲线拟合或平滑,以获得稳定的时间强度曲线;最后计算出第二次曲线拟合需要的参数。本发明的超声造影成像分析方法及系统可以在最大程度上抑制探头细微移动和呼吸或心脏等规律运动造成的造影图像数据误差,计算的参数更为准确。由于发明的超声造影成像分析及系统包括一个预处理步骤,其可以对第二次曲线拟合所需要的参数做一定的限制,因此还可以保证第二次曲线拟合出的曲线不会出现数学上的错误或明显异常,因此可以提高超声造影图像曲线拟合的准确程度。造影特征量化参数本发明的超声造影成像分析方法及系统可以直接在软件中实现,不需要修改系统硬件,其作为系统的可选配置模块,使设计更加简单和灵活。

[0063] 综上所述,以上仅为本发明的较佳实施方式而已,并非用于限定本发明的保护范围。凡在本发明的精神和原则之内,所作的任何修改、等同替换、改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

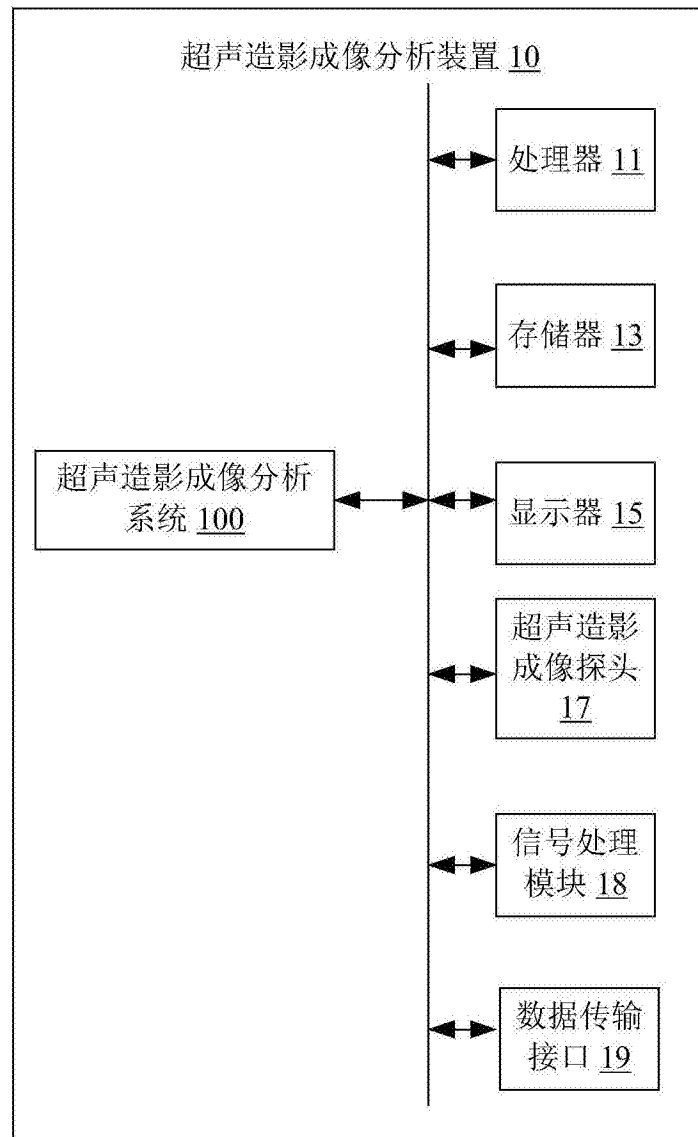


图 1

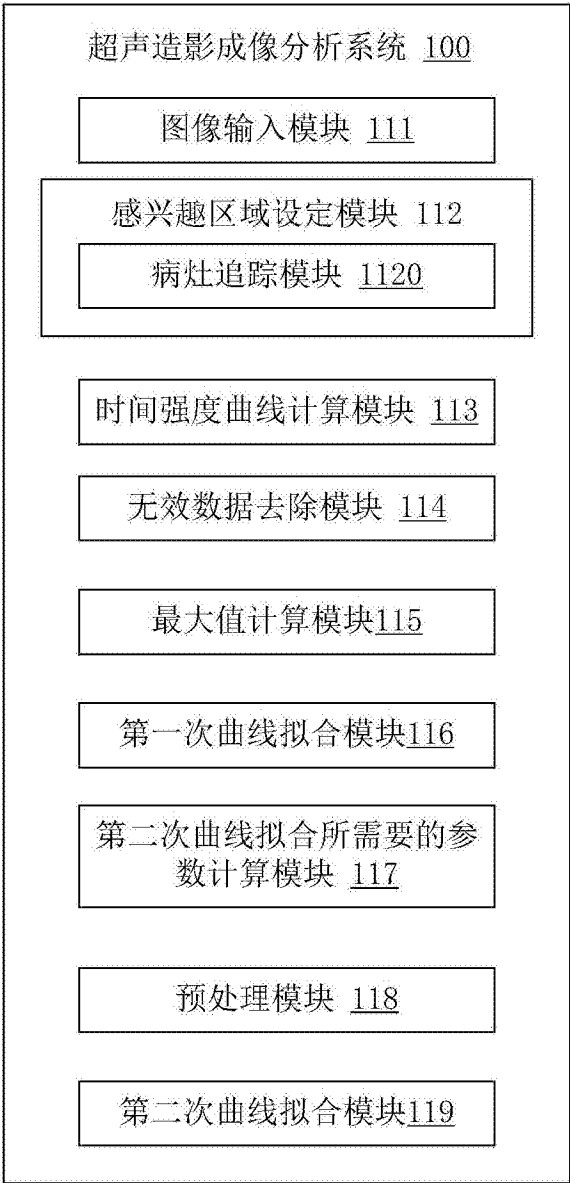


图 2

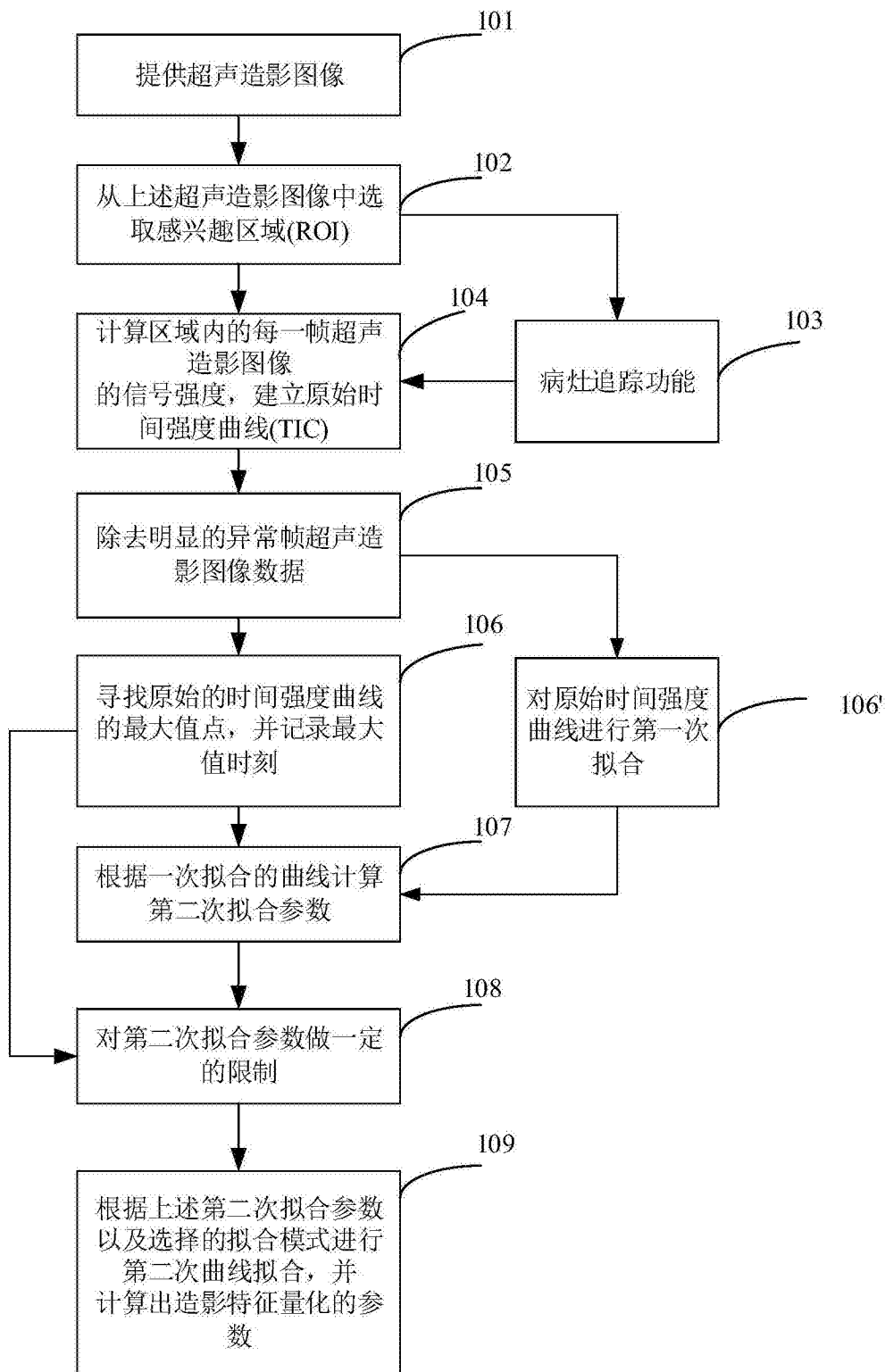


图 3

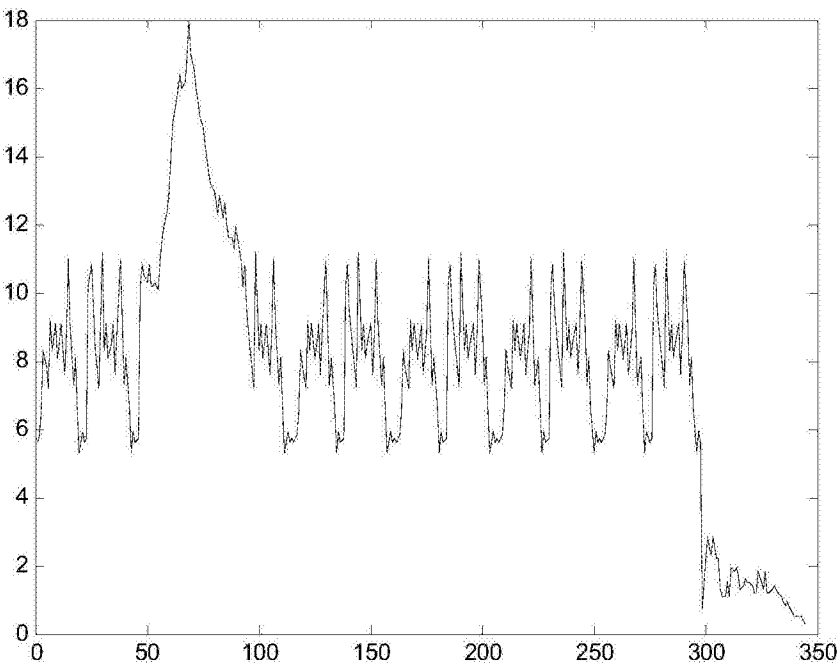


图 4

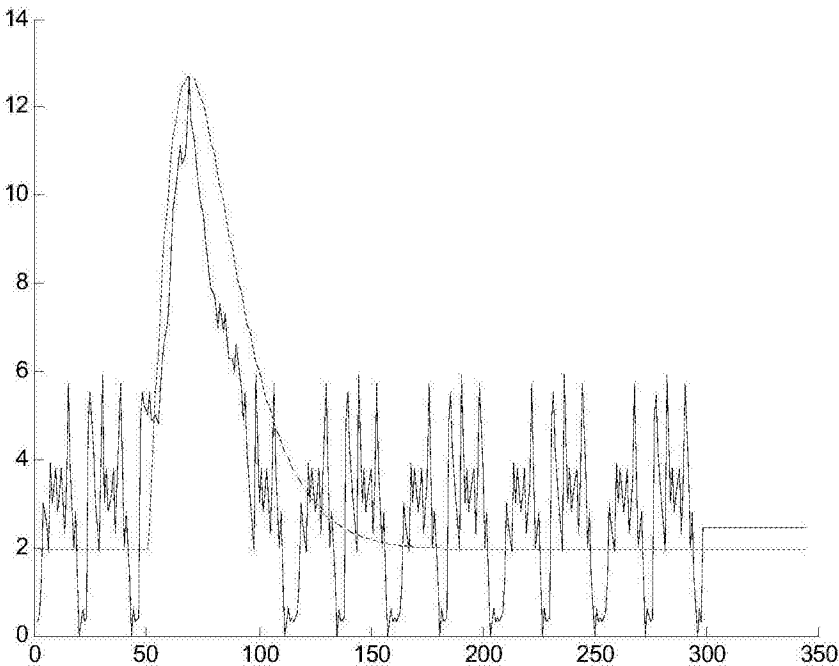


图 5

专利名称(译)	超声造影成像分析方法及系统		
公开(公告)号	CN105596026A	公开(公告)日	2016-05-25
申请号	CN201410258512.8	申请日	2014-06-11
[标]申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳开立生物医疗科技股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	SONOSCAPE MEDICAL CORP.		
[标]发明人	冯乃章 朱建武		
发明人	冯乃章 朱建武		
IPC分类号	A61B8/00 G06T11/00		
代理人(译)	朱民		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种超声造影成像分析方法，其包括：提供超声造影图像；从上述超声造影图像中选取感兴趣区域；计算每一帧造影图像感兴趣区域内的信号强度，建立原始时间强度曲线；对所建立的原始时间强度曲线(TIC)进行第一次曲线拟合，并计算第二次曲线拟合所需参数；以及根据上述计算出的第二次曲线拟合所需参数和可以选择的拟合模式进行第二次曲线拟合，然后根据第二次拟合得到的时间强度曲线计算出造影特征量化参数。对应上述方法，本发明还提供一种超声造影成像分析系统，该超声造影成像分析方法和系统可获得直观的时间强度曲线和合理的量化参数。

