



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 105105785 A

(43) 申请公布日 2015. 12. 02

(21) 申请号 201510439790. 8

(22) 申请日 2015. 07. 23

(71) 申请人 深圳开立生物医疗科技股份有限公司

地址 518051 广东省深圳市南山区玉泉路毅哲大厦 4、5、8、9、10 楼

(72) 发明人 黄柳倩 孙慧 刘旭江

(51) Int. Cl.

A61B 8/00(2006. 01)

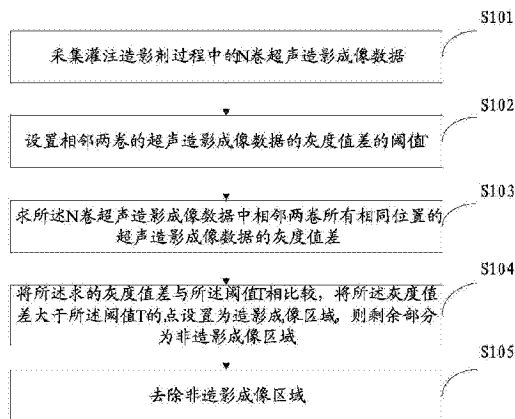
权利要求书1页 说明书5页 附图4页

(54) 发明名称

超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备

(57) 摘要

本发明提出一种超声造影成像非造影区域自动去除方法。所述方法包括：采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据，N ≥ 2；设置相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差阈值 T；求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差；将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较，将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域，通过求取 N 卷造影成像区域并集的补集来估计背景区域并将其去除。本发明还提供相应的装置及设备。采用本发明根据灌注造影剂过程中相同位置的相邻两卷数据的灰度值差估计背景区域，对超声图像每一卷数据去除背景区域，从而免去超声造影成像中，医生手动去除背景区域操作的麻烦。



1. 一种超声造影成像非造影区域自动去除方法,其特征在于,所述方法包括:
采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据, $N \geq 2$;
设置相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T ;
求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差;

将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域,则剩余部分为非造影成像区域;

去除非造影成像区域。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其特征在于,所述设置相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差阈值 T 之前还包括,对所述采集的超声造影成像数据进行降噪处理。

3. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述将所述求取的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域,则剩余部分为非造影成像区域包括:

将所述求取的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点作为造影区域点记录;

顺序遍历所述采集的 N 卷造影成像数据,每相邻两卷求出一个点集,直到最后一卷的有效点集被求取出来;

将所述有效点并集的补集设为非造影成像区域。

4. 根据权利要求 1 或 2 所述的方法,其特征在于,所述设置灰度值差阈值 T 的方法包括,统计造影剂灌注过程中相同采图位置的相邻两卷超声造影成像数据之间的平均灰度值差,将所述平均灰度值差作为当前阈值 T。

5. 一种超声造影成像非造影区域自动去除的装置,所述装置包括:

采集单元,用于采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据。

第一计算单元,用于相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T ;

第二计算单元,用于求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差;

第三计算单元,用于将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域,则剩余部分为非造影成像区域;

控制单元,用于去除非造影成像区域。

6. 根据权利要求 5 所述的装置,其特征在于,所述装置还包括第四计算单元,用于对所述采集的超声造影成像数据进行降噪处理。

7. 根据权利要求 5 或 6 所述的装置,其特征在于,所述第三计算单元包括:第一计算装置、第二计算装置;第三计算装置

所述第一计算装置,将所述求取的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点作为造影区域点记录;

所述第二计算装置,用于顺序遍历所述采集的 N 卷造影成像数据,每相邻两卷求出一个点集,直到最后一卷的有效点集被求取出来;

所述第三计算装置,用于将所述有效点并集的补集设为背景点区域。

8. 一种设备,其特征在于,所述设备包括如权利要求 5-7 任意一项所述的装置。

超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备

技术领域

[0001] 本发明涉及超声成像技术领域,具体的涉及超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备。

背景技术

[0002] 子宫输卵管超声造影四维成像,是使用马达驱动的容积探头,采集多卷(volume)造影容积数据,将造影剂在子宫、输卵管、盆腔中的流动、弥散过程用立体三维电影(四维)的方式呈现出来。医生根据这个过程中:造影剂的流动形态、造影剂在输卵管伞端溢出的形态及造影剂从输卵管伞端出来时,在盆腔内弥散的形态等情况,对患者的生理状况进行诊断。

[0003] 由于超声图像噪声、伪影及组织回波信号等影响,不能很好地观察造影剂灌注区域图像,盆底超声四维成像出图后,医生通常需要手动使用 4D 数据裁剪功能,来将无关区域(背景)去除。这需要对 4D 电影逐帧操作,十分费时。

发明内容

[0004] 为解决上述问题,本发明提出一种超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备。根据灌注造影剂过程中相同采图位置的相邻两卷数据的灰度值差估计背景区域,对超声图像每一卷数据去除背景区域,以达到自动去除造影成像中非造影剂灌注区域的目的,从而免去超声造影成像中,医生手动去除背景区域操作的麻烦,因此更有利于观察造影剂的弥散情况。

[0005] 本发明提供一种超声造影成像非造影区域自动去除方法,所述方法包括:

[0006] 一种超声造影成像非造影区域自动去除方法,其特征在于,所述方法包括:

[0007] 采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据, $N \geq 2$;

[0008] 设置相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T;

[0009] 求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差;

[0010] 将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域;

[0011] 去除非造影成像区域。

[0012] 本发明还提供一种超声造影成像非造影区域自动去除的装置,所述装置包括:

[0013] 一种超声造影成像非造影区域自动去除的装置,所述装置包括:

[0014] 采集单元,用于采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据。

[0015] 第一计算单元,用于相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T;

[0016] 第二计算单元,用于求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差;

[0017] 第三计算单元,用于将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差

大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域,则剩余部分为非造影成像区域;

[0018] 控制单元,用于去除非造影成像区域。

[0019] 本发明还提供一种设备,所述设备包括如上所述的装置。

[0020] 从以上技术方案可以看出,本发明实施例具有以下优点:

[0021] 由于根据灌注造影剂过程中相同采图位置的相邻两卷数据的灰度值差估计前景区域,对超声图像每一卷数据去除背景区域,以达到自动去除造影成像中非造影剂灌注区域的目的,从而免去超声造影成像中,医生手动去除背景区域操作的麻烦,因此更有利于观察造影剂的弥散情况。

附图说明

[0022] 图 1,为本发明一种实施例的超声造影四维成像非造影区域自动去除方法的整体流程示意图;

[0023] 图 2,为本发明另一种实施例的超声造影四维成像非造影区域自动去除方法的整体流程示意图;

[0024] 图 3,为本发明另一种实施例的超声造影四维成像非造影区域自动去除方法的部分流程示意图;

[0025] 图 4,为本发明另一种实施例的超声造影四维成像非造影区域自动去除装置的整体结构框图;

[0026] 图 5,为本发明另一种实施例的超声造影四维成像非造影区域自动去除装置的整体结构框图;

[0027] 图 6,为本发明另一种实施例的超声造影四维成像非造影区域自动去除装置的第三计算单元的结构框图。

具体实施方式

[0028] 本发明提出一种超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备。根据灌注造影剂过程中相同采图位置的相邻两卷造影成像数据的灰度值差估计前景区域,对超声图像每一卷数据去除背景区域,以达到自动去除造影成像中非造影剂灌注区域的目的,从而免去超声造影成像中,医生手动去除背景区域操作的麻烦,因此更有利于观察造影剂的弥散情况。

[0029] 下面将结合本发明中的说明书附图,对发明中的技术方案进行清楚、完整地描述,显然,所描述的实施例仅仅是本发明一部分实施例,而不是全部的实施例。基于本发明中的实施例,本领域普通技术人员在没有做出创造性劳动前提下所获得的所有其他实施例,都属于本发明保护的范围。

[0030] 需要说明的是,本发明适用于二维、四维等各种超声造影图像的非造影区域的自动去除。

[0031] 实施例一、

[0032] 如图 1 所示,为本发明具体实施例所述的一种超声造影成像非造影区域自动去除方法,具体包括如下步骤:

[0033] S101,采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据。

[0034] 通过探头采集同一部位造影剂灌注过程中的超声造影成像数据。

[0035] 探头超声换能器向目标组织发射超声信号,并接收回波信号。将回波信号转换为模拟电信号,最后通过 A/D 转换芯片,将模拟电信号转换为数字信号。这里的数字信号即为超声造影成像数据。

[0036] 探头每扫查一次,获得一卷超声造影数据,在造影剂灌注过程中,探头不断扫查,在同一位置获得 N 卷超声造影成像数据 (N 为 ≥ 2 的整数)。

[0037] S102,设置相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T。

[0038] 所述阈值 T 的设置方法可以包括:求平均值法、两卷数据的灰度值均方差、灰度直方图分析等。

[0039] S103,求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差。

[0040] 1. 假设 N 卷数据以 1,2,3,····,N 来编号;

[0041] 2. 取编号为 1,2 卷的数据,求出它们的平均灰度差,并将该灰度差设为当前阈值 T;

[0042] 3. 将编号 1,2 卷相同点坐标的灰度值相减,大于阈值 T 的设为有效区域,即造影区域。设当前记录的坐标点集为 S1;

[0043] 4. 再选取编号为 2,3 的数据,重复 2-3 步骤,这里注意的是步骤 2 也要重复进行,所以每次的阈值是不同的,设当前记录的坐标点集为 S2;

[0044] 5. 不断重复 2-4 步骤,直到 N 卷数据被遍历完。此时共记录了 N-1 个点集;

[0045] 6. 将这 N-1 个点集取并集,此时的并集即为造影区域;并集的补集为背景区域。

[0046] 7. 灰度值差大于阈值的一定是造影区域,因为造影剂流经的区域会有强反射;但灰度值差小于阈值的不一定是背景区域,而有可能是造影剂没有流到。所以才要每两卷数据进行判断,一直遍历 N 卷。

[0047] S104,将所述求取的所有灰度值差与阈值 T 相比较;将灰度值差大于阈值 T 的点设置为造影成像区域。

[0048] 另顺序选取相邻两卷超声造影数据,重复 S102, S103, S104 步骤求取造影成像区域,直到所述 N 卷超声造影成像数据被遍历选取。

[0049] S105,去除非造影成像区域。

[0050] 根据 S104 计算出来的造影成像区域(即前景区域),而剩余的部分即为背景区域,对超声成像数据的每一卷去除背景区域。至此超声图像中仅留下造影区域。

[0051] 综上所述,根据灌注造影剂过程中相同采图位置的相邻两卷数据的灰度值差估计背景区域,对超声图像每一卷数据去除背景区域,以达到自动去除造影成像中非造影剂灌注区域的目的,从而免去超声造影成像中,医生手动去除背景区域操作的麻烦,因此更有利于观察造影剂的弥散情况。

[0052] 进一步,如图 2 所示,所述设置相同位置的相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T 之前还包括对采集的超声数据进行降噪处理的方法。

[0053] 进行降噪处理的好处在于:有助于减少超声造影图像的斑点噪声,避免后期造影剂灌注区域的误判。

[0054] 所述降噪处理的方法可以包括:高斯滤波、各向异性滤波、均值滤波、双边滤波等。

所述各方法属于现有技术,在此不再赘述。

[0055] 进一步,如图3所示,所述步骤S104将所述求取的所有灰度值差与阈值T相比较;将灰度值差大于阈值T的点设置为造影成像区域,包括如下步骤:

[0056] S1041,将所述求取的灰度值差与所述阈值T相比较,若大于灰度值差阈值T,将该点作为有效点记录。

[0057] 用后一卷造影成像数据,减去前一卷造影成像数据对应位置点的灰度值,若大于阈值T,则将该点的位置记录下来。记当前卷造影成像数据被记录下的点集为ValidRegion_i,

[0058] ValidRegion_i = {point_{curVol}(i, j, k) ∈ Vol_{cur} | (point_{curVol}(i, j, k) - point_{preVol}(i, j, k)) > T}

[0059] point_{curVol}(i, j, k)为两卷数据中的后一卷坐标为(i, j, k)的点;point_{preVol}(i, j, k)为两卷数据中前一卷坐标为(i, j, k)的点,ValidRegion_i为根据上文方法判断出的造影剂灌注区域点集;

[0060] S1042,顺序遍历所述采集的N卷造影成像数据,每相邻两卷求出一个点集ValidRegion_i,直到最后一卷的有效点集ValidRegion_{n-1}被求取出来。

[0061] S1043,将所述有效点并集的补集设为非造影区域。

[0062] 设第2卷被记录的点集为ValidRegion₁,第3卷为ValidRegion₂,……,第n卷被记录的点集为ValidRegion_{n-1}。将背景点区域设为:

[0063] $BKRegion = \overline{\{point(i, j, k) \in ValidRegion_1 \cup ValidRegion_2 \cup \dots \cup ValidRegion_{n-1}\}}$

[0064] point(i, j, k)为所采集的超声图像坐标为(i, j, k)的点;ValidRegion为根据上文方法判断出的造影剂灌注区域点集;BKRegion为背景区域点集。

[0065] 即非造影区域为有效区域并集的补集;

[0066] 进一步,所述设置灰度值差阈值T的方法包括,统计造影剂灌注过程中相同位置各点相邻两卷超声造影数据之间的平均灰度值差,将该灰度值差作为阈值T,所述平均灰度差求取方法可以采用如下两个公式求取:

$$[0067] \quad T = \frac{|\sum_{i=1}^{frms} \sum_{j=1}^{rows} \sum_{k=1}^{cols} V_1(i, j, k) - \sum_{l=1}^{frms} \sum_{m=1}^{rows} \sum_{n=1}^{cols} V_2(l, m, n)|}{frms \cdot rows \cdot cols}$$

$$[0068] \quad T = \frac{\sum_{i=1}^{frms} \sum_{j=1}^{rows} \sum_{k=1}^{cols} |V_1(i, j, k) - V_2(l, m, n)|}{frms \cdot rows \cdot cols} \quad (\text{方法2})$$

[0069] 其中,V₁(i, j, k)为相邻两卷数据中的前一卷坐标为(i, j, k)点的灰度值;V₂(i, j, k)为相邻两卷数据中的后一卷数据坐标为(i, j, k)点的灰度值。frms为一卷数据中的总帧数,rows为一卷数据中单帧数据的行数;cols为一卷数据中单帧数据的列数。T为所求阈值,M为相邻两卷数据的平均灰度值。

[0070] 实施例二、

[0071] 如图 4 所示,本发明具体实施例还提供一种超声造影成像非造影区域自动去除的装置 300。所述装置包括:

[0072] 采集单元 301,用于采集灌注造影剂过程中的 N 卷超声造影成像数据。

[0073] 第一计算单元 302,用于相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差的阈值 T;

[0074] 第二计算单元 303,用于求所述 N 卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差;

[0075] 第三计算单元 304,用于将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点设置为造影成像区域,则剩余部分为非造影成像区域;

[0076] 控制单元 305,用于去除非造影成像区域。

[0077] 进一步,如图 5 所示,所述装置 400 还包括第四计算 406 单元,用于对采集的超声数据进行降噪处理。

[0078] 进一步,如图 6 所示,所述第三计算单元 304 包括:第一计算装置 3041、第二计算装置 3042、第三计算装置 3043。

[0079] 所述第一计算装置,用于将所述求的灰度值差与所述阈值 T 相比较,将所述灰度值差大于所述阈值 T 的点作为造影区域点记录;

[0080] 所述第二计算装置,用于顺序遍历所述采集的 N 卷造影成像数据,每相邻两卷求出一个点集,直到最后一卷的有效点集被求取出来;

[0081] 所述第三计算装置,用于将所述有效点并集的补集设为背景点区域。

[0082] 所述各装置的工作过程参见实施例一,在此不再赘述。

[0083] 实施例三、

[0084] 为本发明实施例所述的一种设备,所述设备为超声设备,所述超声设备包括如任意实施例二所述的装置,所述装置参见具体实施例二,在此不再赘述。

[0085] 以上对本发明所提供的一种超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备进行了详细介绍,对于本领域的一般技术人员,依据本发明实施例的思想,在具体实施方式及应用范围上均会有改变之处,因此,本说明书内容不应理解为对本发明的限制。

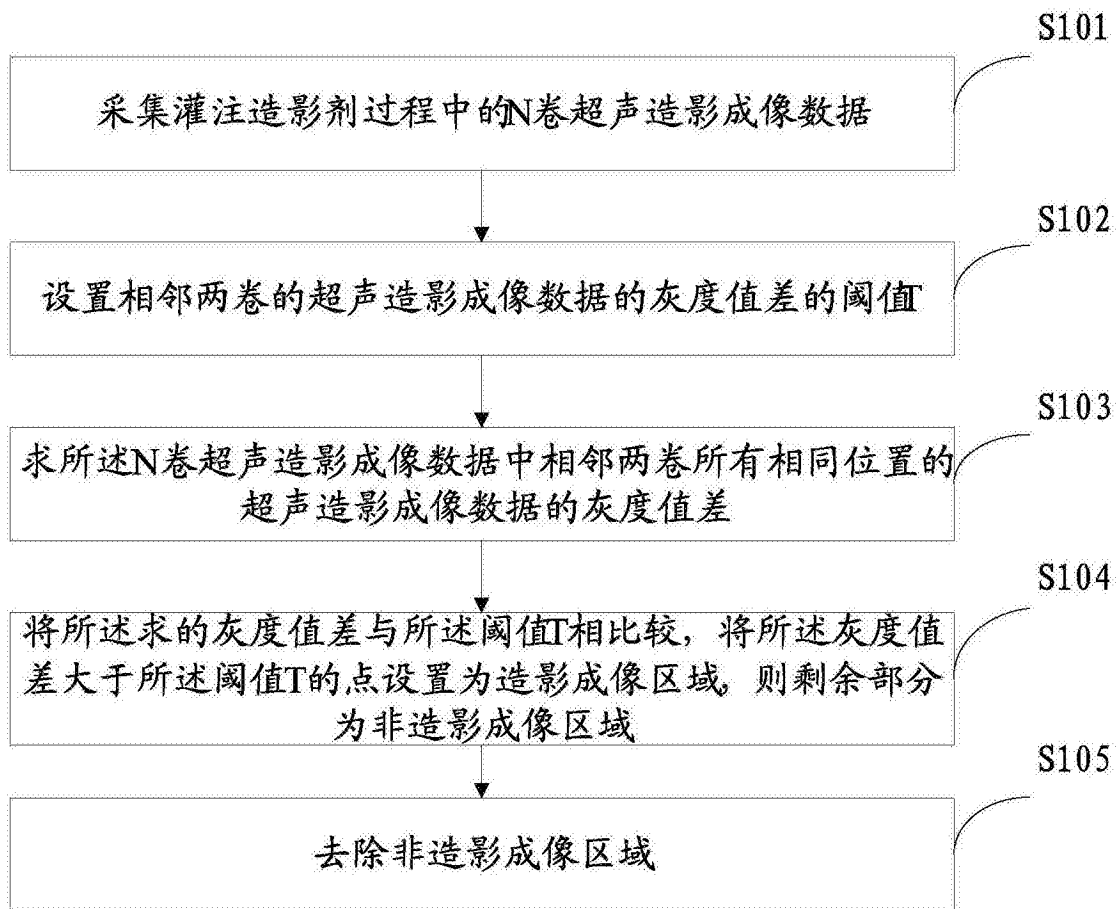


图 1

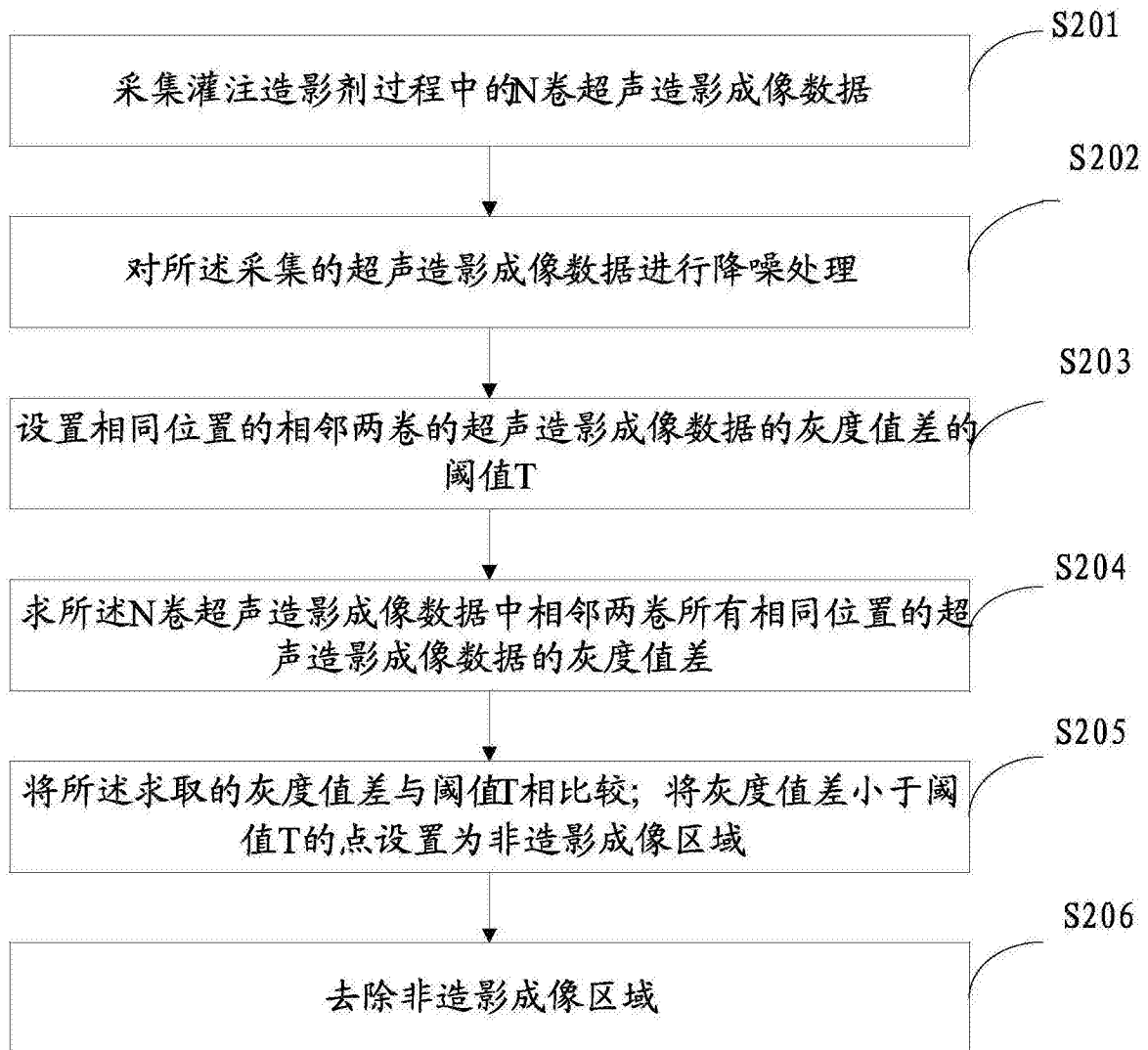


图 2

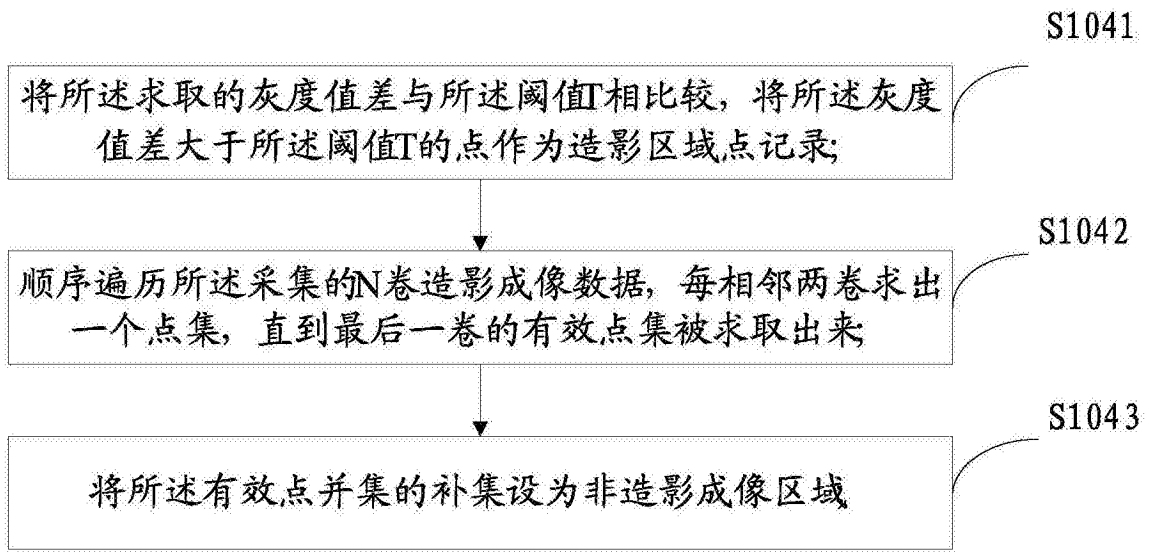


图 3



图 4



图 5

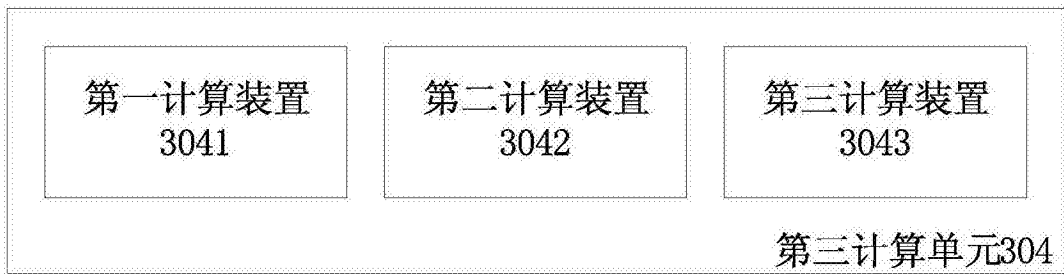


图 6

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | 超声造影成像非造影区域自动去除方法、装置及设备 | | |
| 公开(公告)号 | CN105105785A | 公开(公告)日 | 2015-12-02 |
| 申请号 | CN201510439790.8 | 申请日 | 2015-07-23 |
| [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) | 深圳开立生物医疗科技股份有限公司 | | |
| [标]发明人 | 黄柳倩 孙慧 刘旭江 | | |
| 发明人 | 黄柳倩 孙慧 刘旭江 | | |
| IPC分类号 | A61B8/00 | | |
| 外部链接 | Espacenet SIPO | | |

摘要(译)

本发明提出一种超声造影成像非造影区域自动去除方法。所述方法包括：采集灌注造影剂过程中的N卷超声造影成像数据， $N \geq 2$ ；设置相邻两卷的超声造影成像数据的灰度值差阈值T；求所述N卷超声造影成像数据中相邻两卷所有相同位置的超声造影成像数据的灰度值差；将所述求的灰度值差与所述阈值T相比较，将所述灰度值差大于所述阈值T的点设置为造影成像区域，通过求取N卷造影成像区域并集的补集来估计背景区域并将其去除。本发明还提供相应的装置及设备。采用本发明根据灌注造影剂过程中相同位置的相邻两卷数据的灰度值差估计背景区域，对超声图像每一卷数据去除背景区域，从而免去超声造影成像中，医生手动去除背景区域操作的麻烦。

