



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102188262 A

(43) 申请公布日 2011. 09. 21

(21) 申请号 201010128276. X

(22) 申请日 2010. 03. 16

(71) 申请人 深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司

地址 518057 广东省深圳市南山区高新技术产业园科技南十二路迈瑞大厦

(72) 发明人 邹耀贤 胡勤军 姚斌

(74) 专利代理机构 深圳市君胜知识产权代理事务所 44268

代理人 杨宏

(51) Int. Cl.

A61B 8/06 (2006. 01)

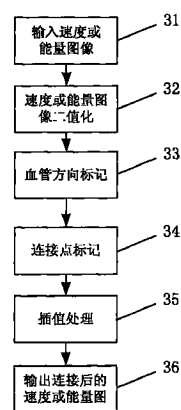
权利要求书 3 页 说明书 9 页 附图 4 页

(54) 发明名称

一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置及其超声系统

(57) 摘要

本发明公开了一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置及其超声系统。所述方法通过：A、获取血流图像；B、计算血流图像中血流区域的边界点的血管方向；C、依据血流区域的边界点的血管方向，搜索血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点；D、在血流图像中计算血流连接点的值，以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值；将本应连接在一起但却断开的血流及优先权连接起来，从而改善了血流图像的视觉效果，提高了超声系统彩色血流的灵敏度。



1. 一种改善超声彩色血流灵敏度的方法,包括步骤:

A、获取血流图像,所述血流图像中包括血流区域和背景区域;

B、计算所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向;

C、依据所述血流区域的边界点的血管方向,搜索所述血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点;

D、在所述血流图像中计算所述血流连接点的值,以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值,获得连接后的血流图像。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤A还包括:

二值化步骤:将所述血流图像二值化,获得所述血流图像的二值图,所述二值图中包括血流区域和背景区域;

其中,所述步骤B、C中,以所述二值图为处理对象,在所述二值图中计算血流区域的边界点的血管方向并搜索血流连接点。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其特征在于:所述步骤B包括:

B11、计算所述血流区域中的点在各方向上的连接长度;

B12、根据所述血流区域中的点的各个方向的连接长度确定此点的血管方向;

B13、对所述血流区域中的点的血管方向进行方向平滑处理;

B14、提取所述血流区域的边界。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于:所述步骤B12包括:选择最大连接长度所在的方向为该点的血管方向。

5. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于:所述步骤B12包括:计算所述血流区域中的点的各方向上的连接长度中最大连接长度与最小连接长度之比;当所述最大连接长度与最小连接长度之比大于预定的长度阈值时,选择最大连接长度所在的方向为该点的血管方向,否则将该点设置为无方向。

6. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于:所述步骤B13包括:以所述血流区域中的点为被平滑点,在该被平滑点周围选取一邻域,统计所述邻域内在每个血管方向上,血管方向为此方向的属于血流区域的点的点数,选择其中点数最多的血管方向作为该被平滑点的血管方向。

7. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤B包括:

B21、提取所述血流区域的边界;

B22、计算所述血流区域的每个边界点在各方向上的连接长度;

B23、根据所述各个方向的连接长度确定所述边界点的血管方向。

8. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于:所述步骤B23包括:选择最大连接长度所在的方向为该边界点的血管方向。

9. 根据权利要求7所述的方法,其特征在于:所述步骤B23包括:计算所述血流区域的边界点的各方向上的连接长度中最大连接长度与最小连接长度之比;当所述最大连接长度与最小连接长度之比大于预定的长度阈值时,选择最大连接长度所在的方向为该边界点的血管方向,否则将该边界点设置为无明显血管方向。

10. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于:所述步骤C包括:

C1、由所述血流区域的边界点,沿此边界点处血管方向往背景区域一侧搜寻,在预定距

离内搜索相邻的另一血流区域的边界点；

C2、当所述血流区域的边界点与另一血流区域的边界点之间符合连接条件时，以搜索路径上的点为血流连接点，以所述血流区域的边界点的血管方向为所述血流连接点的连接方向；

其中，所述连接条件包括：所述血流区域的边界点与另一血流区域的边界点的血管方向一致，或所述另一血流区域的边界点为无明显血管方向。

11. 根据权利要求 10 所述的方法，其特征在于：所述连接条件还包括：所述血流区域的边界点与另一血流区域的边界点之间无连接关系。

12. 根据权利要求 10 或 11 所述的方法，其特征在于：

所述血流图像为血流速度图像；

所述连接条件还包括：所述血流区域的边界点的速度与另一血流区域的边界点的速度是同号。

13. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于：所述步骤 D 包括：在所述血流图像中，在所述血流连接点的连接方向上选取一邻域，计算该邻域内属于血流区域的点的值的平均值，作为该血流连接点的值。

14. 根据权利要求 13 所述的方法，其特征在于：

所述血流图像为血流速度图像；

所述步骤 D 中计算该邻域内属于血流区域的点的值的平均值包括：分别计算所述邻域内属于血流区域的点的正速度的平均值和负速度的平均值，选择绝对值最大的平均值为所述该邻域内属于血流区域的点的值的平均值。

15. 根据权利要求 1 所述的方法，其特征在于：所述步骤 D 包括：在所述血流图像中，在所述血流连接点的连接方向上选取一邻域，用插值方法计算所述血流连接点的值。

16. 一种改善超声彩色血流灵敏度的装置，其特征在于：包括顺序连接的血流图像获取模块、第一血管方向标记模块、血流连接点标记模块及计算模块；其中

所述血流图像获取模块用于获取血流图像，所述血流图像中包括血流区域和背景区域；

所述第一血管方向标记模块用于计算所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向；

所述血流连接点标记模块用于依据所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向，搜索所述血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点；

所述计算模块用于在所述血流图像中计算所述血流连接点的值，以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值，获得连接后的血流图像。

17. 根据权利要求 16 所述的装置，其特征在于：

所述血流图像获取模块还包括二值化子模块，用于将所述血流图像二值化，获得所述血流图像的二值图，所述二值图中包括血流区域和背景区域；

所述第一血管方向标记模块和血流连接点标记模块中，以所述二值图为处理对象，在所述二值图中计算血流区域的边界点的血管方向并搜索血流连接点。

18. 根据权利要求 16 或 17 所述的装置，其特征在于：所述第一血管方向标记模块包括顺序连接的第一方向计算模块、方向平滑处理模块以及边界提取模块；其中

所述第一方向计算模块用于计算所述血流区域中的点在各方向上的连接长度,并根据所述血流区域中的点的各方向上的连接长度确定所述血流区域中的点的血管方向;

所述方向平滑处理模块用于对所述血流区域中的点的血管方向进行方向平滑处理;

所述边界提取模块用于提取所述血流区域的边界。

19. 根据权利要求 16 或 17 所述的装置,其特征在于:

所述第一血管方向标记模块包括边界提取模块及第二方向计算模块,其中所述边界提取模块用于提取所述血流区域的边界,所述第二方向计算模块用于计算所述血流区域的每个边界点在各方向上的连接长度,并根据所述各个方向的连接长度确定所述边界点的血管方向。

20. 一种医用彩色超声成像系统,其特征在于:包括权利要求 16 至 19 任意一项所述的改善超声彩色血流灵敏度的装置。

一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置及其超声系统

技术领域

[0001] 本发明涉及医学超声系统中图像增强技术领域,尤其涉及一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置,以及利用该方法和装置的医用彩色超声成像系统。

背景技术

[0002] 超声仪器一般用于医生观察人体的内部组织结构,医生将操作探头放在人体部位对应的皮肤表面,可以得到该部位的超声图像。超声由于其安全、方便、无损、廉价等特点,已经成为医生诊断的主要辅助手段。图 1 为通常的彩超系统框图,探头发射脉冲信号进入人体,经人体的组织、血流和运动脏器反射后,被超声探头接收,通过 RF 处理电路的放大、模数转换、波束合成后,形成射频 RF 信号。RF 信号一方面经过 B 信号处理形成人体组织的黑白图像,另一方面通过彩色血流处理通道形成和人体血流运动参数相关的速度图像或能量图像,经过黑白 B 图像和彩色 C 图像的融合、坐标变换 (DSC)、优先权估计,BC 混合,最后送到显示器上进行显示。

[0003] 彩色血流成像是医用彩超的最独特和最重要的功能,它通过多普勒效应来检测人体内存在的血流和估计人体血流的动力学参数。但在实际的超声仪器中,由于超声波信号的衰减和信号处理的精度等问题,经常出现一些细小的血管被分成几段,很难完整显示,这种问题通常被称为血流灵敏度差。血流灵敏度问题在肾脏血流上表现得尤为突出,肾脏血流的结构比较复杂,但很多机器对肾脏末端的血流 (医学上称为第四级血流) 往往无法显示或显示不全,人体本身完整的细小血管可能被分成了几小段,甚至以一些散点的形式呈现在用户面前,使用户有可能认为是噪声,但事实上,这些散点往往是某根血管的一部分,只是因为超声成像系统血流灵敏度差,造成无法再现血管本身的形态。

[0004] 血流灵敏度已经成为衡量机器档次的参考标准之一,通常,可以通过更改和完善超声发射和接收、波束合成及信号处理环节来达到提高灵敏度的目的,但以该方法使灵敏度得到改善的同时,对硬件的要求也相应增加,从而增加了机器的硬件成本。

发明内容

[0005] 本发明的目的在于:提供一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置,该方法和装置通过对图像的处理改善血流图像的视觉效果,提高超声彩色血流灵敏度。

[0006] 为了实现上述目的,本发明一个实施例中采用如下技术方案:

[0007] 一种改善超声彩色血流灵敏度的方法,包括以下步骤:

[0008] A、获取血流图像,所述血流图像中包括血流区域和背景区域;

[0009] B、计算所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向;

[0010] C、依据所述血流区域的边界点的血管方向,搜索所述血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点;

[0011] D、在所述血流图像中计算所述血流连接点的值,以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值,获得连接后的血流图像。

[0012] 基于上述方法,本发明一个实施例中,还提供了一种改善超声彩色血流灵敏度的装置,其特征在于:包括顺序连接的血流图像获取模块、第一血管方向标记模块、血流连接点标记模块及计算模块;其中

[0013] 所述血流图像获取模块用于获取血流图像,所述血流图像中包括血流区域和背景区域;

[0014] 所述第一血管方向标记模块用于计算所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向;

[0015] 所述血流连接点标记模块用于依据所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向,搜索所述血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点;

[0016] 所述计算模块用于在所述血流图像中计算所述血流连接点的值,以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值,获得连接后的血流图像。。

[0017] 本发明一个实施例中,还提供了一种包括上述改善超声彩色血流灵敏度的装置的医用彩色超声成像系统。

[0018] 本发明的有益效果:本发明实施例中,通过标记血流图像中血流区域的边界血管方向,搜寻并标记两相邻血流区域之间的血流连接点,并为血流连接点赋值的图像处理方法,将本应连接在一起但却断开的血流连接起来,从而改善了血流图像的视觉效果,提高了超声系统彩色血流的灵敏度。

附图说明

[0019] 图 1 为现有彩超系统框图;

[0020] 图 2 为本发明一个实施例的彩超系统框图;

[0021] 图 3 为本发明一个实施例的改善超声彩色血流灵敏度的方法流程图;

[0022] 图 4 为本发明一个实施例的血管方向标记示意图;

[0023] 图 5 为本发明一个实施例的连接点标记示意图;

[0024] 图 6 为本发明一个实施例的速度或能量插值示意图;

[0025] 图 7a 和图 7b 为本发明一个实施例的血管连接效果图;

[0026] 图 8 为本发明一个实施例的改善超声彩色血流灵敏度的装置的框图;

[0027] 图 9 为本发明一个实施例中处理优先权图像的流程图。

具体实施方式

[0028] 下面结合附图对本发明的具体实施方式做进一步详细说明:

[0029] 本发明的一种彩超系统如图 2 所示,与现有技术不同的是,在位于 DSC 之前的自相关模块与帧相关模块之间增加一改善超声彩色血流灵敏度的装置,或在 DSC 之后的优先权估计模块与 BC 混合模块之间增加一改善超声彩色血流灵敏度的装置,或同时在自相关模块与帧相关模块之间以及在优先权估计模块与 BC 混合模块之间增加改善超声彩色血流灵敏度的装置。

[0030] 改善超声彩色血流灵敏度的方法或装置处理的图像可以是获取的与人体血流运动参数相关的速度图像或能量图像,也可以是速度或能量图像二值化后得到的二值图,或者优先权估计模块得到的优先权二值图。当然,也可以是其它可以反映人体血流运动参数

的图像。本文中统称这些图像为“血流图像”。本发明的改善超声彩色血流灵敏度的方法或装置将本应连在一起但却因信号衰减和信号处理过程中的一些操作使得机器显示断开的血流重新连接起来,获得血流能够完整显示的图像,因此改善血流图像的视觉效果。

[0031] 彩超系统中有 C 模式和 Power 模式两种模式, C 模式和 Power 模式反应的是不同的血流动力学参数,在 C 模式下,显示的是血流的速度,速度有正有负,取值范围为 -128 到 127,速度为正表示血流朝向探头运动,为负表示血流背离探头运动,在 Power 模式下,显示的是血流的能量,不分正负,取值范围为 0 到 255。本发明的血流连接系统在 C 模式和 Power 模式下均生效,在 C 模式下,本发明的改善超声彩色血流灵敏度的方法或装置将对速度图像进行连接,在 Power 模式下,将对能量图像进行连接。当然,也可以直接对速度图像或能量图像的二值图或优先权估计模块得到的优先权二值图进行连接。

[0032] 图 3 为本发明一个实施例中改善超声彩色血流灵敏度的方法的流程图,其方法包括以下步骤:

[0033] 步骤 31、首先获取输入到血流连接子系统的速度或能量图像,在 C 模式下,血流连接系统将对速度图像进行连接,获取速度图像;在 Power 模式下,血流连接系统将对能量图像进行连接,获取能量图像;

[0034] 步骤 32、然后对速度或能量图像进行二值化,得到表征血流区域的速度 / 能量二值图像,其中包括血流区域和背景区域;

[0035] 步骤 33、依据速度 / 能量二值图像对血流区域的边界各点进行血管方向标记;

[0036] 步骤 34、再根据血管方向搜寻相邻血流区域之间的血流连接点,并进行血流连接点标记;

[0037] 步骤 35、在血流图像中计算得到血流连接点的速度或能量,用计算出来的速度或能量值替换血流连接点的原始的值,达到将同一方向邻近但断开的血流重新连接起来的目的,获得连接后的速度或能量图像;

[0038] 步骤 36、最后输出连接后的速度或能量图像,作为 C 信号处理的下一个环节的输入。

[0039] 步骤 32 对速度或能量图像进行二值化的目的是为了区分图像中哪些地方是血流区域,哪些地方是背景区域(非血流区域),如果速度或能量的绝对值过小,一般认为是背景区域,从而获取血管的轮廓。因此对速度或能量图像进行二值化具体可以采用取阈值的方法,将速度或能量绝对值小于某个阈值的点设置为 0,其它点设置为 1。即,二值图像中为 1 的点表示该处是血流区域,0 为背景区域。当然也可以通过优先权估计进行二值化,进行较严格的血流区域和背景区域的区分,优先权估计后值为 1 的点表示血流区域,否则为背景区域,优先权估计进行二值化的方法与图 1 所示现有彩超系统中 DSC 后的优先权估计方法一样,在此不再赘述。

[0040] 步骤 33 所述的血管方向标记,其目的是找出各个血管在空间上的方向,该方向要能反应出血管的大致走向。系统可以根据自身的精度要求规定进行几个方向的标记,可以设置两个方向,即水平方向和垂直方向;也可以设置 4 个方向,即水平方向、45° 方向、90° 方向和 135° 方向;如果实际系统需要,甚至可以设置 8 个方向,即水平方向、22.5° 方向、45° 方向、67.5° 方向、90° 方向、112.5° 方向、135° 方向和 157.5° 方向。另外,有些血流的方向并不是很明确,因而可以增加一个方向,用于标记无明显方向的点。本发明以 4 方向

为例,分别用 1、2、3、4、5 表示 0° 方向、 45° 方向、 90° 方向、 135° 方向及无明显方向的点,用 $\text{Dir}(i, j)$ 表示点 (i, j) 处的方向。由于血管方向只需要反应血管的大致走向,可以根据实际需求构造出多种血管方向标记算法,本发明采用如下方法作为一个实施例,主要执行以下步骤:

[0041] 步骤 3311、统计速度 / 能量二值图像中每个值为 1 的点在各个方向上的连接长度。

[0042] 如图 4 所示,假设该图为一幅二值图像,黑色点处的值为 1,对于值为 1 并标有“★”的点,水平方向上有 3 个点相连(包括标有“★”的点,下同), 45° 方向上有 7 个点相连, 90° 方向上有 3 个点相连, 135° 方向有 1 个点相连。水平方向和垂直方向的连接长度等于连接点的个数, 45° 和 135° 方向上的连接长度为连接点个数的 $\sqrt{2}$ 倍。例如,图 4 中标有“★”的点在水平方向、 45° 方向、 90° 方向及 135° 方向的连接长度分别为 3、 $7\sqrt{2}$ 、3、 $\sqrt{2}$ 。

[0043] 步骤 3312、根据各个方向的连接长度计算各点的方向。

[0044] 计算出各个方向中最大连接长度(本发明称其为长轴)和最小连接长度(本发明称其为短轴),如果长轴 / 短轴 $<$ 长度阈值 θ ,说明该点长轴和短轴长度差异不大,不大好确定方向,将该点的方向设置为无方向,即 $\text{Dir}(i, j) = 5$,否则,选择长轴所在的方向为该点的方向。如图 4 中标有“★”点的长轴 $= 7\sqrt{2}$,短轴 $= \sqrt{2}$,如果设长度阈值 $\theta = 2$,则该点的方向为 45° ,即 $\text{Dir}(i, j) = 2$ 。

[0045] 步骤 3313、方向平滑。

[0046] 速度 / 能量二值图像中所有值为 1 点的方向计算完后,对于速度 / 能量二值图像中所有值为 1 的点进行方向平滑处理,即,通过统计被平滑点 $[r \times w]$ 邻域内各个血管方向上,血管方向为此方向的属于血流区域(即值为 1)的点的点数,选择点数最多的方向作为该被平滑点的方向,从而使血管的方向更趋于一致,达到方向平滑的目的。平滑可以一定程度上避开噪声、二值图像孔洞的影响及使得边界点的方向更加合理、可靠,例如,图 4 箭头所指的被平滑点按步骤 B12 计算得到的方向为 90° 方向,但在此处显然 45° 方向更加符合该支血管的整体走向,因为周围的其它点大都是 45° 方向。事实上,在后续步骤 C 和 D 所述的血管连接算法中,只需要用到速度 / 能量二值图像边界点的方向,之所以把速度 / 能量二值图像为 1 的点的方向都标记出来,是为了标记后能对各点计算出的血管方向进行方向平滑,经过方向平滑后边界点的方向将会更加合理。如图 4 箭头所指的点,如果不平滑将被标记成 90° 方向,但平滑后将被标记成 45° 方向,从血管的整体走向来看,显然 45° 方向更加合理。而对于其它点,方向平滑不会改变结果,比如一个点及其邻域内的点都为 45° 方向,平滑后肯定也还是 45° 。

[0047] 步骤 3314、提取所述速度 / 能量二值图像中血流区域的边界,将边界点标记为 1,其余点标记为 0。可以使用一些边界描绘子进行二值图像边界点的提取,因属于现有技术,提取过程在此不再赘述。

[0048] 由于考虑到方向平滑处理因此需标记所有值为 1 的点的方向,这种血管方向标记方法效果好,但时间复杂度高,因此,在精度要求低于时间复杂度要求的前提下,也可通过第二个实施例的如下步骤标记二值图像边界各点血管方向,从而降低时间复杂度,节省计算时间。

[0049] 步骤 3321、提取速度 / 能量二值图像中血流区域的边界点,与步骤 3314 方法相同;

[0050] 步骤 3322、统计速度 / 能量二值图像中血流区域的每个边界点在各个方向上的连接长度,该步骤与 3311 相同;

[0051] 步骤 3323、根据各个方向的连接长度计算各边界点的方向,其方法与步骤 3312 相同。

[0052] 速度 / 能量二值图像的血流区域的边界各点血管方向标记完成后,进入到速度或能量图连接阶段。速度或能量图像连接的目的是将同一方向邻近但断开的两部分血流连接起来。事实上,同一方向上在空间上邻近但断开的两部分血流本身往往是连在一起的,只是由于信号衰减和信号处理过程中的一些操作使得机器显示的血流是断开的。步骤 C 和 D 为血流连接算法,在实际中可以根据具体实现的需要设计不同的连接算法,本发明以其中一种血流连接方法为实施例,该方法依据所述速度 / 能量二值图中血流区域的边界点的血管方向,搜寻并标记相邻两血流区域之间的血流连接点,然后在原来的速度或能量图像中计算得到所述血流连接点的速度或能量值,并用计算出的值替换血流连接点的原来的值,达到将同一方向邻近但断开的血流重新连接起来的目的。主要包括如下步骤:

[0053] 步骤 34、标记血流连接点。

[0054] 对于速度 / 能量二值图中血流区域的每个边界点,沿该点处血管的方向往背景一侧(二值图像中值为 0 的一侧)搜索 L 步,L 步为预定距离。假设表征血管主枝的血流区域为第一血流区域,如果 L 步内能搜索到设为第二血流区域的血管分枝血流区域的边界点,并且满足以下连接条件:1、第二血流区域的边界点标记的血管方向与第一血流区域的边界点血管方向一致,或者第二血流区域的边界点标记为 5(无明显方向),2、第二血流区域的边界点与第一血流区域的边界点无连接关系(即在二值图像中这两点之间无路径相连),则将该搜索路径上的点被标记为血流连接点,并将该边界点的方向标记为连接方向。参数 L 用于控制需要连接的两块血流区域的最大距离,根据实际要连接的距离设定,但 L 的选取要适中,如果 L 过小,则连接上去的血流会很少,如果过大,可以将同一方向上距离较远的血流连接起来,但这样做存在一定风险,因为空间上距离较远的血流可能本身就是无关联的。

[0055] 图 5 为血流连接点标记示意图,对于该图中标有“★”的为第一血流区域的边界点,箭头所指的方向为搜索方向(45° 方向),按照上述标记算法,从边界点“★”点出发按 45° 方向往背景一侧搜索,搜索到第 2 步时搜索到第二血流区域的边界点“△”,且边界点“△”的方向也为 45°,如果预先设置的搜索最大步长 L 大于 2,点 a、b、c 将被标记成血流连接点。

[0056] 在上述的连接条件中,条件 2“搜索到的第二血流区域的边界点和第一血流区域的边界点无连接关系”是为了限制只连接两块完全断开的血流。如果将该条件去掉,会将同一血管内凹的部分也连接起来,可以达到平滑边界的目的,但也可能带来诊断风险,因为,有些病变区域的血流本身就是呈内凹状,而这些内凹的部分是不应该连接上的。但是在实际操作上,可以根据不同检验部位的具体情况来决定是否需要连接条件 2。

[0057] 值得注意的是,在 C 模式下显示的是血流的速度,由于要连接的是速度,而速度有正负之分,正负速度所代表的意义不同,正向速度表示血流朝向探头运动,负向速度表示血流背离探头运动,因而在 C 模式下要增加一个连接条件 3:当前血流区域的边界点的速度和搜索到的血流区域的边界点的速度必须是同号,才将该搜索路径上的点标记为血流连接

点。这样可以避免连接不同意义的血流。当然,若在 C 模式下选择能量图像进行二值化,在 Power 模式下选择速度图像进行二值化,再对二值图像进行血管方向标记时,则应在 Power 模式下要增加该连接条件。因此连接条件 3 为:当以血流速度图作为处理对象,即步骤 31 获取的是血流速度图像时,第二血流区域的边界点的速度与第一血流区域的边界点的速度必须是同号。

[0058] 步骤 35、计算得到连接点的速度或能量。

[0059] 对于某一血流连接点,以该血流连接点为中心,在连接方向上选取 $[r \times w]$ 邻域 ($w > L$),在速度或能量图像中计算该邻域内二值图像标记为 1 的点(表示血流区域的血流点)的速度或能量平均值,将该平均值作为该血流连接点的速度或能量值。需要说明的是,如果血流连接点的连接方向是 45° 或 135° ,则邻域也应该是倾斜的。图 6 为一速度或能量图像插值示意图,标有“★”的点为血流连接点(要插值的点),连接方向为水平方向,加粗的黑实线框所经过的点为 $[3 \times 5]$ 的邻域,在速度或能量图像中计算该邻域内黑色点的速度或能量值的平均值,并将该平均值作为标有“★”的血流连接点的速度或能量值。计算完成后,就完成了血流的连接。对于非连接点,速度或能量值不作改变,输入的速度或能量值即为输出的速度或能量值。

[0060] 当然,也可以用插值的方法计算血流连接点的值,比如线性插值法或其它非线性插值法等。插值计算方法为常用的计算方法,此处不再赘述。

[0061] 对于速度,同样由于有正负之分,在计算血流连接点邻域内血流区域的速度或能量的平均值时,可以分别计算邻域内正速度的平均值和负速度的平均值,然后选择绝对值最大的平均值作为邻域内血流区域的速度或能量的平均值。

[0062] 图 7 为血流连接效果图,图 7a 为连接前示意图,图 7b 为连接后示意图。图中的数字表示该处血管的方向,1、2、3、4、5 分别表示水平方向、 45° 方向、 90° 方向、 135° 方向和无明显方向,f 为血管主枝,a, b, c, d, e 分别为 5 支小的血流,连接前它们和主枝 f 都是断开的。从图中的方向标记可以看出, b, d 和主枝 f 的方向相同,且在空间上靠得很近,因而可以将 b, d 和 f 连接起来;a 的方向标记为 5,即表示该分支无明显的方向,可认为和任意方向的血管都可以相连,因而也可以和主枝 f 连接起来;c, e 两块血流和 f 中邻近部位的血流方向不一致,因而不需要进行连接。连接后的血流如图 7b 所示,虚线处为连接上去的血流,可以看出,连接后的血流能够更加完整显示,灵敏度得到改善,视觉效果有明显改善。

[0063] 前述实施例中,包括了对血流图像进行二值化的步骤。这里的二值化步骤的主要目的是区分血流图像中的血流区域和背景区域,对血流区域和背景区域分别赋值 1 和 0,以方便后续的计算处理。然而,本发明另一实施例中,也可以不对血流图像做二值化,而直接对血流图像进行处理,只要在血流图像中区分出血流区域和背景区域即可。

[0064] 例如,可以设置阈值,将血流图像中其值的绝对值小于此阈值的点标记为背景区域点,其值的绝对值大于或等于此阈值的点标记为血流区域点。后续处理方法与前述实施例中类似,计算血流区域边界点的血管方向,并搜索相邻血流区域之间的血流连接点,然后在血流图像中计算这些血流连接点的值,用计算出来的值替换血流连接点的原始的值,即可将相邻的血流区域连接起来,得到连接后的血流图像。其中的计算血管方向、搜索血流连接点、计算血流连接点的值等的方法与前述实施例类似,此处不再赘述。当然,也可以用其它的方法来区分血流图像的血流区域和背景区域,而限于这里的用阈值的方法来区分,

只要能够将血流图像区分为血流区域和背景区域即可。

[0065] 前述实施例中,输入进行处理的也可以直接是已经二值化的图像,这样也不需要二值化步骤,而直接处理二值图像。如前所述,本文中统称输入的包含人体血流信息的图像(包括此输入的二值图像)为血流图像。

[0066] 例如,彩超系统在 DSC 环节后,由于噪声、组织闪烁等因素的印象,一般会根据当前点的速度、能量、方差等做优先权估计,决定该点是显示彩色(C 模式显示速度,Power 模式显示能量)还是显示 B 图,如果显示彩色,则该点的优先权为 1,否则为 0。优先权图是一幅二值图像,值为 1 的点表示需要显示彩色,值为 0 的点表示需要显示 B 图。优先权估计一般都是通过每点各自的速度、能量等的信息估计得到,很少考虑邻近点的关系,因而也会出现完整血管被断开的情况,需要进行连接。本发明一个实施例中,改善超声血流灵敏度的方法也可以用来对此优先权二值图进行处理。这里,我们仍然可以统一称此优先权二值图为“血流图像”。其中优先权为 1 的点仍然称为“血流区域”,为 0 的点仍然称为“背景区域”(当然,反之亦可,根据实际情况而定)。

[0067] 图 9 为本发明一个实施例中改善超声彩色血流灵敏度的方法处理优先权图的流程图,其方法与前述各实施例的方法类似,包括以下步骤:

[0068] 步骤 91、首先获取经优先权估计得到的优先权二值图;

[0069] 步骤 92、标记优先权二值图血流区域边界各点的血管方向;

[0070] 步骤 93、根据优先权二值图中血流区域边界各点的血管方向搜寻与另一血流区域之间符合连接条件的优先权连接点,并进行优先权连接点标记;

[0071] 步骤 94、根据优先权连接点修改优先权,达到将位于同一方向邻近但断开的优先权连接起来的目的,得到连接后的优先权二值图;

[0072] 步骤 95、输出连接后的优先权二值图。连接后的优先权二值图将本应连在一起但却断开的血管连接起来,从而改善了血流图像的视觉效果,提高了超声系统彩色血流的灵敏度。

[0073] 所述步骤 93 中的连接条件与前述实施例中的连接条件类似,即:条件 1、血流区域的边界点标记的血管方向与另一血流区域的边界点的血管方向一致,或者另一血流区域的边界点标记为 5(无明显方向)。条件 2、血流区域的边界点与另一血流区域的边界点无连接关系。条件 3、在以血流速度作为血流动力学参数的模式下,血流区域的边界点的速度与另一血流区域的边界点的速度同号。

[0074] 步骤 92 所述的优先权图的方向标记算法和前述步骤 33 所述的血管方向标记算法基本一致,也可以采用两种算法实现,只是不需要由速度或能量二值化的过程,因为优先权图本身就是二值图像。

[0075] 第一种优先权图的方向标记算法步骤为:

[0076] 1、统计优先权二值图像中每个值为 1 的点在各个方向上的连接长度,具体方法参照步骤 3311;

[0077] 2、根据各个方向的连接长度计算各点的方向,具体处理方法参照步骤 3312;

[0078] 3、方向平滑,具体处理方法参照步骤 3313;对于优先权二值图像中所有值为 1 的点进行方向平滑处理,即,通过统计被平滑点 $[r \times w]$ 邻域内各个方向的点数,选择点数最多的方向作为该被平滑点的方向;

[0079] 4、提取优先权二值图像中血流区域的边界点,具体处理方法参照 3314。

[0080] 第一种优先权图的方向标记算法由于对每个值为 1 点进行方向平滑处理采用了方向平滑处理步骤,对不符合整体血管走向的点进行方向纠正,因此连接效果更优异。

[0081] 第二种优先权图的方向标记算法步骤为:

[0082] 1、提取优先权二值图像中血流区域的边界点;

[0083] 2、统计每个边界点在各个方向上的连接长度;

[0084] 3、根据各个方向的连接长度计算各边界点的方向。

[0085] 第二种优先权图的方向标记算法由于仅计算优先权二值图像边界点的方向,因此降低了时间复杂度,节省计算时间。

[0086] 步骤 94 加 95 所述的优先权连接算法与前述步骤 34 加 35 所述的血管连接算法也基本一致,优先权连接算法步骤为:

[0087] 1、搜寻和标记优先权连接点,其方法和血管连接算法中步骤 34 所述的血流连接点标记方法一致;

[0088] 2、将优先权二值图像中标记的所有优先权连接点的值设置为 1,得到连接后的优先权图。

[0089] 本发明一个实施例中,实现本发明的方法的改善超声彩色血流灵敏度的装置如图 8 所示,包括顺序连接的血流图像获取模块 81、第一血管方向标记模块 82、血流连接点标记模块 83 及计算模块 84。血流图像获取模块 81 用于用于获取血流图像,所述血流图像中包括血流区域和背景区域;第一血管方向标记模块 82 用于计算所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向;血流连接点标记模块 83 用于依据所述血流图像中血流区域的边界点的血管方向,搜索所述血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点;计算模块 84 用于在所述血流图像中计算所述血流连接点的值,以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值,获得连接后的血流图像。

[0090] 血流图像获取模块 81 还可以包括二值化子模块,用于将所述血流图像二值化,获得所述血流图像的二值图,所述二值图中包括血流区域和背景区域;在这种情况下,第一血管方向标记模块 82 和血流连接点标记模块 83 中,以所述二值图为处理对象,在所述二值图中计算血流区域的边界点的血管方向并搜索血流连接点。

[0091] 第一血管方向标记模块 82 有两种结构方式,第一种结构方式对应于血管方向标记方法的第一个实施例。第一血管方向标记模块包括顺序连接的第一方向计算模块、方向平滑处理模块以及边界提取模块;第一方向计算模块用于计算血流图像中表征血流区域各血流点(例如,速度/能量二值图上设置为 1 的点)在各方向上的连接长度,并根据各方向上的连接长度确定该点的血管方向,即以长轴所在的方向为该点的方向,或在长轴/短轴<长度阈值 θ 时将该点的方向设置为无方向;方向平滑处理模块用于对每个血流点进行方向平滑处理,纠正不符合血管整体走向的血流点的血管方向,具体的说,该模块用于统计血流点(例如,速度/能量二值图上值为 1 的点)邻域内每个血管方向上,在各血管方向上的血流点的点数,并以点数最多的方向作为该点的血管方向;边界提取模块用于提取血流区域的边界。

[0092] 第一血管方向标记模块 82 的第二种结构方式对应于血管方向标记方法的第二个实施例,包括边界提取模块和第二方向计算模块,边界提取模块用于提取血流图像(例如,

速度 / 能量二值图像) 中血流区域的边界, 第二方向计算模块用于计算血流区域的各边界点在各方向上的连接长度, 并根据各方向上的连接长度确定该点的血管方向, 同样以连接长度最长 (即数量最多的长轴) 的方向标记该点的血管方向, 或在长轴 / 短轴 < 长度阈值 θ 时将该点的方向设置为无方向。

[0093] 本实施例的改善超声彩色血流灵敏度的装置可以设置在彩超系统的自相关模块与帧相关模块之间, 也可以设置在帧相关模块与空间平滑模块之间, 或者优先权估计模块和 BC 混合模块之间。

[0094] 本发明上述各实施例的方法及装置通过标记血流区域的边界点的血管方向, 搜寻并标记两相邻血流区域之间的血流连接点, 并为血流连接点赋值, 从图像增强的角度将本应连接在一起但却断开的血流重新连接起来, 从而改善了血流图像的视觉效果, 提高了超声系统彩色血流的灵敏度。

[0095] 按照本发明实施例的改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置, 可以通过硬件、软件、固件、或者其组合实现在超声成像系统中, 从而使得超声成像系统可以采用按照本发明实施例的改善超声彩色血流灵敏度的方法, 或者包括按照本发明实施例的改善超声彩色血流灵敏度的装置。按照本发明的上述教导, 这种实现对于本领域普通技术人员来说是显而易见的, 在此不做详细描述。

[0096] 以上通过具体的实施例对本发明进行了说明, 但本发明并不限于这些具体的实施例。本领域技术人员应该明白, 还可以对本发明做各种修改、等同替换、变化等等, 这些变换只要未背离本发明的精神, 都应在本发明的保护范围之内。此外, 以上多处所述的“一个实施例”或“另一实施例”等表示不同的实施例, 当然也可以将其全部或部分结合在一个实施例中。

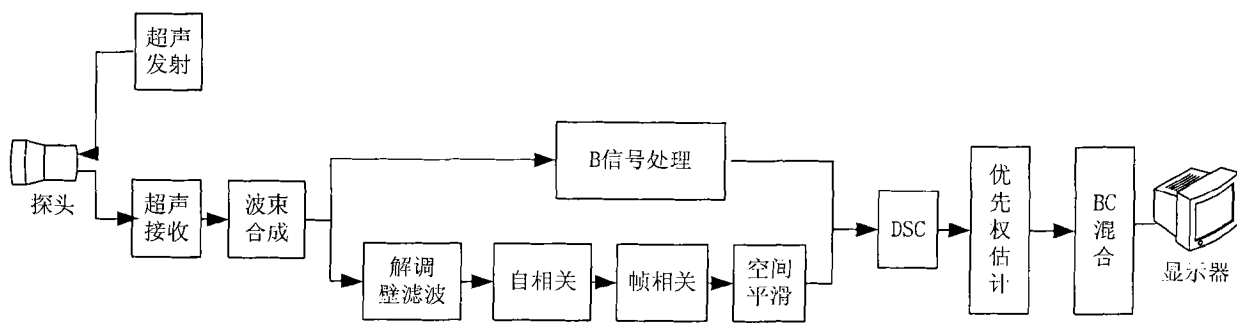


图 1

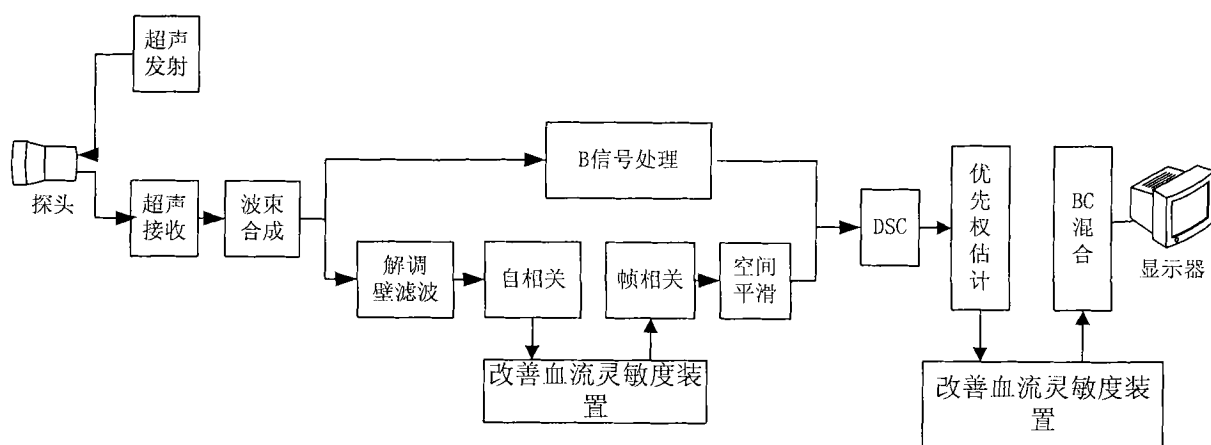


图 2

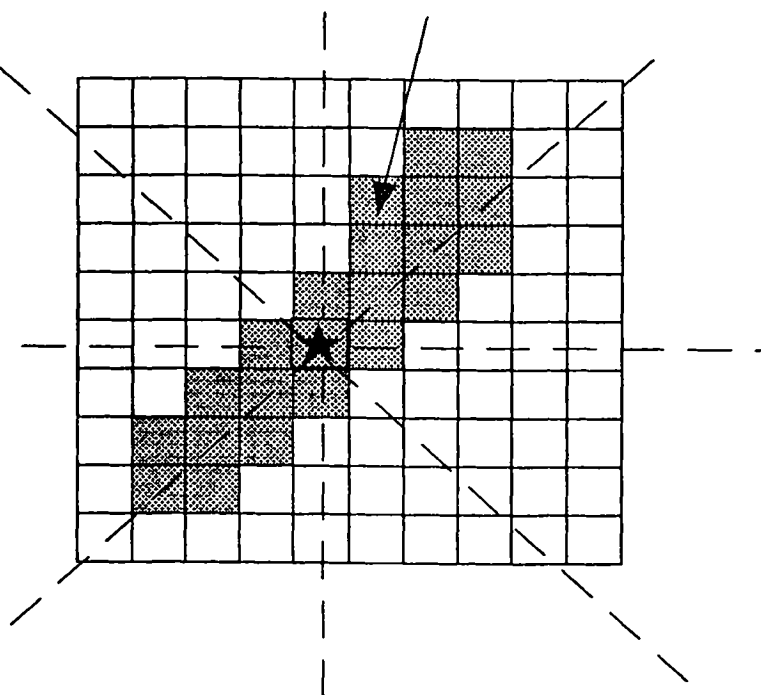
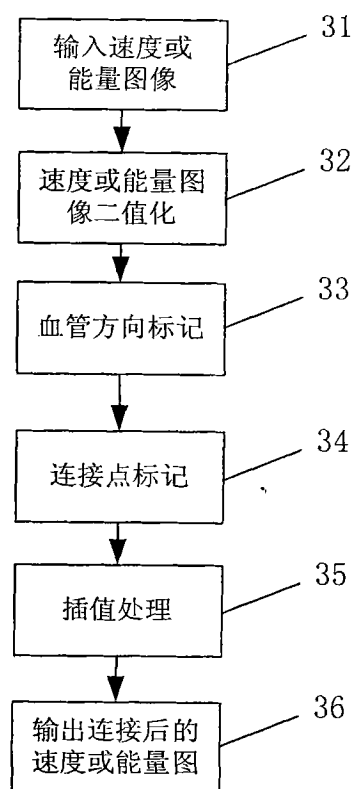


图 4

图 3

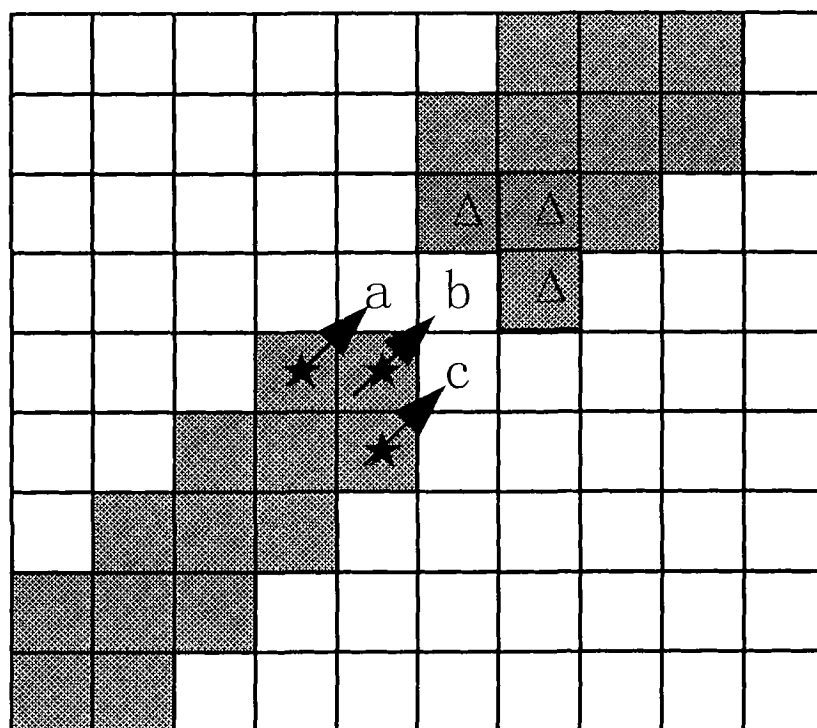


图 5

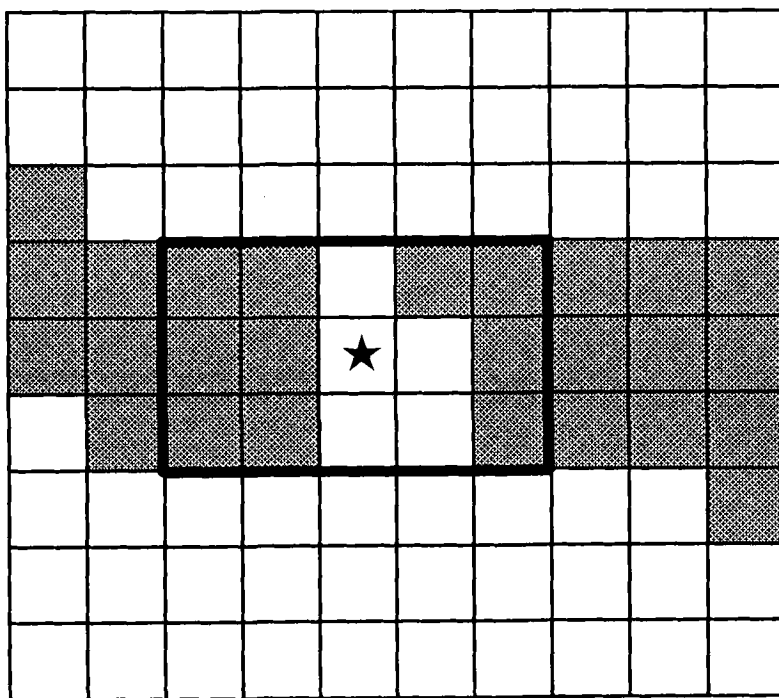


图 6

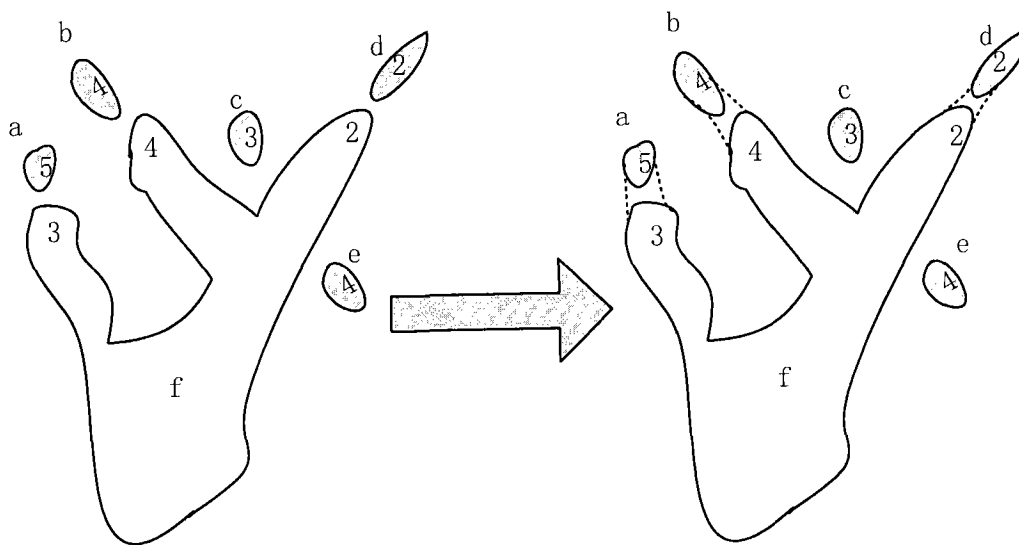


图 7a

图 7b

图 7a 图 7b

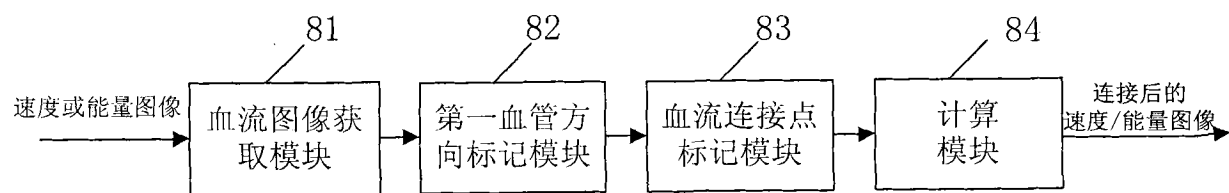


图 8

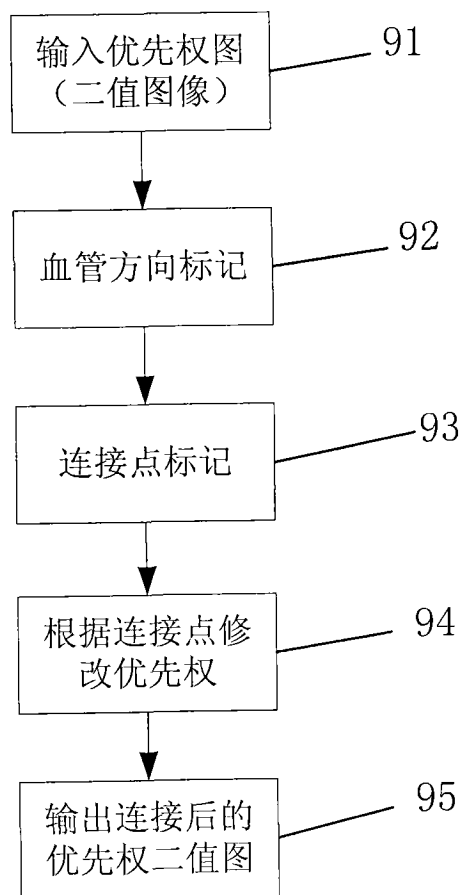


图 9

专利名称(译)	一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置及其超声系统		
公开(公告)号	CN102188262A	公开(公告)日	2011-09-21
申请号	CN201010128276.X	申请日	2010-03-16
[标]申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	深圳迈瑞生物医疗电子股份有限公司		
[标]发明人	邹耀贤 胡勤军 姚斌		
发明人	邹耀贤 胡勤军 姚斌		
IPC分类号	A61B8/06		
代理人(译)	杨宏		
其他公开文献	CN102188262B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种改善超声彩色血流灵敏度的方法和装置及其超声系统。所述方法通过：A、获取血流图像；B、计算血流图像中血流区域的边界点的血管方向；C、依据血流区域的边界点的血管方向，搜索血流图像中相邻血流区域之间的血流连接点；D、在血流图像中计算血流连接点的值，以计算出的值替换所述血流连接点的原始的值；将本应连接在一起但却断开的血流及优先权连接起来，从而改善了血流图像的视觉效果，提高了超声系统彩色血流的灵敏度。

