



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110477955 A
(43)申请公布日 2019. 11. 22

(21)申请号 201910779768.6

(22)申请日 2019.08.22

(71)申请人 电子科技大学
地址 611731 四川省成都市高新区(西区)
西源大道2006号

(72)发明人 陈林 张康 刘磊 李沁阳
王权泳 吴哲

(74)专利代理机构 成都正华专利代理事务所
(普通合伙) 51229
代理人 陈选中

(51)Int.Cl.
A61B 8/08(2006.01)

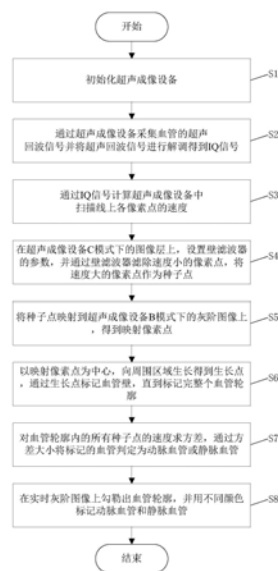
权利要求书2页 说明书6页 附图2页

(54)发明名称

一种基于IQ数据的血管自动识别方法

(57)摘要

本发明公开了一种基于IQ数据的血管自动识别方法。本发明基于超声回波的IQ数据,通过便携式超声成像设备,提供给用户一种在B模式上简单快捷的识别并标记动静脉血管的方法。通过本发明,可以使超声图像经验不足的医师仍能够通过超声设备,在最简单直观的B模式下,迅捷准确地找到血管,同时,也提高了静脉血管穿刺的准确率,降低了对医师血管静脉穿刺的经验要求。



1. 一种基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,包括以下步骤:

S1、初始化超声成像设备;

S2、通过超声成像设备采集血管的超声回波信号并将超声回波信号进行解调得到IQ信号;

S3、通过IQ信号计算超声成像设备中扫描线上各像素点的速度;

S4、在超声成像设备C模式下的图像层上,设置壁滤波器的参数,并通过壁滤波器滤除速度小的像素点,将速度大的像素点作为种子点;

S5、将种子点映射到超声成像设备B模式下的灰阶图像上,得到映射像素点;

S6、以映射像素点为中心,向周围区域生长得到生长点,通过生长点标记血管壁,直到标记完整个血管轮廓;

S7、对血管轮廓内的所有种子点的速度求方差,通过方差大小将标记的血管判定为动脉血管或静脉血管;

S8、在实时灰阶图像上勾勒出血管轮廓,并用不同颜色标记动脉血管和静脉血管。

2. 根据权利要求1所述的基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,所述步骤S1中初始化超声成像设备具体为:设置超声成像设备中扫描线的数量以及设置每条扫描线上的分组长度。

3. 根据权利要求1所述的基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,所述步骤S2中IQ信号的获取方法为:通过正交解调器将采集到的超声回波信号进行解调,得到IQ两个通道的信号,对IQ两个通道的信号作低通滤波处理,输出IQ信号的同相分量和正交分量。

4. 根据权利要求1所述的基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,所述步骤S3中像素点的速度的计算公式为:

$$v = \frac{\bar{f} * c}{2 * f_0 * \cos \theta}$$

上式中,v为像素点的速度, \bar{f} 为像素点的平均频率,c为超声传播速度, f_0 为超声发射频率, θ 为超声入射角度;

其中,像素点的平均频率 \bar{f} 的计算公式为:

$$\bar{f} = \frac{1}{2\pi T_{PRF}} \arctan \left[\frac{\sum_{n=1}^N I(n)Q(n-1) - Q(n)I(n-1)}{\sum_{n=1}^N I(n)I(n-1) + Q(n)Q(n-1)} \right]$$

上式中, T_{PRF} 为脉冲重复时间, $n=1,2,3 \cdots N$,N为每条扫描线上回波信号个数,I(n)为第n条扫描线的I数据,Q(n)为第n条扫描线的Q数据。

5. 根据权利要求1所述的基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,所述步骤S6中标记血管壁的具体方法为:当生长点的灰度值高于阈值时,将该生长点标记为属于血管壁的点。

6. 根据权利要求1所述的基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,所述步骤S7中方差的计算公式为:

$$s^2 = \frac{(\bar{v}_1 - M)^2 + (\bar{v}_2 - M)^2 + (\bar{v}_3 - M)^2 + \dots + (\bar{v}_k - M)^2}{k}$$

上式中, s^2 为方差, \bar{v}_k 为血管中第 k 组种子点的平均速度, M 为 k 组种子点速度的均值。

7. 根据权利要求6所述的基于IQ数据的血管自动识别方法, 其特征在于, 所述种子点的平均速度的计算公式为:

$$\bar{v}_i = \frac{\sum_{n=1}^X v_{in}}{N} \quad (i=1, 2, 3 \dots k)$$

上式中, \bar{v}_i 为血管中第 i 组种子点的平均速度, $n=1, 2, 3 \dots N$, N 为每条扫描线上回波信号个数, X 为种子点的总个数, v_{in} 为第 i 组种子点中第 n 个点的速度。

8. 根据权利要求6所述的基于IQ数据的血管自动识别方法, 其特征在于, 所述种子点速度的均值的计算公式为:

$$M = \frac{\bar{v}_1 + \bar{v}_2 + \bar{v}_3 + \dots + \bar{v}_k}{k}$$

上式中, M 为 k 组种子点速度的均值。

9. 根据权利要求1所述的基于IQ数据的血管自动识别方法, 其特征在于, 所述步骤S8中标记动脉血管和静脉血管的具体方法为: 将位于动脉血管边界上的像素点标记为红色, 将位于静脉血管边界上的像素点标记为蓝色。

一种基于IQ数据的血管自动识别方法

技术领域

[0001] 本发明涉及医学影像技术领域,具体涉及一种基于IQ数据的血管自动识别方法。

背景技术

[0002] 超声成像的应用领域十分广泛,超声检查成为所有医学影像学检查方法中最常用的方法之一,就是得益于其无创,方便的特点。随着超声技术的进步,越来越清晰的成像效果以及越来越丰富的成像模式将会大大提高超声检查的应用范围和场景。

[0003] B模式作为超声设备最简单直观的成像模式,能够在二维灰阶图像上呈现出某位置的生理结构的截面图,被许多医生用于观察患者体内病灶部位,如心血管成像、腹部成像等。用超声观察血管也是一种常见的临床操作,在B模式下血管呈现低回声,在B模式下血管呈现为亮度较低的圆形、椭圆形、管状或相近形状的黑色区域,但是人体内低回声结构很多,没有超声图像经验的用户是很难在B模式下直接判断出血管的。

[0004] 在临床上,经常需要通过超声设备来观察血管的位置,尤其是在动静脉穿刺过程中,如何准确的判断血管的位置将决定了穿刺的成功率。传统的血管识别方法主要靠医生的肉眼观察和经验判断,但对于经验不足的医生、护士,或是对于血管难以识别的患者,如何较准确的找到血管就成了令人们头疼的问题。

[0005] 彩色多普勒模式(又称C模式)是超声设备另一种常用的成像模式,选择需要彩色成像的区域,超声设备就会采集该区域中快速运动区域的信息,如血流信息,并且检测其运动的速率与方向,以彩色显示在所选择的区域中,在提取血流信息的过程中,调节系统中血流相关的参数,如壁滤波器、彩色增益等,就可以判断出血管的位置以及血管中血流的方向,速率,流量等信息。

[0006] 常规的彩色模式中,假设B模式总共有L条扫描线,在B模式的基础上启用C模式,选择一块感兴趣区域(ROI),在这个区域上扫描线数量为n,每条扫描线上发射的超声信号次数(packet size)为m,根据设备要求以及成像质量的要求,可以增加或者减少packet size的值,每条扫描线上都可以得到超声回波信号,对回波信号进行正交解调之后得到IQ两路信号,分别在扫描线上的每个点,用IQ数据进行计算,可得到对应点处的频率或者说是运动速度,将该值对应到色标条上,就可以显示出彩色血流。

[0007] 当然,彩色多普勒模式也不是能直接解决所有问题的万能模式,随着感兴趣区域(ROI)的拉伸,数据量有所增加,信号处理的时间也有所增加,这就导致了彩色多普勒模式的帧频会有所下降,图像连贯性有所下降。另一个方面,彩色多普勒成像模式是直接覆盖在B模式上的,只有所选区域同时具有彩色模式成像,未选择的区域仍然是B模式的成像效果。由于其覆盖的效果,观察者能观察到血管血流的方向、快慢等部分血流信息,但是却又不能直观的从B模式下观察覆盖部分的生理解剖结构。

[0008] 随着超声的普及,以及移动医疗的普及,微型化、便携式的超声设备已经应用于各大医院,从临床的诊断到病人恢复期间的检查,都能见到超声设备的身影。但是除了超声科室专门做超声检查的医生,其他使用超声设备的医护人员其实对于超声设备的了解是很少

的。

发明内容

[0009] 针对现有技术中的上述不足,本发明提供的一种基于IQ数据的血管自动识别方法解决了动静脉血管不容易识别的问题。

[0010] 为了达到上述发明目的,本发明采用的技术方案为:一种基于IQ数据的血管自动识别方法,包括以下步骤:

[0011] S1、初始化超声成像设备;

[0012] S2、通过超声成像设备采集血管的超声回波信号并将超声回波信号进行解调得到IQ信号;

[0013] S3、通过IQ信号计算超声成像设备中扫描线上各像素点的速度;

[0014] S4、在超声成像设备C模式下的图像层上,设置壁滤波器的参数,并通过壁滤波器滤除速度小的像素点,将速度大的像素点作为种子点;

[0015] S5、将种子点映射到超声成像设备B模式下的灰阶图像上,得到映射像素点;

[0016] S6、以映射像素点为中心,向周围区域生长得到生长点,通过生长点标记血管壁,直到标记完整个血管轮廓;

[0017] S7、对血管轮廓内的所有种子点的速度求方差,通过方差大小将标记的血管判定为动脉血管或静脉血管;

[0018] S8、在实时灰阶图像上勾勒出血管轮廓,并用不同颜色标记动脉血管和静脉血管。

[0019] 进一步地:所述步骤S1中初始化超声成像设备具体为:设置超声成像设备中扫描线的数量以及设置每条扫描线上的分组长度。

[0020] 进一步地:所述步骤S2中IQ信号的获取方法为:通过正交解调器将采集到的超声回波信号进行解调,得到IQ两个通道的信号,对IQ两个通道的信号作低通滤波处理,输出IQ信号的同相分量和正交分量。

[0021] 进一步地:所述步骤S3中像素点的速度的计算公式为:

$$[0022] \quad v = \frac{\bar{f} * c}{2 * f_0 * \cos \theta}$$

[0023] 上式中, v 为像素点的速度, \bar{f} 为像素点的平均频率, c 为超声传播速度, f_0 为超声发射频率, θ 为超声入射角度;

[0024] 其中,像素点的平均频率 \bar{f} 的计算公式为:

$$[0025] \quad \bar{f} = \frac{1}{2\pi T_{PRF}} \arctan \left[\frac{\sum_{n=1}^N I(n)Q(n-1) - Q(n)I(n-1)}{\sum_{n=1}^N I(n)I(n-1) + Q(n)Q(n-1)} \right]$$

[0026] 上式中, T_{PRF} 为脉冲重复时间, $n=1,2,3 \cdots N$, N 为每条扫描线上回波信号个数, $I(n)$ 为第 n 条扫描线的I数据, $Q(n)$ 为第 n 条扫描线的Q数据。

[0027] 进一步地:所述步骤S6中标记血管壁的具体方法为:当生长点的灰度值高于阈值时,将该生长点标记为属于血管壁的点。

[0028] 进一步地:所述步骤S7中方差的计算公式为:

$$[0029] \quad s^2 = \frac{(\bar{v}_1 - M)^2 + (\bar{v}_2 - M)^2 + (\bar{v}_3 - M)^2 + \dots + (\bar{v}_k - M)^2}{k}$$

[0030] 上式中, s^2 为方差, \bar{v}_k 为血管中第k组种子点的平均速度, M为k组种子点速度的均值。

[0031] 进一步地:所述种子点的平均速度的计算公式为:

$$[0032] \quad \bar{v}_i = \frac{\sum_{n=1}^X v_{in}}{N} \quad (i=1, 2, 3 \dots k)$$

[0033] 上式中, \bar{v}_i 为血管中第i组种子点的平均速度, $n=1, 2, 3 \dots N$, N为每条扫描线上回波信号个数, X为种子点的总个数, v_{in} 为第i组种子点中第n个点的速度。

[0034] 进一步地:所述种子点速度的均值的计算公式为:

$$[0035] \quad M = \frac{\bar{v}_1 + \bar{v}_2 + \bar{v}_3 + \dots + \bar{v}_k}{k}$$

[0036] 上式中, M为k组种子点速度的均值。

[0037] 进一步地:所述步骤S8中标记动脉血管和静脉血管的具体方法为:将位于动脉血管边界上的像素点标记为红色,将位于静脉血管边界上的像素点标记为蓝色。

[0038] 本发明的有益效果为:本发明基于超声回波的IQ数据,通过便携式超声成像设备,提供给用户一种在B模式上简单快捷的识别并标记动静脉血管的方法。通过本发明,可以使超声图像经验不足的医师仍能够通过超声设备,在最简单直观的B模式下,迅捷准确地找到血管,同时,也提高了静脉血管穿刺的准确率,降低了对医师血管静脉穿刺的经验要求。

附图说明

[0039] 图1为本发明流程图;

[0040] 图2为本发明中种子点选择示意图。

具体实施方式

[0041] 下面对本发明的具体实施方式进行描述,以便于本技术领域的技术人员理解本发明,但应该清楚,本发明不限于具体实施方式的范围,对本技术领域的普通技术人员来讲,只要各种变化在所附的权利要求限定和确定的本发明的精神和范围内,这些变化是显而易见的,一切利用本发明构思的发明创造均在保护之列。

[0042] 如图1所示,一种基于IQ数据的血管自动识别方法,其特征在于,包括以下步骤:

[0043] S1、初始化超声成像设备;

[0044] 设置超声成像设备中扫描线的数量以及设置每条扫描线上的分组长度。

[0045] 适当的降低C模式下扫描线数。常规的C模式会在ROI中使用尽可能多的扫描线数,这样横向的空间分辨率较高。但是在该发明中,不需要过高的空间分辨率,只需要找到合适的种子点即可,所以也根据实际生理学知识,预设线间距稍小于想要测量最细血管的管径既能大大减少扫描线数,又确保了不会因为线间距过大而没有扫描到部分血管。

[0046] 选择合适的分组长度 (packet size)。常规模式中, 每条扫描线的 packet size 大概为二十左右, 可根据需求调整, packet size 越大, 对速度的分辨能力越强, 当然, 也意味着需要更多的时间来发送并接收这些数据, 帧频会有所下降。本发明选择较小的 packet size, 小于 20, 这样就减少了发射接收数据的等待时间, 可在一定程度上提高帧频, 虽然对于速度变化的分辨能力有所下降, 但是毕竟不是做频谱多普勒, 不需要得到过于精确的速度变化情况, 只要能在较小的 packet size 下, 能得到某位置某像素速度变化信息就行。

[0047] S2、通过超声成像设备采集血管的超声回波信号并将超声回波信号进行解调得到 IQ 信号;

[0048] IQ 信号的获取方法为: 通过正交解调器将采集到的超声回波信号进行解调, 得到 IQ 两个通道的信号, 对 IQ 两个通道的信号作低通滤波处理, 输出 IQ 信号的同相分量和正交分量。两通道的参考信号为正交的本振信号, 它们之间有 90° 的相位差。回波信号处于高频段, 可以通过正交解调的方式下变频到基频, 便于信号处理。

[0049] S3、通过 IQ 信号计算超声成像设备中扫描线上各像素点的速度;

[0050] 根据 Kasai 提出的算法计算频率。在设定了 packet size 之后, 每条扫描线上就会有 m ($m = \text{packet size}$) 个回波信号, 每个回波信号做正交解调后, 可得到 IQ 两个信号。一条扫描线上每个像素点都对应了 m 组不同的 IQ 数据, 通过每个点处对应的 IQ 值, 结合 1983 年 Kasai 提出的算法可算出在 m 组 IQ 数据得出的该像素点的运动速度。

[0051] 像素点的速度的计算公式为:

$$[0052] \quad v = \frac{\bar{f} * c}{2 * f_0 * \cos \theta}$$

[0053] 上式中, v 为像素点的速度, \bar{f} 为像素点的平均频率, c 为超声传播速度, f_0 为超声发射频率, θ 为超声入射角度;

[0054] 其中, 像素点的平均频率 \bar{f} 的计算公式为:

$$[0055] \quad \bar{f} = \frac{1}{2\pi T_{PRF}} \arctan \left[\frac{\sum_{n=1}^N I(n)Q(n-1) - Q(n)I(n-1)}{\sum_{n=1}^N I(n)I(n-1) + Q(n)Q(n-1)} \right]$$

[0056] 上式中, T_{PRF} 为脉冲重复时间, $n=1, 2, 3 \cdots N$, N 为每条扫描线上回波信号个数, $I(n)$ 为第 n 条扫描线的 I 数据, $Q(n)$ 为第 n 条扫描线的 Q 数据。

[0057] S4、在超声成像设备 C 模式下的图像层上, 设置壁滤波器的参数, 并通过壁滤波器滤除速度小的像素点, 将速度大的像素点作为种子点; 如图 2 所示。

[0058] 设置滤波器截止频率滤除低频信号。结合生理学知识以及超声回波信号的一些处理结果可知, 血液在人体中是运动的状态, 其他多数组织器官是运动很少甚至不运动的状态。而且, 从血管壁或者血管壁周围的血流得到的回波信号, 所求出的频率也是很低的, 所以, 通过调节设置壁滤波器参数来把频率高的血流信号筛选出来, 将组织器官以及血管壁低速血流等频率较低的信号滤除。

[0059] 滤波结束之后就只留下了血管中频率较高的点, 将这些点标记出来, 就是后续处理中所需要的种子点。

[0060] S5、将种子点映射到超声成像设备B模式下的灰阶图像上,得到映射像素点;

[0061] 由C模式成像算法可知,C模式图像是覆盖在B模式图像上的,在C模式的基础上找到一系列的种子点,将种子点一一对应地映射在B模式灰阶图像上,标记出一个对应的像素点,这样,就完成C模式下的处理任务,将后续操作转到B模式的图像上继续进行。

[0062] S6、以映射像素点为中心,向周围区域生长得到生长点,通过生长点标记血管壁,直到标记完整个血管轮廓;

[0063] 标记血管壁的具体方法为:由B模式图像可知,血管壁在图像中表现为灰度值较高的白色,血管内的部分表现为灰度值较低黑色,所以当生长点的灰度值高于阈值时,将该生长点标记为属于血管壁的点。

[0064] 还可以通过比较前一个点灰度值与后一个点灰度值的差值,血管内的点灰度值较低,血管壁的点灰度值较高,所以当从血管内的种子点生长到血管壁的时候,灰度值会有一个突变,所以可以通过设定一个差值阈值,当两点灰度值的差值高于阈值时,就可以判断是否已经从种子点生长到血管壁。在B模式下找到一些低回声的圆形、椭圆形、管状等一系列血管。

[0065] S7、对血管轮廓内的所有种子点的速度求方差,通过方差大小将标记的血管判定为动脉血管或静脉血管;

[0066] 方差表现了随机变量对于数学期望的偏离程度,将血流速度看做随机变量的话,方差可以表现出血流速度的变化情况,某时间段内速度变化快,方差就大,速度变化慢,方差就小。根据生理学知识,动脉血管中血流速度的变化是很快的,而静脉血管中学血流速度的变化是稍慢的,所以就直接可以由方差的值作为动静脉的判据。

[0067] 方差的计算公式为:

$$[0068] \quad s^2 = \frac{(\bar{v}_1 - M)^2 + (\bar{v}_2 - M)^2 + (\bar{v}_3 - M)^2 + \dots + (\bar{v}_k - M)^2}{k}$$

[0069] 上式中, s^2 为方差, \bar{v}_k 为血管中第k组种子点的平均速度,M为k组种子点速度的均值。

[0070] 所述种子点的平均速度的计算公式为:

$$[0071] \quad \bar{v}_i = \frac{\sum_{n=1}^X v_{in}}{N} \quad (i=1,2,3 \dots k)$$

[0072] 上式中, \bar{v}_i 为血管中第i组种子点的平均速度, $n=1,2,3 \dots N$,N为每条扫描线上回波信号个数,X为种子点的总个数, v_{in} 为第i组种子点中第n个点的速度。

[0073] 种子点速度的均值的计算公式为:

$$[0074] \quad M = \frac{\bar{v}_1 + \bar{v}_2 + \bar{v}_3 + \dots + \bar{v}_k}{k}$$

[0075] 上式中,M为k组种子点速度的均值。

[0076] 通过上式,就可以求出速度的方差,以表示速度变化的情况,给出一个经验阈值p,从而分辨出每组种子点所在的血管是动脉血管或者是静脉血管。

[0077] 较佳的,通过大量的数据采集,来调整动静脉速度方差阈值,从而更加精确的辨识

动静脉血管。

[0078] S8、在实时灰阶图像上勾勒出血管轮廓,并用不同颜色标记动脉血管和静脉血管。

[0079] 标记动脉血管和静脉血管的具体方法为:将位于动脉血管边界上的像素点标记为红色,将位于静脉血管边界上的像素点标记为蓝色。

[0080] 最终显示的图像类似于B模式下的二维图像,不同于B模式的是,本发明能在B模式的基础上自动将动静脉血管识别出来并用不同的颜色进行血管形状的勾勒,非常方便的在最基础的B成像模式上显示了更多的信息,并且对图像本身的影响不大。

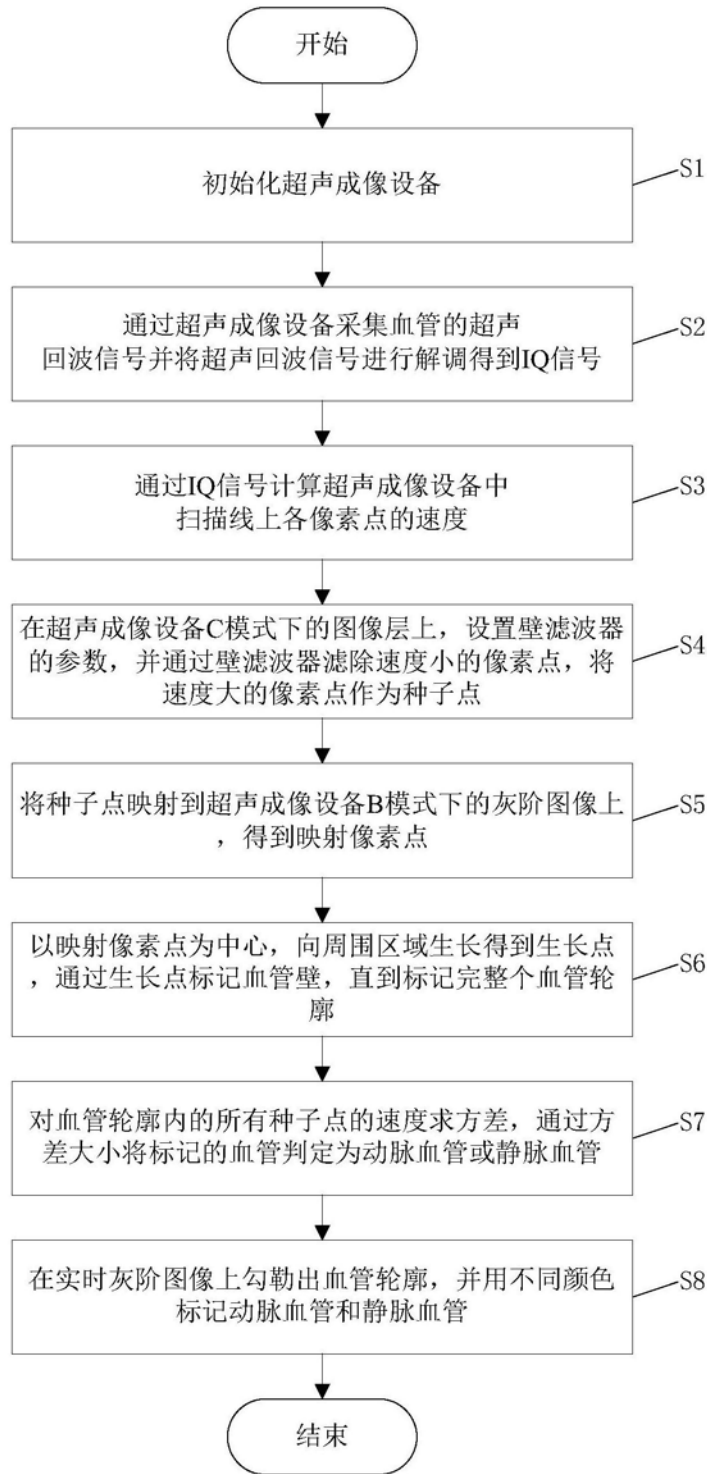


图1

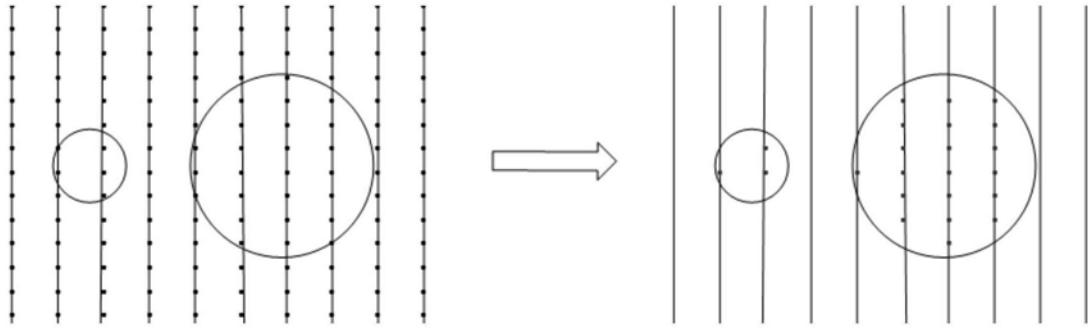


图2

专利名称(译)	一种基于IQ数据的血管自动识别方法		
公开(公告)号	CN110477955A	公开(公告)日	2019-11-22
申请号	CN201910779768.6	申请日	2019-08-22
[标]申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
当前申请(专利权)人(译)	电子科技大学		
[标]发明人	陈林 张康 刘磊 王权泳 吴哲		
发明人	陈林 张康 刘磊 李沁阳 王权泳 吴哲		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0891 A61B8/488 A61B8/5215		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明公开了一种基于IQ数据的血管自动识别方法。本发明基于超声回波的IQ数据，通过便携式超声成像设备，提供给用户一种在B模式上简单快捷的识别并标记动静脉血管的方法。通过本发明，可以使超声图像经验不足的医师仍能够通过超声设备，在最简单直观的B模式下，迅捷准确地找到血管，同时，也提高了静脉血管穿刺的准确率，降低了对医师血管静脉穿刺的经验要求。

