



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108742549 A

(43)申请公布日 2018.11.06

(21)申请号 201810671558.0

(22)申请日 2018.06.26

(71)申请人 京东方科技集团股份有限公司
地址 100015 北京市朝阳区酒仙桥路10号

(72)发明人 刘成

(74)专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司 11225
代理人 黄威 夏东栋

(51)Int.Cl.
A61B 5/02(2006.01)
A61B 5/00(2006.01)

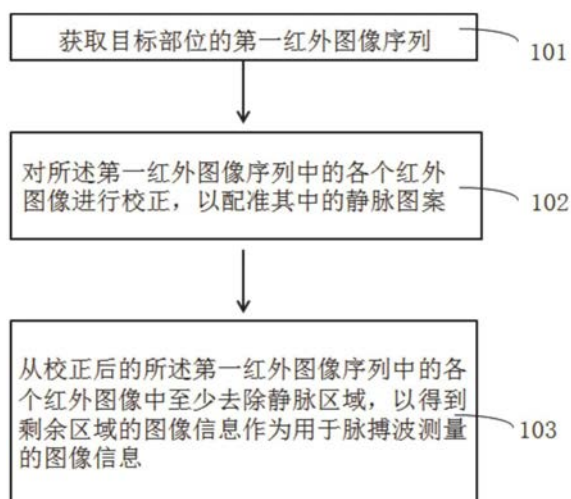
权利要求书3页 说明书10页 附图5页

(54)发明名称

一种图像信息生成方法和脉搏波测量系统

(57)摘要

本公开涉及一种图像信息生成方法和脉搏波测量系统。该方法包括：获取步骤：获取目标部位的至少包括静脉和动脉的第一红外图像序列；校正步骤：对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正，以配准其中的静脉图案；静脉区域去除步骤：从校正后的所述第一红外图像序列中的各个红外图像中至少去除静脉区域，以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息。该方法和系统能够将静脉识别运用于脉搏波测量中，生成能够显著体现脉搏波变化的图像信息，且能够消除运动导致的误差，从而提高脉搏波的检测精度和灵敏度。



1. 一种图像信息生成方法,其特征在于,所述图像信息生成方法包括:

获取步骤:获取目标部位的至少包括静脉和动脉的第一红外图像序列;

校正步骤:对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正,以配准其中的静脉图案;

静脉区域去除步骤:从校正后的所述第一红外图像序列中的各个红外图像中至少去除静脉区域,以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息。

2. 根据权利要求1所述的图像信息生成方法,其特征在于,所述校正步骤包括:

在所述第一红外图像序列中选择基准图像和第二红外图像序列;

在所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别静脉图案;

确定所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动;

基于所确定的静脉图案之间的运动对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正,以消除其相对于所述基准图像的运动。

3. 根据权利要求2所述的图像信息生成方法,其特征在于,在所获取的第一红外图像序列中选择第二红外图像序列的步骤包括:将所述第一红外图像序列依序划分为多组,选择所述第二红外图像序列,使其各幅红外图像散布于相应各组中。

4. 根据权利要求3所述的图像信息生成方法,其特征在于,所述第二红外图像序列中,至少除最后一幅红外图像以外的红外图像是从第一红外图像序列中等间隔选择的。

5. 根据权利要求4所述的图像信息生成方法,其特征在于,所述运动包括平移和转动。

6. 根据权利要求5所述的图像信息生成方法,其特征在于,确定所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动的步骤包括:确定所述第二红外图像序列中的相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度;

所述基于所确定的静脉图案之间的运动对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正的步骤包括:基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像的平移矢量和转动角度,并据此对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行平移和转动。

7. 根据权利要求6所述的图像信息生成方法,其特征在于,所述图像信息生成方法还包括,在所述静脉区域去除步骤之前:对所述第一红外图像序列中的平移和转动后的各个红外图像取交集;以及

所述静脉区域去除步骤包括:从取交集后的红外图像序列中的各个红外图像中去除静脉区域,以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息。

8. 根据权利要求6所述的图像信息生成方法,其特征在于,在所获取的第一红外图像序列中选择基准图像和第二红外图像序列的步骤包括:

将所述第一红外图像序列划分成 $L+1$ 组,使得: $(L+1)K \geq N > LK$, N 为第一红外图像序列的图像数量, N 、 L 和 K 为自然数;

当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像为最后一组的第一幅红外图像时,选择各组的第一幅红外图像依序构成所述第二红外图像序列,否则选择各组的第一幅红外图像连同该最后一幅红外图像依序构成所述第二红外图像序列;

选择所述第一红外图像序列的第一幅红外图像作为基准图像。

9. 根据权利要求8所述的图像信息生成方法,其特征在于,基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像的平移矢量和转动角度的步骤包括,当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像为最后一组的第一幅红外图像时:

对于所述第一红外图像序列中编号为 $lK+k$ 的红外图像($l=0,1,2,\dots,L-1,k=1,2,\dots,K$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{lK+k} 和转动角度 Φ_{lK+k} 分别为:

$$\begin{cases} S_{lK+k} = \sum_{i=0}^l S_i + \frac{k-1}{K} S_{l+1}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \\ \Phi_{lK+k} = \sum_{i=0}^l \Phi_i + \frac{k-1}{K} \Phi_{l+1} \end{cases}$$

其中, S_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的平移矢量, Φ_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的转动角度。

10. 根据权利要求8所述的图像信息生成方法,其特征在于,基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像的平移矢量和转动角度的步骤包括,当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像并非最后一组的第一幅红外图像时:

对于所述第一红外图像序列中编号为 $lK+k$ 的红外图像($l=0,1,2,\dots,L-1,k=1,2,\dots,K$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{lK+k} 和转动角度 Φ_{lK+k} 分别为:

$$\begin{cases} S_{lK+k} = \sum_{i=0}^l S_i + \frac{k-1}{K} S_{l+1}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0; \\ \Phi_{lK+k} = \sum_{i=0}^l \Phi_i + \frac{k-1}{K} \Phi_{l+1} \end{cases}$$

对于所述第一红外图像序列中编号为 $LK+k$ 的红外图像($k=1,2,\dots,N-LK$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{LK+k} 和转动角度 Φ_{LK+k} 分别为:

$$\begin{cases} S_{LK+k} = \sum_{i=0}^L S_i + \frac{k-1}{N-LK-1} S_N, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \\ \Phi_{LK+k} = \sum_{i=0}^L \Phi_i + \frac{k-1}{N-LK-1} \Phi_N \end{cases}$$

其中, S_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的平移矢量, Φ_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的转动角度。

11. 根据权利要求8所述的图像信息生成方法,其特征在于, K 为第一红外图像序列的采样帧率的 $1/2$ 至 $1/4$ 。

12. 根据权利要求6所述的图像信息生成方法,其特征在于,对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正的步骤包括:将平移和转动后的红外图像中超出基准图像的视野范围的部分裁掉,以得到相应的校正后的红外图像。

13. 根据权利要求12所述的图像信息生成方法,其特征在于,静脉区域去除步骤包括:在校正后的红外图像中确定在基准图像的视野范围中缺失图像信息的区域,并去除该缺失图像信息的区域连同静脉区域,以得到所述剩余区域。

14. 根据权利要求2所述的图像信息生成方法,其特征在于,所述方法还包括:对从所述第二红外图像序列中的至少一幅红外图像所识别的静脉图案进行图像分析,以得到图案特征用于身份识别。

15. 一种脉搏波测量系统,包括:

近红外光源,其配置为以红外光照射目标部位;

红外图像采集装置,其配置为采集目标部位的至少包括动脉和静脉的红外图像序列;
以及

脉搏波测量装置,其与所述红外图像采集装置可通信地连接,并包括处理器、存储器及其上存储的指令,所述处理器执行指令时实现根据权利要求1-13中任何一种所述的图像信息生成方法,并利用该方法所得到的剩余区域的图像信息进行脉搏波测量。

16. 根据权利要求15所述的脉搏波测量系统,其特征在于,所述近红外光源照射的红外光的波长为740nm-780nm。

一种图像信息生成方法和脉搏波测量系统

技术领域

[0001] 本公开涉及医疗设备领域,尤其涉及用于生理信号测量系统和相应的图像信息生成方法,特别涉及一种图像信息生成方法和脉搏波测量系统。

背景技术

[0002] 近来,光电容积描记法 (photoplethysmography, PPG) 和光电容积脉搏波成像法 (photoplethysmographic imaging, PPGi) 被应用于进行脉搏波测量。此类方法的基本原理是Lamber-Beer定律和光散射理论,血液容量的跳变(即脉搏波)会引起相应部位的透射或散射的光的变化。在PPG方法中,用光电传感器测量通过目标部位透射或从其反射的光的强度变化,来得到容积脉搏波;在PPGi方法中,用摄像头采集光源经目标部位透射或反射后的光学图像,通过图像处理分析颜色和/或亮度的变化程度,可以测量出容积脉搏波。图像或光强的采集有透射和反射两种形式:采集透射光进行成像的方式适用于手指、耳垂等厚度较薄的目标部位,对于手掌等较厚的部位,可以采用采集反射光进行成像的方式。

[0003] 通常脉搏波测量设备和静脉识别设备是分立的。用户通常需要两套独立的设备来分别实现脉搏波测量和静脉识别,这导致设备集成度低,占用空间较大,且不利于设备的小型化。

[0004] 现在的脉搏波测量方法和设备中,从连续采集的静脉的红外图像中辨认静脉血管的粗细变化,来检测脉搏波,对于脉搏波检测的改进也集中于如图像放大、边缘提取。但脉搏波反映在静脉血管的粗细变化极为微弱,难以辨认和检测,影响了脉搏波的检测精度和灵敏度。并且,在目标部位的红外图像序列的采集过程中通常会发生运动,从而对检测结果产生干扰,进一步影响了脉搏波的检测精度。

发明内容

[0005] 为解决上述问题,需要一种图像信息生成方法,其能够将静脉识别运用于脉搏波测量中,生成能够显著体现脉搏波变化的图像信息,且能够消除运动导致的误差,从而提高脉搏波的检测精度和灵敏度。还需要一种脉搏波测量系统,该系统能够整合静脉识别装置和脉搏波测量装置,共享近红外光源和红外图像采集装置,提高集成度并节省体积,有利于设备的小型化;并且,其利用静脉识别装置的结果改善了脉搏波测量装置的脉搏波检测精度和灵敏度。

[0006] 根据本公开的第一方案,提供了一种图像信息生成方法,其特征在于,所述方法包括:获取步骤:获取目标部位的至少包括静脉和动脉的第一红外图像序列;校正步骤:对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正,以配准其中的静脉图案;静脉区域去除步骤:从校正后的所述第一红外图像序列中的各个红外图像中至少去除静脉区域,以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息。

[0007] 在一些实施例中,所述校正步骤包括:在所述第一红外图像序列中选择基准图像和第二红外图像序列;在所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别静脉图案;确定

所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动;基于所确定的静脉图案之间的运动对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正,以消除其相对于所述基准图像的运动。

[0008] 在一些实施例中,在所获取的第一红外图像序列中选择第二红外图像序列的步骤包括:将所述第一红外图像序列依序划分为多组,选择所述第二红外图像序列,使其各幅红外图像散布于相应各组中。

[0009] 在一些实施例中,所述第二红外图像序列中,至少除最后一幅红外图像以外的红外图像是从所述第一红外图像序列中等间隔选择的。

[0010] 在一些实施例中,所述运动包括平移和转动。

[0011] 在一些实施例中,确定所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动的步骤包括:确定所述第二红外图像序列中的相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度;

[0012] 所述基于所确定的静脉图案之间的运动对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正的步骤包括:基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像和平移矢量和转动角度,并据此对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行平移和转动。

[0013] 在一些实施例中,所述图像信息生成方法还包括,在所述静脉区域去除步骤之前:对所述第一红外图像序列中的平移和转动后的各个红外图像取交集;以及所述静脉区域去除步骤包括:从取交集后的红外图像序列中的各个红外图像中去除静脉区域,以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息。

[0014] 在一些实施例中,在所获取的第一红外图像序列中选择基准图像和第二红外图像序列的步骤包括:

[0015] 将所述第一红外图像序列划分成L+1组,使得: $(L+1)K \geq N > LK$,N为第一红外图像序列的图像数量,N、L和K为自然数;

[0016] 当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像为最后一组的第一幅红外图像时,选择各组的第一幅红外图像依序构成所述第二红外图像序列,否则选择各组的第一幅红外图像连同该最后一幅红外图像依序构成所述第二红外图像序列;

[0017] 选择所述第一红外图像序列的第一幅红外图像作为基准图像。

[0018] 在一些实施例中,基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像和平移矢量和转动角度的步骤包括,当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像为最后一组的第一幅红外图像时:

[0019] 对于所述第一红外图像序列中编号为 $1K+k$ 的红外图像($1=0,1,2,\dots,L-1,k=1,2,\dots,K$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{1K+k} 和转动角度 Φ_{1K+k} 分别为:

$$[0020] \quad \begin{cases} S_{1K+k} = \sum_{i=0}^l S_i + \frac{k-1}{K} S_{l+1} \\ \Phi_{1K+k} = \sum_{i=0}^l \Phi_i + \frac{k-1}{K} \Phi_{l+1} \end{cases}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0,$$

[0021] 其中, S_i 表示所述第二红外图像序列第i对相邻红外图像之间的平移矢量, Φ_i 表示

所述第二红外图像序列第*i*对相邻红外图像之间的转动角度。

[0022] 在一些实施例中,基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像的平移矢量和转动角度的步骤包括,当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像并非最后一组的第一幅红外图像时:

[0023] 对于所述第一红外图像序列中编号为 $1K+k$ 的红外图像($l=0,1,2,\dots,L-1,k=1,2,\dots,K$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{1K+k} 和转动角度 Φ_{1K+k} 分别为:

$$[0024] \quad \begin{cases} S_{1K+k} = \sum_{i=0}^l S_i + \frac{k-1}{K} S_{l+1}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0; \\ \Phi_{1K+k} = \sum_{i=0}^l \Phi_i + \frac{k-1}{K} \Phi_{l+1} \end{cases}$$

[0025] 对于所述第一红外图像序列中编号为 $LK+k$ 的红外图像($k=1,2,\dots,N-LK$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{LK+k} 和转动角度 Φ_{LK+k} 分别为:

$$[0026] \quad \begin{cases} S_{LK+k} = \sum_{i=0}^L S_i + \frac{k-1}{N-LK-1} S_N, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \\ \Phi_{LK+k} = \sum_{i=0}^L \Phi_i + \frac{k-1}{N-LK-1} \Phi_N \end{cases}$$

[0027] 其中, S_i 表示所述第二红外图像序列第*i*对相邻红外图像之间的平移矢量, Φ_i 表示所述第二红外图像序列第*i*对相邻红外图像之间的转动角度。

[0028] 在一些实施例中, K 为第一红外图像序列的采样帧率的 $1/2$ 至 $1/4$ 。

[0029] 在一些实施例中,对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正的步骤包括:将平移和转动后的红外图像中超出基准图像的视野范围的部分裁掉,以得到相应的校正后的红外图像。

[0030] 在一些实施例中,静脉区域去除步骤包括:在校正后的红外图像中确定在基准图像的视野范围中缺失图像信息的区域,并去除该缺失图像信息的区域连同静脉区域,以得到所述剩余区域。

[0031] 在一些实施例中,所述方法还包括:对从所述第二红外图像序列中的至少一幅红外图像所识别的静脉图案进行图像分析,以得到图案特征用于身份识别。

[0032] 根据本公开的第二方案,提供了一种脉搏波测量系统,包括:近红外光源,其配置为以红外光照射目标部位;红外图像采集装置,其配置为采集目标部位的至少包括动脉和静脉的红外图像序列;以及脉搏波测量装置,其与所述红外图像采集装置可通信地连接,并包括处理器、存储器和其上存储的指令,所述处理器执行指令时实现上述任何一种图像信息生成方法,并利用该方法所得到的剩余区域的图像信息进行脉搏波测量。

[0033] 应当理解,前面的一般描述和以下详细描述都仅是示例性和说明性的,而不是用于限制本公开。

[0034] 本节提供本公开中描述的技术的各种实现或示例的概述,并不是所公开技术的全部范围或所有特征的全面公开。

附图说明

[0035] 为了更清楚地说明本公开实施例的技术方案,下面将对实施例的附图作简单地介

绍,显而易见地,下面描述中的附图仅仅涉及本公开的一些实施例,而非对本公开的限制。

[0036] 图1示出根据本公开实施例的图像信息生成方法的流程图;

[0037] 图2示出根据本公开另一实施例的图像信息生成方法的流程图;

[0038] 图3示出脱氧血红蛋白和含氧血红蛋白的吸光系数随着波长变化的曲线图;

[0039] 图4(a)和图4(b)示出根据本公开实施例的图像信息生成方法中的校正步骤的示例性流程图;

[0040] 图4(c)示出根据本公开实施例的图像信息生成方法中在静脉区域去除步骤之前执行的附加步骤的示例性流程图;以及

[0041] 图5示出根据本公开实施例的脉搏波测量系统的示意图图示。

具体实施方式

[0042] 为了使得本公开实施例的目的、技术方案和优点更加清楚,下面将结合本公开实施例的附图,对本公开实施例的技术方案进行清楚、完整地描述。显然,所描述的实施例是本公开的一部分实施例,而不是全部的实施例。基于所描述的本公开的实施例,本领域普通技术人员在无需创造性劳动的前提下所获得的所有其他实施例,都属于本公开保护的范畴。

[0043] 除非另外定义,本公开使用的技术术语或者科学术语应当为本公开所属领域内具有一般技能的人士所理解的通常意义。本公开中使用的“第一”、“第二”以及类似的词语并不表示任何顺序、数量或者重要性,而只是用来区分不同的组成部分。“包括”或者“包含”等类似的词语意指出现该词前面的元件或者物件涵盖出现在该词后面列举的元件或者物件及其等同,而不排除其他元件或者物件。为了保持本公开实施例的以下说明清楚且简明,本公开省略了已知功能和已知部件的详细说明。

[0044] 图1示出根据本公开实施例的图像信息生成方法的流程图,所述方法包括:获取目标部位的至少包括静脉和动脉的第一红外图像序列(获取步骤101);对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正,以配准其中的静脉图案(校正步骤102);从校正后的所述第一红外图像序列中的各个红外图像中至少去除静脉区域,以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息(静脉区域去除步骤103)。

[0045] 红外图像中通常静脉图案相对于目标部位是稳定的,由此静脉图案的运动体现了目标部位,该方法通过配准各个红外图像中的静脉图案,能够校正各个红外图像并消除运动误差,从而提高脉搏波测量的精度。而从校正后的各个红外图像中至少去除静脉区域,所得到的剩余区域中不再包含静脉区域,用于脉搏波测量的图像信息主要来源于动脉区域的图像信息,鉴于动脉区域由于脉搏波导致的图像信息的变化,例如但不限于轮廓的变化、直径的变化、区域中亮度的变化、区域中灰度的变化、区域中颜色(将红外图像呈现为热图)的变化等,比静脉区域明显得多,由此进一步提高了脉搏波测量的灵敏度。注意,在本文中,技术术语“剩余区域的图像信息”包含剩余区域的图像参数的信息,也包含至少去除静脉区域后所得到的图像。可以利用至少去除静脉区域后所得到的图像的序列来获得脉搏波。

[0046] 校正步骤102可以采取各种方式来实现,例如可以标记各个红外图像中的静脉图案的若干像素,利用光流算法来计算静脉图案的这些对应像素逐帧的运动矢量,并据此校正各个红外图像,以使得校正后的各个红外图像中的静脉图案中这些对应像素是对准的。

光流算法逐帧计算运动矢量,相邻两帧之间的配准结果较好,但是运算量较大、对于处理器的要求较高且耗时较长,相应也会增加脉搏波测量装置的成本。

[0047] 在一些实施例中,提供一种运算更方便、消耗资源较少、耗时也更短的校正方式,其包括:在所述第一红外图像序列中选择基准图像和第二红外图像序列;在所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别静脉图案;确定所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动;基于所确定的静脉图案之间的运动对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正,以消除其相对于所述基准图像的运动。通过以一定的规则从第一红外图像序列中选择部分图像序列作为第二红外图像序列,静脉图案的识别、静脉图案之间相对运动的确定都仅仅限于第二红外图像序列,相较光流方法的逐帧计算显著降低了运算量。进一步地,由于第二红外图像序列分布于第一红外图像序列中,其各个红外图像之间时间间隔较短,所述第二红外图像序列中的数个红外图像处于待校正的红外图像与基准图像之间,由此相对于基准图像能够逐段进行校正。鉴于在进行脉搏波测量时,通常目标部位的运动自由度受限,动作相对缓慢,在短时段内运动是均匀的,这种逐段校正的方式更符合实际的运动特点,消除运动干扰的效果较好。

[0048] 在一些实施例中,在所获取的第一红外图像序列中选择第二红外图像序列的步骤包括:将所述第一红外图像序列依序划分为多组,选择所述第二红外图像序列,使其各幅红外图像散布于相应各组中。如此,每一组对应目标部位运动相对均匀的较短时间段,使得第二红外图像序列的各幅红外图像散布于相应各组中,使得第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动能够全面地表征各个较短时间段内的运动特点,消除运动干扰的效果更好。

[0049] 在一些实施例中,所述第二红外图像序列中,至少除最后一幅红外图像以外的红外图像是从第一红外图像序列中以等间隔选择的。这种等间隔选择第二红外图像序列的方式简化了第二红外图像序列的选择和校正的操作。

[0050] 在一些实施例中,将所述运动简化为平移和转动。由此,确定所述第二红外图像序列中的各个红外图像中识别的静脉图案之间的运动的步骤包括:确定所述第二红外图像序列中的相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度;所述基于所确定的静脉图案之间的运动对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正的步骤包括:基于所确定的所述第二红外图像序列中的各对相邻红外图像中的静脉图案之间的平移矢量和转动角度,确定第一红外图像序列中各个红外图像相对于所述基准图像的平移矢量和转动角度,并据此对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行平移和转动。红外图像通常可表征为二维矩阵,计算二维矩阵之间的平移矢量和转动角度以及对二维矩阵进行平移和转动运算,都比较简单且具有加速效果,从而以较低的运算量和较少的耗时实现运动干扰的有效消除效果。

[0051] 图2示出了根据本公开另一实施例的图像信息生成方法的流程图。所述图像信息生成方法如下步骤。

[0052] 步骤201:使用近红外光源照射待采集的目标部位。

[0053] 步骤202:使用红外图像采集装置连续采集所述目标部位的至少包括动脉和静脉的红外图像,得到连续的第一红外图像序列。连续的红外图像序列即视频,是一系列按拍摄时间先后排序的红外图像,每一幅红外图像是视频的一帧。

[0054] 步骤203:从第一红外图像序列中,按一定规律挑选部分图像并按拍摄时间先后排序作为第二红外图像序列。

[0055] 步骤204:对第二红外图像序列逐帧识别静脉图案,得到识别结果序列。

[0056] 步骤205:根据识别结果序列,对第一红外图像序列逐帧做平移和旋转变换,以配准其中的静脉图案,由此将第一红外图像序列校正到相同的运动相位并消除其各帧之间的运动误差。

[0057] 步骤206:在校正后的第一红外图像序列的各帧图像中识别静脉区域,得到第三红外图像序列,并在其每帧图像中选定至少去除静脉区域以外的剩余区域。如此,可以测量每一帧上该剩余区域内的图像强度变化的程度,作为光电容积脉搏波波形。

[0058] 在一些实施例中,使用红外光源照射的有源方式来实现静脉成像。具体说来,利用静脉中血红蛋白对特定波长范围(690nm~980nm)的近红外线的吸收特性来成像,该波段内水的吸光系数低,血红蛋白的吸光系数明显高于其他皮下组织。故经静脉反射或透射的近红外线相对于经肌肉或骨骼反射或透射的近红外线更少,使得静脉血管的红外影像可以较好地与周围背景影像区分开来,在红外图像采集装置采集的红外图像中表现为明显的暗部。

[0059] 在一些实施例中,所述步骤201中近红外光源的波长可以设置在760nm附近,例如740nm-780nm。如图3所示,在760nm的波长附近,脱氧血红蛋白的吸光系数明显高于含氧血红蛋白,在红外图像中静脉相比动脉能呈现为明显的暗部;同时,在760nm的波长附近,含氧血红蛋白吸光系数仍然高于水分和周围其他组织,PPGi方法能够有效工作。通过将波长设置在760nm附近,能够提高静脉图案的识别精度和灵敏度,从而确保用于PPGi方法的图像强度变化受限于非静脉区域,例如随着脉搏波图像信息变化显著的动脉区域,由此提高脉搏波测量的精度和灵敏度。

[0060] 在一些实施例中,所述步骤202中,采集连续红外图像的帧率不低于8帧/秒。发明人发现,光电容积脉搏波中包含有价值的信息的频率分量主要在0~4Hz,通过采用不低于8Hz的采样率,根据奈奎斯特采样定理,采样之后的数字信号完整地保留了原始信号中的信息。

[0061] 所述步骤203-204的一个实施例如图4(a)所示。设若所述第一红外图像序列包含有N(N为自然数)张红外图像,按时间先后顺序依次编号为1、2、……、N。可以看到,由于采集过程中目标部位的运动,采集到的图像(尤其静脉图案)出现了位置和角度差异。

[0062] 选取合适的自然数K,将所述第一红外图像序列划分成L+1组,K和L满足以下公式(1):

[0063] $(L+1)K \geq N > LK$ 公式(1)

[0064] 也就是,第1至第L组每组均包含K张红外图像,第(L+1)组包含1至K张红外图像。L的数值由K决定,K的取值范围优选为采样帧率的1/2-1/4。K的取值越大,所述步骤203的计算量越小;K的取值越小,消除运动误差的效果越好。

[0065] 在一些实施例中,第一红外图像序列按上述方法分组后,可以按照如下步骤来从中选出第二红外图像序列:

[0066] (1) 若 $N=LK+1$,也就是,当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像为最后一组的第一幅红外图像时,选取编号为 $1K+1$ ($1=0,1,2,\dots,L$)的红外图像(也就是各组的第一

幅红外图像)按时间先后顺序排列成所述第二红外图像序列,如此得到的第二红外图像序列包含 $L+1$ 张红外图像;

[0067] (2)若 $N \neq LK+1$,也就是,当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像并非最后一组的第一幅红外图像时,选取编号为 $lK+1$ ($l=0,1,2,\dots,L$)和编号为 N 的红外图像按时间先后顺序排列成所述第二红外图像序列,如此得到的第二红外图像序列包含 $L+2$ 张红外图像,如图4(a)所示。

[0068] 所述第一红外图像序列和所述第二红外图像序列中的每一帧图像,均包含了静脉和其他组织,其中静脉的图像强度明显低于其他组织。上述步骤204中对所述第二红外图像序列逐帧进行静脉识别,从而识别出静脉图案。在一些实施例中,可以从所述第二红外图像序列中的至少一幅红外图像所识别的静脉图案进行图像分析,以得到图案特征用于身份识别。每个个体的静脉图案是不同的,如此在为脉搏波测量进行静脉图案识别的同时,能够基于其图案特征实现身份识别,有效确保用户的私密性。相应地,步骤204得到的识别结果序列中,每个识别结果不仅包含静脉图案,还包含提取出的图像特征。

[0069] 所述步骤205-206的一个实施例如图4(b)所示。根据所述识别结果序列:

[0070] (3)若 $N=LK+1$ (此时 L 一定大于0),依次将编号分别为 $lK+1$ 和 $(l-1)K+1$ (其中 $l=1,2,\dots,L$)红外图像(即第二红外图像序列中第 l 对相邻红外图像)的识别结果进行比对,得到:编号为 $lK+1$ 红外图像中的静脉图案相对编号为 $(l-1)K+1$ 红外图像中的静脉图案平移了矢量 S_l 、逆时针转动了角度 Φ_l (其中 $l=1,2,\dots,L$)。

[0071] (4)若 $N \neq LK+1$,在(3)的基础上,额外测量出编号为 N 的红外图像中的静脉图像相对编号为 $LK+1$ 的红外图像中的静脉图像平移了矢量 S_N 、逆时针转动了角度 Φ_N 。

[0072] 在一些实施例中,得到上述平移矢量和转动角度的方法包括但不限于图像互相关、模板匹配和特征点匹配中的任何一种或多种。

[0073] 在一些实施例中,处于第二红外图像序列中某一对相邻红外图像之间的红外图像相对于该对红外图像中前一图像的平移矢量和转动角度能够基于该段时间的平移平均速度和转动平均角速度来计算。实际上,红外图像采集装置往往具有一个容纳目标部位的支架或支撑目标部位的透明平面,目标部位的运动的自由度是受限的,通常在垂直摄像装置光轴方向的平面内运动,动作是相对缓慢的。因此,在第二红外图像序列中第 l 对相邻红外图像之间的小段时间内,可以认为目标部位的运动是均匀的,以上基于该段时间的平移平均速度和转动平均角速度的计算符合目标部位的实际运动状态,精确度较高。

[0074] 在所述第一红外图像序列中,从编号为 $(l-1)K+1$ 的红外图像到编号为 $lK+1$ 的红外图像,每经过一帧,静脉图案对于所述第一红外图像移了矢量 $1/K \cdot S_l$ 、逆时针转动了角度 $1/K \cdot \Phi_l$ 。作为示例,在以下说明中,采用编号为1的红外图像(也就是第一红外图像序列中的第一红外图像)作为基准图像。于是得到,所述第一红外图像序列中任意一帧相对编号为1的红外图像的平移矢量和转动角度为如下。

[0075] (5)当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像为最后一组的第一幅红外图像时:

[0076] 对于所述第一红外图像序列中编号为 $lK+k$ 的红外图像($l=0,1,2,\dots,L-1,k=1,2,\dots,K$),其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{lK+k} 和转动角度 Φ_{lK+k} 分别为:

$$[0077] \quad \begin{cases} S_{1K+k} = \sum_{i=0}^l S_i + \frac{k-1}{K} S_{l+1} \\ \Phi_{1K+k} = \sum_{i=0}^l \Phi_i + \frac{k-1}{K} \Phi_{l+1} \end{cases}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \quad \text{公式 (2)}$$

[0078] 其中, S_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的平移矢量, Φ_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的转动角度。

[0079] (6) 当所述第一红外图像序列的最后一幅红外图像并非最后一组的第一幅红外图像时:

[0080] 对于所述第一红外图像序列中编号为 $1K+k$ 的红外图像 ($l=0, 1, 2, \dots, L-1, k=1, 2, \dots, K$), 其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{1K+k} 和转动角度 Φ_{1K+k} 分别为:

$$[0081] \quad \begin{cases} S_{1K+k} = \sum_{i=0}^l S_i + \frac{k-1}{K} S_{l+1} \\ \Phi_{1K+k} = \sum_{i=0}^l \Phi_i + \frac{k-1}{K} \Phi_{l+1} \end{cases}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0;$$

[0082] 对于所述第一红外图像序列中编号为 $LK+k$ 的红外图像 ($k=1, 2, \dots, N-LK$), 其相对于所述基准图像的平移矢量 S_{LK+k} 和转动角度 Φ_{LK+k} 分别为:

$$[0083] \quad \begin{cases} S_{LK+k} = \sum_{i=0}^L S_i + \frac{k-1}{N-LK-1} S_N \\ \Phi_{LK+k} = \sum_{i=0}^L \Phi_i + \frac{k-1}{N-LK-1} \Phi_N \end{cases}, S_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0, \Phi_0 \stackrel{\text{def}}{=} 0,$$

[0084] 其中, S_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的平移矢量, Φ_i 表示所述第二红外图像序列第 i 对相邻红外图像之间的转动角度。

[0085] 根据公式 (5) 和/或公式 (6), 计算出了所述第一红外图像序列中每一帧红外图像相对编号为 1 的红外图像的平移矢量和逆时针转动角度, 则如图 4 (b) 所示, 以编号为 1 的红外图像对应的视野范围为基准, 将每一帧红外图像旋转和移动到编号为 1 的红外图像相同的位置和角度上, 得到所述第三红外图像序列。

[0086] 图 4 (b) 示出步骤 206 的一个实施例。

[0087] 具体说来, 由于采集的目标部位的运动, 所述的旋转和移动过程中, 其它帧红外图像会有部分超出编号为 1 的红外图像的视野范围, 这部分图像被裁减掉, 如图 4 (b) 所示。在编号为 1 的红外图像的视野范围内, 可能有部分在其他帧红外图像中缺失图像信息, 这部分视野被识别出来, 例如如图 4 (b) 中所示, 标记为阴影部分)。如此, 在非阴影的视野范围内, 所述第三红外图像序列每一帧红外图像中的静脉图案能相互重合。

[0088] 进一步地, 如果所述第一红外图像序列只是采集的目标部位红外图像的一部分, 即所述红外图像采集装置的视野比所述第一红外图像序列中图像对应的视野更大, 所述裁减和标记的过程可以部分或全部省略。

[0089] 在一些实施例中, 所述第三红外图像序列中每一帧的标记部分 (图 4 (c) 中的阴影部分) 之外是有效的图像区域, 根据这些有效图像区域, 计算出所有帧的有效图像区域的交集区域 (或计算出标记部分的并集后除去所有阴影部分), 如图 4 (c) 所示。所述交集区域内, 所述第三红外图像序列中每一帧都具有有效的红外图像。根据静脉识别的结果, 从所述交集区域内去除静脉区域, 所得到的即步骤 206 中的作为应用 PPGi 方法的采集区域的剩余区域 (如图 4 (c) 中所示)。注意, 本文中提到的“静脉区域”是指将静脉图案包含在内的图像区

域,例如可以是静脉图案的外周包络构成的区域。

[0090] 所述采集区域内图像强度的变化主要由动脉脉搏引起。可以对所述采集区域应用 PPGi 方法,例如:检测所述第三红外图像序列中每一帧在所述剩余区域内的亮度平均值,作为光电容积脉搏波的测量结果。

[0091] 上述所述旋转和移动的过程中,示例性地以编号为1的红外图像作为基准。由于这一系列红外图像之间的相对关系具有传递性,在其它的实施方案中,也可以将任意一帧红外图像作为基准。

[0092] 在本公开的一些实施例中,提供一种脉搏波测量系统400。如图5所示,该脉搏波测量系统400包括:近红外光源401,其配置为以红外光照射目标部位402;红外图像采集装置403,其配置为采集目标部位的至少包括动脉和静脉的红外图像序列;以及脉搏波测量装置409,其与所述红外图像采集装置403可通信地连接,并包括处理器404、存储器405和其上存储的指令,所述处理器404执行指令时实现上述的任何一种生成用于脉搏波测量的图像信息的方法,并利用该方法所得到的剩余区域的图像信息进行脉搏波测量。这些指令可以构成包括图像信息生成单元406、脉搏波测量单元407和静脉识别单元408等的各个软件模块。其中,图像信息生成单元406被配置为实现上述的任何一种生成用于脉搏波测量的图像信息的方法;脉搏波测量单元407配置为利用图像信息生成单元406所生成的图像信息来测量脉搏波;静脉识别单元408配置为识别红外图像中的静脉图案并将识别结果馈送到图像信息生成单元406。

[0093] 该系统400的近红外光源401和红外图像采集装置403复用于脉搏波测量和静脉识别,整合了静脉识别装置和脉搏波测量装置,提高集成度并节省体积,有利于设备的小型化;并且,其利用静脉识别装置的结果改善了脉搏波测量装置的脉搏波检测精度和灵敏度

[0094] 在一些实施例中,所述近红外光源照射的红外光的波长处于760nm附近,以提高静脉区域和动脉区域之间的对照度,从而便利静脉识别。

[0095] 在一些实施例中,红外图像采集装置的采集帧率不低于8帧/秒,从而确保采样不丢失原始信号中的有用信息。

[0096] 所述存储器405可以采用各种形式,包括但不限于例如易失性存储器和/或非易失性存储器。易失性存储器例如可以包括随机存取存储器(RAM)和/或高速缓冲存储器(cache)等。非易失性存储器例如可以包括只读存储器(ROM)、硬盘、可擦除可编程只读存储器(EPROM)、便携式紧致盘只读存储器(CD-ROM)、USB存储器、闪存等。

[0097] 处理器404可以是处理装置,包括例如微处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)、加速处理单元(APU)等的一个或更多通用处理装置。更具体地,处理器404可以是复杂指令集计算(CISC)微处理器、精简指令集计算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、实现其它指令集的处理器、或实现指令集的组合的处理器。处理器404还可以是一个或更多专用处理装置,例如专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、片上系统(SOC)等。如本领域技术人员将领会的,在一些实施例中,处理器404可以是专用处理器而不是通用处理器。处理器204可以包括一个或更多已知的处理装置,例如来自Intel™制造的Pentium™、Core™、Xeon™、或Itanium®系列的微处理器,由AMD™制造的Turion™、Athlon™、Sempron™、Opteron™、FX™、Phenom™系列的微处理器,或由太阳微系统公司制造的任何各种处理器。处理器204还可以包括加速处理单元。公开的实施例不

限于任何类型的(一个或数个)处理器,其以其他方式被配置为满足识别、分析、保持、生成和/或提供大量图像数据或处理这样的图像数据的计算需求,或以其他方式被配置为处理与所公开的实施例一致的任何其它类型的数据。此外,术语“处理器”可包括多于一个处理器,例如多核设计或多个具有多核设计的多个处理器。

[0098] 以上实施例仅为本发明的示例性实施例,不用于限制本发明,本发明的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本发明的实质和保护范围内,对本发明做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本发明的保护范围内。

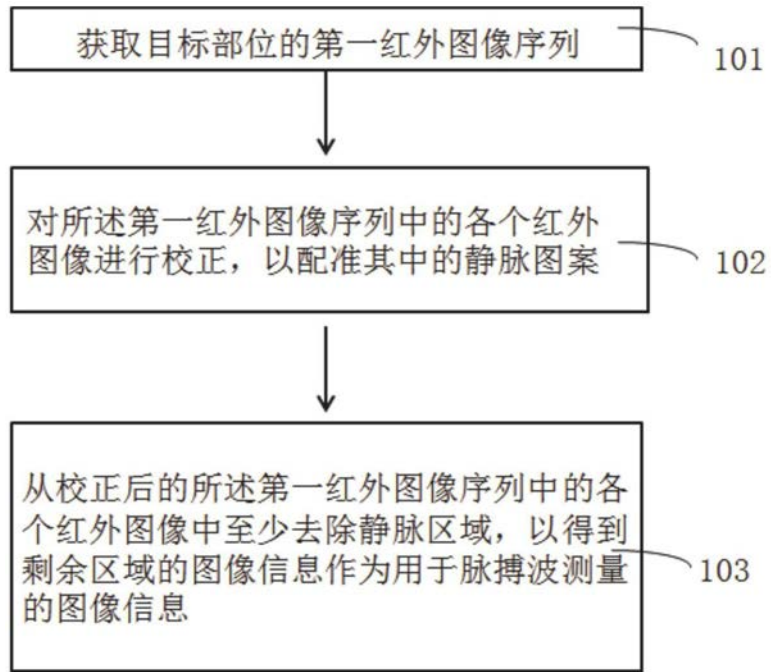


图1

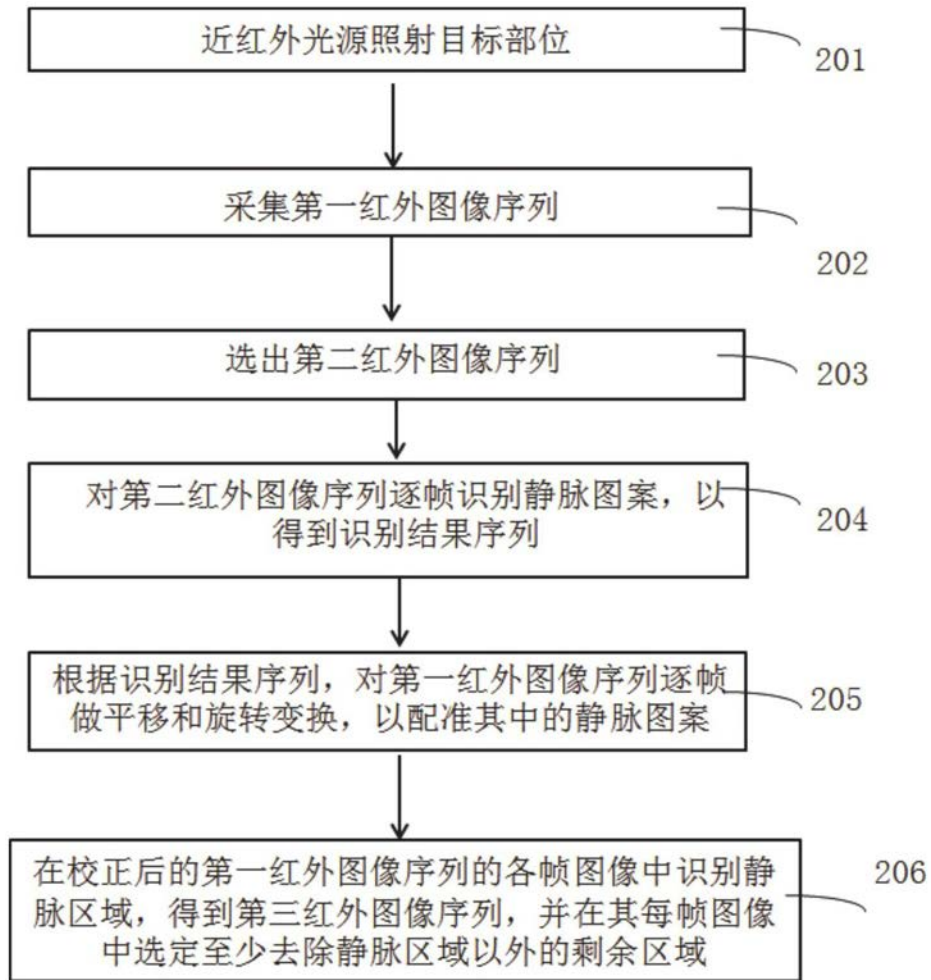


图2

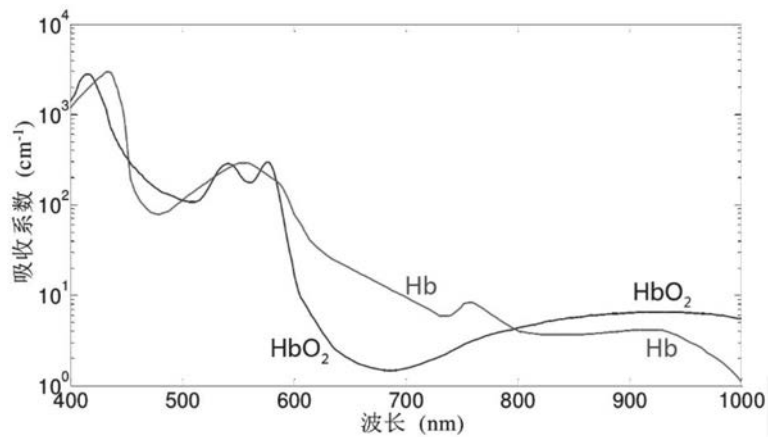


图3

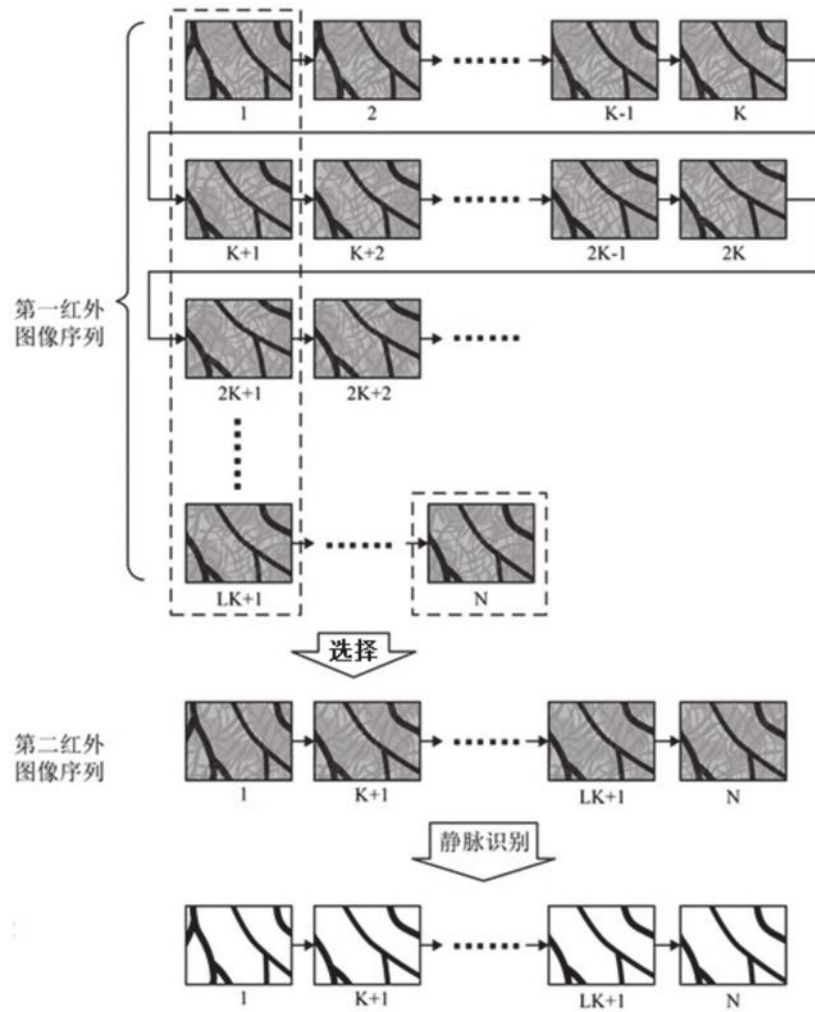


图4(a)

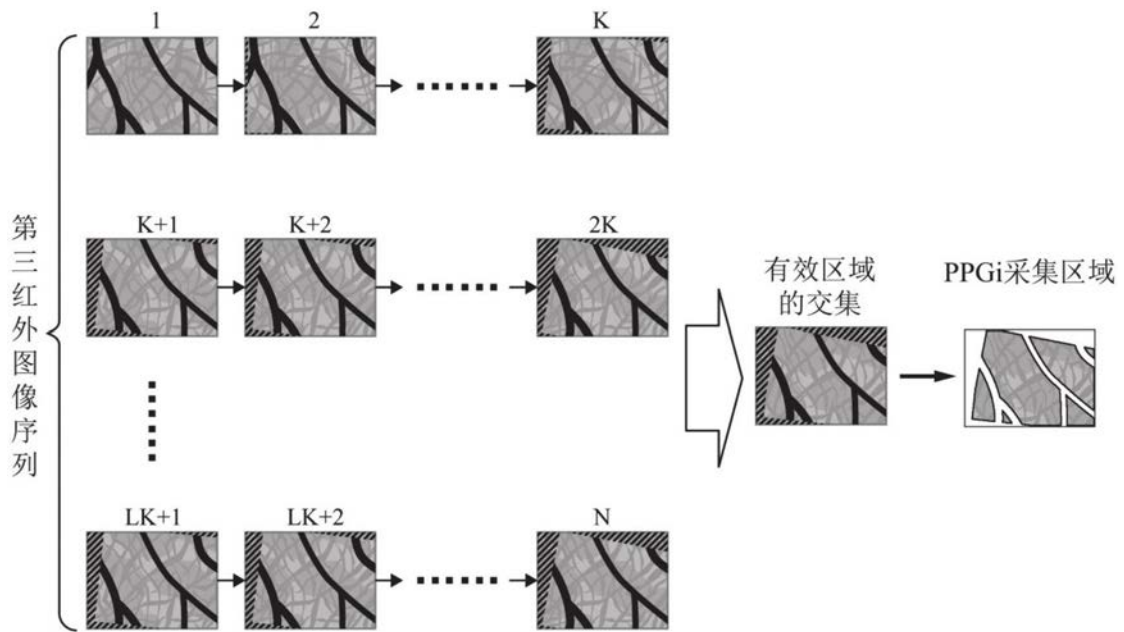


图4(c)

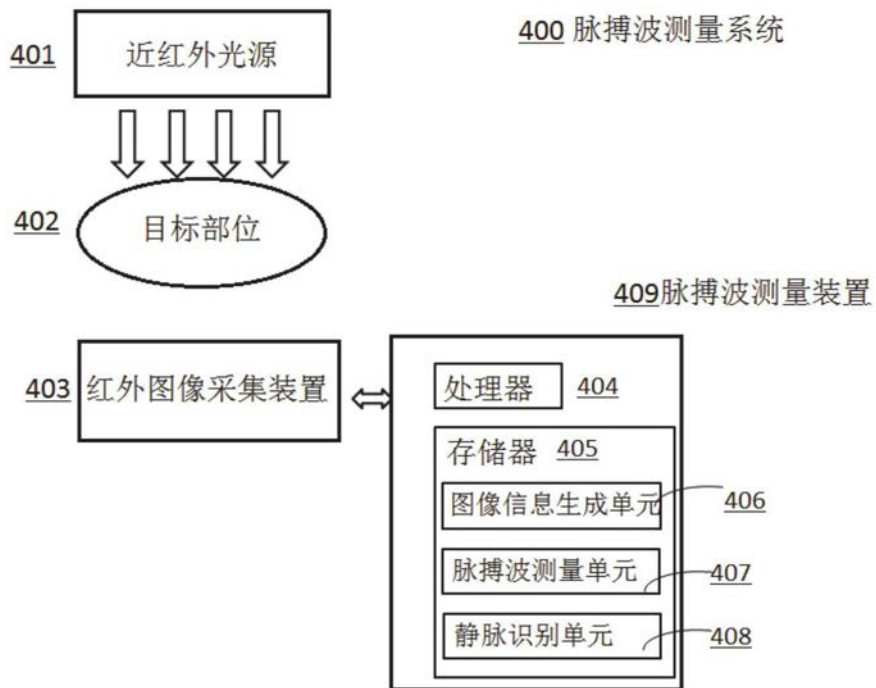


图5

专利名称(译)	一种图像信息生成方法和脉搏波测量系统		
公开(公告)号	CN108742549A	公开(公告)日	2018-11-06
申请号	CN201810671558.0	申请日	2018-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	京东方科技集团股份有限公司		
[标]发明人	刘成		
发明人	刘成		
IPC分类号	A61B5/02 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0059 A61B5/02007		
代理人(译)	黄威 夏东栋		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本公开涉及一种图像信息生成方法和脉搏波测量系统。该方法包括：获取步骤：获取目标部位的至少包括静脉和动脉的第一红外图像序列；校正步骤：对所述第一红外图像序列中的各个红外图像进行校正，以配准其中的静脉图案；静脉区域去除步骤：从校正后的所述第一红外图像序列中的各个红外图像中至少去除静脉区域，以得到剩余区域的图像信息作为用于脉搏波测量的图像信息。该方法和系统能够将静脉识别运用于脉搏波测量中，生成能够显著体现脉搏波变化的图像信息，且能够消除运动导致的误差，从而提高脉搏波的检测精度和灵敏度。

