

基于多区域主频增强方法获取颈部的弱脉搏信号

陶嘉庆¹, 郑泽希^{1,2*}, 项华中¹, 田先洋¹

¹上海理工大学, 上海市介入医疗器械工程研究中心, 上海 200093;

²上海理工大学机械工程学院, 上海 200093

摘要 基于图像的非接触式获取脉搏波的方法具有重要的临床实用价值。在正常情况下, 人体颈动脉的搏动会引起颈部皮肤肉眼可见的微小振动, 通过振动图像的获取及信号处理可以得到脉搏波。然而, 临床中部分患者存在颈动脉搏动较为微弱的情况, 此时需要有针对性的图像和信号处理方法。本课题组提出了在弱脉搏情况下获取脉搏波的方法, 即: 在近红外光源的照明环境中, 用近红外相机连续拍摄颈部皮肤得到其振动的图像序列; 然后从图像序列的感兴趣区域内得到原始信号, 再用滤波和多区域主频增强方法对信号进行处理, 最终得到期望的脉搏波信号。实验结果表明, 所提方法获得的脉搏波周期状态稳定, 并且保留了 70% 左右的潮波特征和 50% 以上的重搏波特征。本文所提方法可以在人体颈部微弱振动状态下获得保留细节的完整的脉搏波信号。

关键词 医用光学; 颈动脉; 弱脉搏; 脉搏波; 多区域主频增强

中图分类号 Q631

文献标志码 A

DOI: 10.3788/CJL221273

1 引言

心血管生理参数的非接触式测量具有重要的临床实用价值, 其中的成像式光电容积描记法 (IPPG)^[1] 和远距离光电容积描记法 (RPPG)^[2-4] 得到了研究人员的广泛关注。

基于 IPPG 或 RPPG 的测量方法的基本原理为: 血液流动会导致皮肤表面发生颜色变化^[5] 或导致皮肤产生振动, 获取这类变化信号可以得到若干人体生理参数, 如人体的呼吸频率^[6]、心率^[4]、心率变异性^[7]、血氧饱和度^[8] 等。在关于皮肤表面颜色变化的研究中, 众多研究者在人体脸部选择不同的感兴趣区域 (ROI) 获取类似脉搏波的信号, 但是脸部的颜色变化易受到表情变化、头部运动以及光照变化等的影响, 得到的所谓脉搏波信号的特征点缺失严重。在关于皮肤振动的研究中, 部分研究者提出了心冲击描记术 (BCG)^[9], 用于心脏搏动 (脉搏波) 信号的提取。该方法通过追踪头部特征点的运动得到 BCG 信号。尽管该信号中包含心率信息, 但是由于头部运动的随意性, 信号的特征点难以识别。

为了得到保留特征点的脉搏波, 选择一个稳定的信号源很有必要。颈动脉是人体浅层可被观测的距离心脏最近的动脉, 包含着丰富的生理参数信息。颈部随意运动的幅度远小于头部, 同时又不必考虑脸部表情变化, 因此, 理论上能获得更准确的脉搏波。

研究人员提出了多种从连续拍摄的图像序列中获取信号的处理方法, 如多通道信号下的联合盲源分离^[10] 法、独立成分分析^[11] 法。这些多通道方法一般适合对彩色视频经 RGB 三通道分离后的图像、信号进行处理。基于频域的处理方法包括带通滤波 (BF)、小波变换 (DWT)^[12] 等, 还有基于矩阵特征值分解的奇异谱分析 (SSA)^[13]、结合时频域分析的经验模态分解 (EMD)^[14] 及一系列改进方法, 但这些方法在处理人体弱脉搏振动下的信号时都有一定的局限性。

基于血液流动会引起人体皮肤表面振动的原理, 本课题组采用 850 nm 半导体激光照明, 用近红外工业相机连续拍摄颈部皮肤表面的振动, 得到一组图像序列; 然后针对弱振动脉搏情况, 对图像中的多个 ROI 进行取均值和滤波预处理, 并将提出的多区域主频增强 (MRDFE) 方法应用于信号的处理中。对采集到的弱脉搏进行分析, 结果表明: 本文方法在人体颈动脉弱振动情况下可以获得保留多数潮波和重搏波等特征的完整脉搏波信号。

2 信号采集及装置

脉搏波是心脏的搏动沿动脉血管和血流向外周传播形成的。当血液流经动脉时, 动脉会产生搏动。由于颈动脉距离心脏较近, 上端位置表浅, 故在距离颈总动脉上端位置较近的颈部皮肤处, 振动的变化可以被相机记录下来。当光线照射到颈部时, 仅有

收稿日期: 2022-09-26; 修回日期: 2022-11-07; 录用日期: 2022-11-24; 网络首发日期: 2022-12-04

基金项目: 国家自然科学基金青年科学基金 (52206102)

通信作者: *zexizheng@outlook.com

部分光被皮肤吸收,而大部分光被皮肤表面反射。颈部皮肤的振动使得光线的反射角发生改变,在图像上表现为某块区域灰度值的周期性变化。用相机将灰度变化(即包含脉搏搏动信息的图像序列)记录下来,经过一系列图像处理及信号处理后,可以得到一个具有周期性的随时间变化的信号,这个信号就是脉搏波^[15]。

脉搏波信号采集装置示意图如图 1 所示^[16]。光源从颈部下方照射到颈动脉振动区域,受试者静坐于桌前,将下颌置于下颌支撑托上。为避免下颌支撑托遮挡信号,将相机放置于颈部侧方,距离颈部约 20~30 cm,视场范围约为 5 cm×5 cm。850 nm 光源在生物医学光学领域应用广泛(常用于血糖及血氧检测等),同时该波段的光为不可见光,对人眼无刺激,故适合作为本实验的照明光源。实验相机选用中高速工业近红外相机(型号为 C11440-36U),相机镜头前安装相应的滤光片,以避免环境光的干扰。

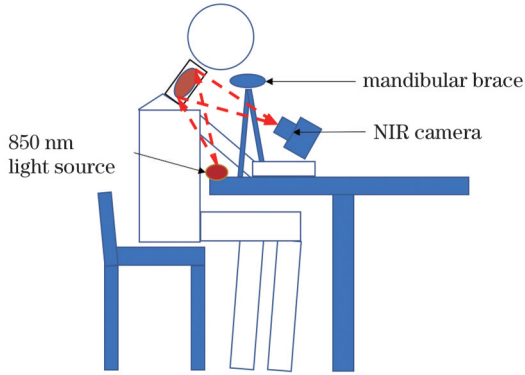


图 1 采集装置示意图

Fig. 1 Schematic of acquisition device

3 数据获取及分析方法

3.1 数据获取

在近红外光照明环境下,用相机采集颈部脉搏搏动图像。实验中设置采样频率为 40 Hz,采集时间为 15 s,每帧图像的大小为 480 pixel×480 pixel。

由于原始图像序列不仅包含颈部皮肤信息还包含有背景信息,而且可观测到的颈部动脉的搏动仅限于颈部皮肤的部分区域,故而提取 ROI 必不可少。本文通过帧间差分法获取 ROI^[16]。在一般情况下,人体心率不会低于 30 次/min,因此图像序列的前 2 s 内至少包含一个脉搏周期,对前 2 s 的图像序列作差分处理并取绝对值后求和,可以得到该段时间内的光强变化幅度。将图像以 60×60 的像素大小分割成 64 个超像素块,将灰度变化幅度由大到小排序,取前 5 个超像素块作为 ROI。

图像序列的 ROI 在 u 时刻的信号 $s(u)$ 表示为

$$s(u) = \frac{1}{60 \times 60} \sum_{a=0}^{60} \sum_{b=0}^{60} p(a, b), \quad (1)$$

式中: $p(a, b)$ 为 ROI 中 (a, b) 位置处的灰度值。

ROI 会随着人体的运动而发生一定程度的偏移,因此获得的波形信号存在离群值。为了避免瞬间偏移过大等特殊情况的影响,对该 ROI 内的信号 $S = [s(1), s(2), \dots, s(600)]$ 归一化后,设定某点与左右相邻两点之间的差值不得超过 0.5(正常情况下,相邻采样点之间的差值不会超过 0.3),超过则以左右相邻两点的均值替代该点。

在异常值分析处理后,对信号作带通滤波处理。本文设置的采样频率为 40 Hz。根据采样定理,假设通过采样点可以重建出完整的原始信号,则原始信号的频率为 0~20 Hz。一般来说,人体脉搏波的频率在 0.6~4 Hz 之间,不会超过 5 Hz^[17]。为了去除信号的趋势项和低频噪声,同时保留更多的脉搏振动细节,选择带通频段为 0.6~5 Hz,滤波后再进行归一化得到信号 S_i (ROI, $i = 1, 2, \dots, 5$)。尽管带通滤波后的脉搏波信号是该频段内的主要信号,但并不能去除混杂在该频段内的其余噪声。

3.2 多区域主频增强

每位受试者的颈动脉脉搏有强有弱。针对弱脉搏振动,本文提出了一种多区域主频增强(MRDFE)方法,用于微弱振动信号的提取。本方法主要由两步组成:1) 对各 ROI 内的信号赋予权重;2) 运用主成分分析对获取的各 ROI 的信号进行主频增强。

3.2.1 对 ROI 内的信号赋予权重

由于拍摄角度和距离有差异,颈动脉搏动引起的颈部皮肤的形变面积不同,弱脉搏情况下最佳脉搏信号未必存在于灰度变化幅度最大的 ROI 中,也有可能存在于其他 ROI 中。为了获得最佳的脉搏信号区域,本节引入主频信噪比的概念。将主频信噪比的权重赋予各个 ROI 的信号 S_i 。

如果 $x(n)$ 为时域中的脉搏波信号,则 $x(n)$ 的离散傅里叶变换为

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} \frac{1}{N} x(n) \exp\left(-i \frac{2\pi}{N} kn\right), \quad (2)$$

离散功率谱密度函数为

$$D_x(k) = |X(k)|^2. \quad (3)$$

信号 S 的功率表示为在一段频率区间 K 内每一处频率 k 的功率谱密度之和,

$$P[S] = \sum_{k \in K} D_x(k), \quad (4)$$

分解滤波后的信号 S_i 为

$$S_i = S_e + S_n, \quad (5)$$

式中: S_e 表示期望信号(无噪声脉搏波); S_n 表示非期望信号(噪声)。

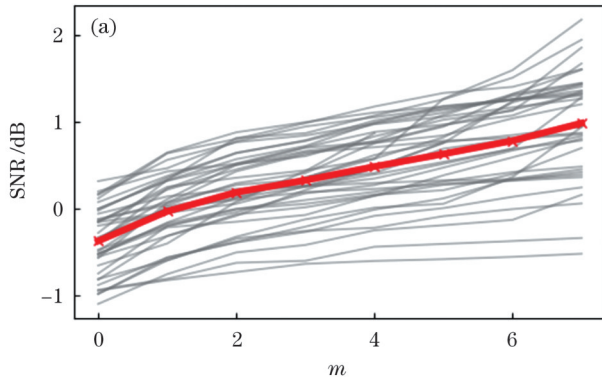
定义信噪比(SNR, 公式中记为 R_{SN})的表达式为

$$R_{SN} = \lg \frac{P[S_e]}{P[S_n]} = \lg \frac{P[S_e]}{P[S_i] - P[S_e]}, \quad (6)$$

式中: $P(S_e)$ 表示期望信号 S_e 的功率; $P(S_n)$ 表示噪声 S_n 的功率; $P(S_i)$ 表示信号 S_i 的功率。

一般认为心率频率及其谐波频率是脉搏波的主频率^[18]。由于从视频中得到脉搏波信号的方法的采样频率较小且受到的干扰较大,一般只能通过分析频谱图得到心率频率及其二次和三次谐波,所以本节重新定义心率频率以及以其二次谐波、三次谐波为脉搏波的主频率。

考虑到实测脉搏波信号较为复杂,在主频率之外的部分频率也会直接影响脉搏波,因此,令脉搏波的主频率区间 F 由三部分组成,即



$$F = [f - r, f + r] \cup [2f - r, 2f + r] \cup [3f - r, 3f + r], \quad (7)$$

其中,

$$r = m/t, \quad (8)$$

式中: f 表示心率频率; \cup 表示并集; r 为频率拓展范围; m 表示主频拓展系数; t 表示采样时间。

为了得到合适的拓展系数 m , 对不同的受试者样本进行多次独立实验, 分析 SNR 与 m 的关系。对 SNR 作一次差分得到差分信噪比 (DSNR), 结果如图 2 所示, 图中细实线表示测量得到的多个信号, 加粗红线表示对多次测量结果取平均值。

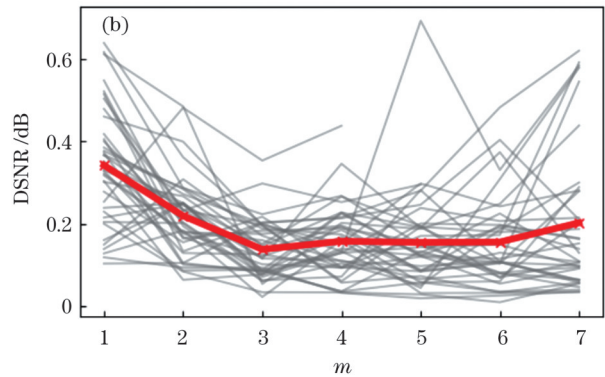


图 2 SNR 及 DSNR 随 m 的变化曲线。(a) SNR 随 m 的变化; (b) DSNR 随 m 的变化

Fig. 2 Variations of SNR and DSNR with m . (a) Variation of SNR with m ; (b) variation of DSNR with m

由图 2(a)可以看出, SNR 曲线随着主频拓展系数 m 的增加呈上升趋势。由图 2(b)可以看出: 当 $m \geq 3$ 时, DSNR 的均值曲线呈近似水平状态, SNR 的增大趋于稳定 (可以认为增长的部分来自随机噪声); 当 $0 \leq m \leq 2$ 时, 频域范围内期望脉搏波信号的功率变化较快 (可以认为快速变化的部分来源于与脉搏波相关的信号)。因此选择主频拓展系数 $m = 2$ 比较合适。

为进一步说明不同的主频拓展系数 m 对重建信号的影响, 分析 3.1 节得到的一个 ROI 内的信号, 其频谱以及在不同主频拓展系数 m 下重建后的信号如图 3 所示。

由主频率重建的信号如图 3(c) 所示, 其周期性明显但特异性消失; 而经主频拓展后重建的信号如图 3(d) 所示, 其周期性明显, 不仅有特征点, 还在一定程度上保留了信号的特异性。

最终由式 (6) 计算每个 ROI 内获得的信号 S_i 的主频信噪比 R_{SNR} , 加权后得到每个 ROI 内的信号为

$$S_i^* = R_{SNR} S_i \quad (9)$$

3.2.2 主成分分析 (PCA)

Chen 等^[19]在 Blinn-Phong 模型的基础上建立了颈部皮肤局部照明模型, 该模型将颈动脉搏动引起的皮肤振动所产生的图像灰度变化解释为多个平移和旋转分量的刚体运动与一个表皮位移的非刚体运动的线性组合。在实验条件下, 由于受试者的运动受限, 非刚体运动引起的光强变化远大于刚体运动引起的光强变

化, 对各 ROI 内的信号进行加权处理后, 用矩阵表示为 $S^r = [S_1^r, S_2^r, \dots, S_5^r]^T$ 。观测信号矩阵 S^r 与理论脉搏波矩阵 Z 之间的关系为

$$S^r = A_{5 \times l} Z_{l \times 600}, \quad (10)$$

式中: l 是影响相机接收到图像灰度变化的刚体运动和非刚体运动分量的个数; 系数矩阵 A 直接影响脉搏波的观测值。对一实测脉搏波图像序列得到的矩阵 S^r 进行主成分分析, 处理过程中的信号变化如图 4 所示。

主成分分析得到的第一个分量被认为是从颈动脉搏动过程中颈部皮肤的非刚体变化得到的脉搏波信号, 其余分量则被认为是刚体变换引起的信号波动。由图 4(c) 可以直观地看出: 从像素灰度变化最大的区域 (第一个 ROI) 得到的信号较为杂乱, 特征表达不明显, 而从第 2 个、第 5 个 ROI 得到的信号更符合预期。经过加权后, 周期性和细节表现更佳的第 2 个和第 5 个 ROI 内的信号得以放大, 此时再进行主成分分析得到的第一个分量 (脉搏波信号) 就会明显增强, 其细节、周期性和特异性都得以表达。

3.3 评价指标

本文采用周期完整度、周期变异度、潮波完整度和重搏波完整度 4 项指标来评估获得的脉搏波信号的质量。提取脉搏波的时域特征首要的就是精确定位到每个周期, 然后在每个周期提取细节。一个包含了所有

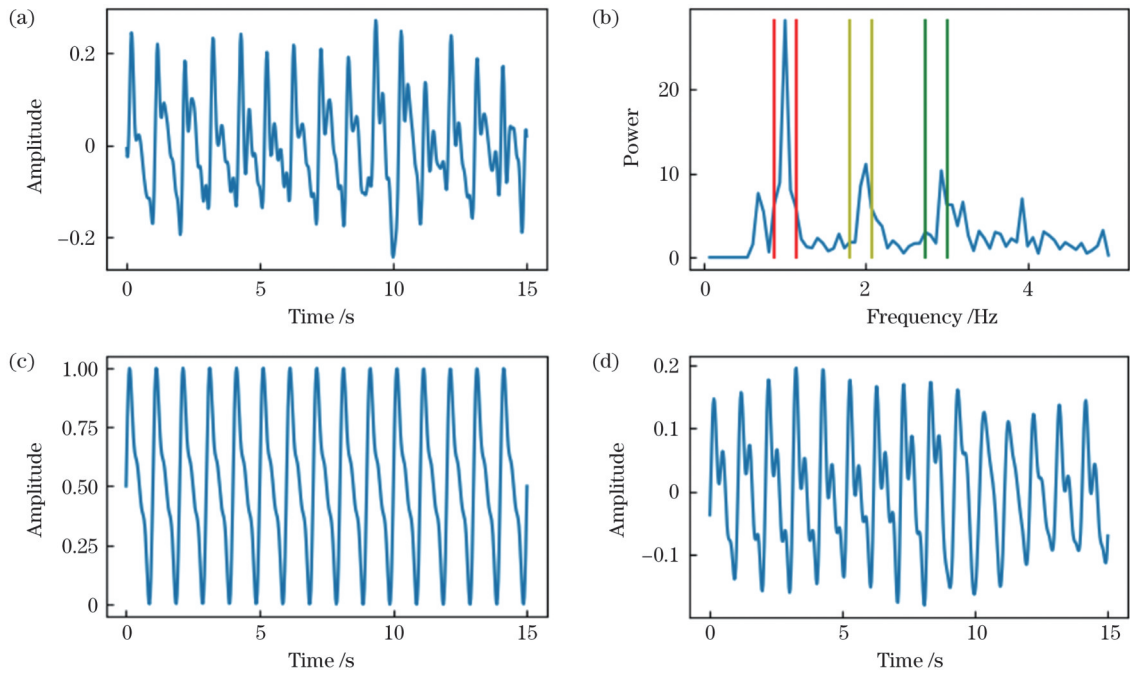


图 3 信号 S_i 的频谱以及不同主频拓展系数 m 下重建的信号。(a) 信号 S_i ; (b) S_i 的频谱图 (红色、黄色、绿色线条包含的频率范围是 $m=2$ 时的主频域区间); (c) $m=0$ 时重建的信号; (d) $m=2$ 时重建的信号

Fig.3 Frequency spectrum of single S_i and reconstructed single at different principle frequency expansion coefficient (m) values. (a) Signal S_i ; (b) frequency spectrum of single S_i (the frequency range of red, yellow and green lines is the main frequency domain when $m=2$); (c) reconstructed signal when $m=0$; (d) reconstructed signal when $m=2$

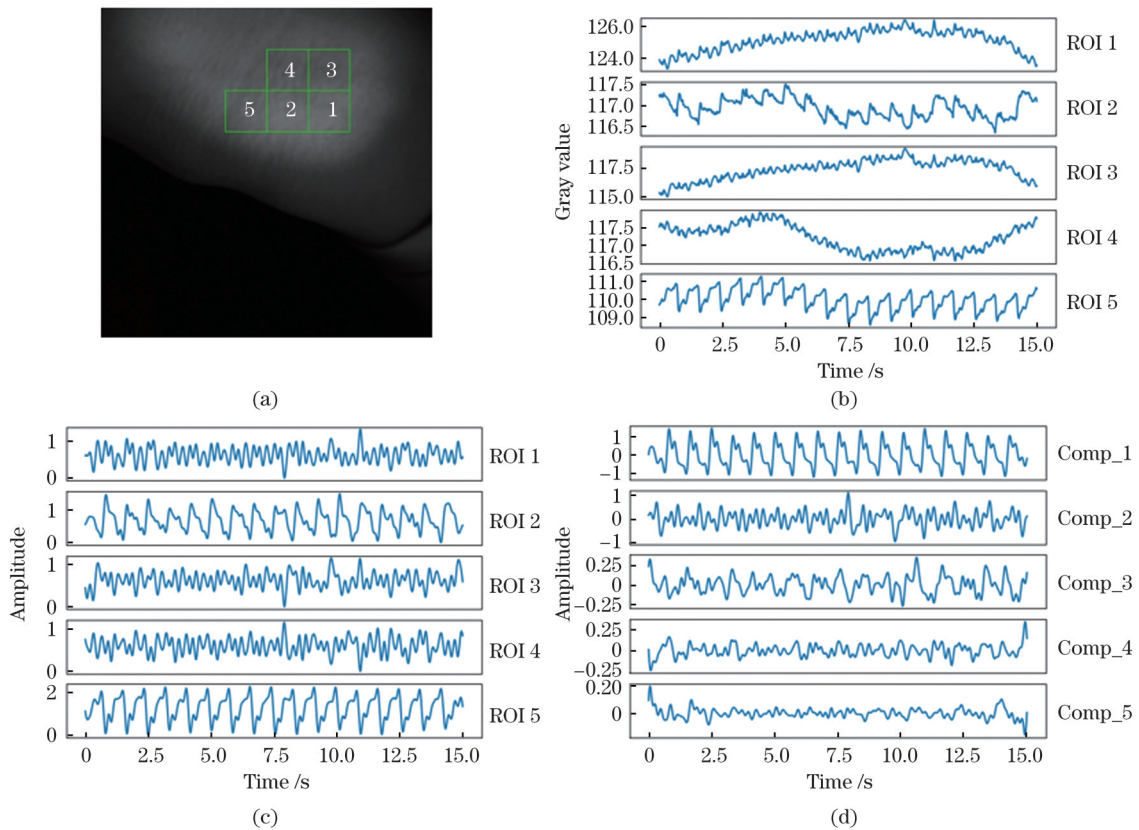


图 4 多区域主频增强方法处理信号的过程。(a) 实拍颈部图像的某一帧及选取的 ROI; (b) 各 ROI 原始灰度信号; (c) 各 ROI 滤波加权后的信号; (d) 主成分分析后的各分量

Fig. 4 Process of signal processing by multi-region dominant frequency enhancement (MRDFE) method. (a) A certain frame of neck image and selected ROI; (b) original grayscale signals of each ROI; (c) weighted signals of each ROI after filtering; (d) each component after principal component analysis

时域特征点的脉搏波如图 5 所示,图中的点 A 表征此周期开始,点 B 为主波波峰,点 C 为潮波波谷,点 D 为潮波波峰,点 E 为重搏波波谷,点 F 为重搏波波峰,点 G 表征此周期结束(同时也表征下一个周期开始)。在图 5 中,AB 段表示心脏快速射血期,此阶段血液流速最快,血压最高,在单周期脉搏波上表现为斜率最大,可以根据特征点 A、B 的相对关系找到每一个周期的起始点。此外,理论上,A 点的个数等于心率频率 f 与采样时间 t 的乘积,每两个相邻特征点 A 之间的差应为一个周期的长度。利用这两个特点可以准确找到一个符合条件的单周期波形。

为了充分验证本文方法的有效性,实验中采用逐步阈值下降法^[20]寻找每一个周期的起始点 A 和主波波峰 B。另外增加了一个判别条件,即寻找到的相邻 A 点之间的间隔不得超过 3/2 个平均周期。对于提取到的每个周期,结合脉搏波的潮波波峰 D 和重搏波波峰 F 到起始点的间隔可以确定 D 和 F。对于一般的脉搏

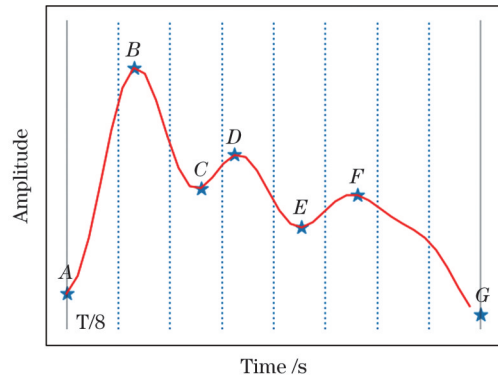


图 5 单周期脉搏波及其特征点

Fig. 5 Single period pulse wave and its characteristic points

波图像,D 点到 A 点的间隔一般大于 1/8 个周期而小于 1/2 个周期。检测到 D 点后再确定 F 点,此处限定 F 到 A 点的间隔大于 3/8 个周期而小于 7/8 个周期;找到 F 点后,继续下一个周期的循环。实测脉搏波信号及其特征点如图 6 所示。

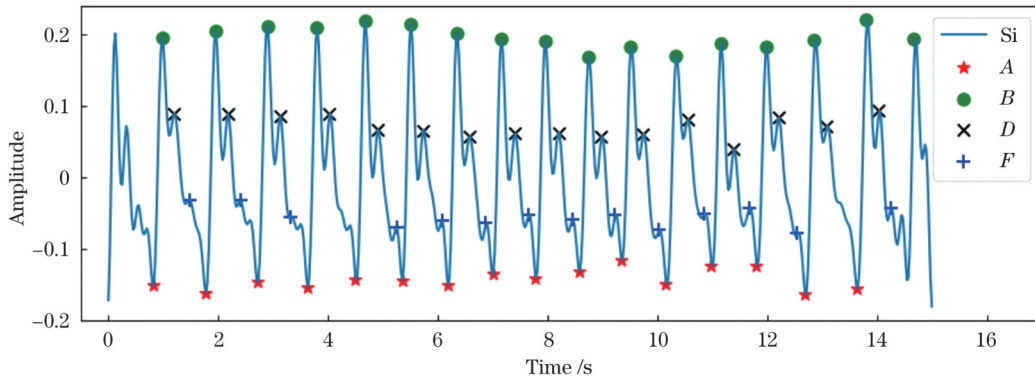


图 6 实测脉搏波及其特征点

Fig. 6 Measured pulse wave and its characteristic points

本文所提周期完整度 I_T 的表达式为

$$I_T = N_S / N_T, \quad (11)$$

式中: N_T 表示特征点检测方法检测到的周期数; N_S 表示 15 s 内的周期数。

周期变异度 I_V 的表达式为

$$I_V = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} (T_i - T')^2}, \quad (12)$$

式中: T_i 是第 i 个周期; $T' = 1/f_m$, 表示平均周期; n 是检测到的周期数。当算法检测不出任意周期时,令周期变异度为 1。

由于特征点 C 与 D、E 与 F 经常成对出现,故本文只考虑特征点 D 与 F。潮波完整度 I_1 及重搏波完整度 I_2 可以表示为

$$\begin{cases} I_1 = N_D / N_T \\ I_2 = N_F / N_T \end{cases}, \quad (13)$$

式中: N_D 为潮波波峰特征点的个数; N_F 为重搏波波峰特征点的个数。

4 分析与讨论

本次实验邀请了年龄在 20~25 岁的 12 名受试者,他们都有一个特点——颈动脉搏动导致的皮肤振动难以被肉眼察觉,属于弱脉搏情况。采集方式如图 1 所示,每位受试者采集 2 次数据,共得到 24 组数据。

采用本文提出的 MRDFE 方法以及目前最为常用的信号处理方法,如单通道带通滤波(BF)、BF+奇异谱分析(SSA)^[13]组合法、多通道直接 PCA 方法^[21],对获得的图像序列进行处理,然后将处理结果进行比较。其中:带通滤波保留 0.6~5 Hz 频段的信号;奇异谱分析的窗宽设置为 30,重建分量选择第 1 个到第 5 个分量。直接 PCA 方法与本文所提方法基本一致,区别在于从 ROI 获取信号后,前者不计算主频信噪比,不赋予权重。

4 种方法的评价指标如表 1 所示。从表 1 可以看出,本文所提 MRDFE 方法在周期完整度、潮波完整度和重搏波完整度方面表现最佳,周期变异度(越小表示信号越平稳)排在第 2 位。不难理解,周期完整度越

表 1 4 种方法的评价指标统计

Table 1 Evaluation index statistics of four methods

Method	I_T	I_V	I_1	I_2
BF	0.669	0.247	0.463	0.344
BF+SSA	0.713	0.183	0.494	0.409
PCA	0.813	0.191	0.631	0.469
MRDFE	0.876	0.191	0.69	0.507

高,遗漏的脉搏波周期就越少,这对于心率变异性这一生理参数十分重要。潮波和重搏波表达的是脉搏波形态的主要细节。特征点保存得越完整,对于下一步应用(例如用脉搏信号预测血压变化)来说,准确率就会越高。

为直观地进行比较,图 7 展示了本文方法得到的一组脉搏波与另外三种方法得到的脉搏波的波形对比。图 7(a)、(b)是单通道的处理结果,它是从灰度变化幅值最大的 ROI 中得到的信号。可见,在弱脉搏情

况下,从灰度变化幅值最大的区域得到的信号,其质量并非最佳。图 7(c)、(d)是从多个通道内提取的脉搏波,在一定程度上减弱了从单一 ROI 提取的质量较差信号的影响,所得信号的整体质量有了较大提升。特别是 MRDFE 方法,通过权重赋值增强了质量较优的信号并减弱了质量较差的信号,所以最终结果更符合期望脉搏波形状。对比图 7(c)、(d)可以发现:在第 3 个周期中,图 7(c)在上升段出现了一个杂峰,在真实信号的特征点提取中,该峰极有可能影响主波峰值的检测,而图 7(d)中则没有此杂峰;在第 14 个周期中,图 7(c)所示的重搏波波峰到重搏波波谷的斜率略大,相较于同时段的其他周期发生了明显变异,而图 7(d)所示的重搏波波峰则表现较为平稳。

综上所述,MRDFE 方法所得到的最终信号更加稳定,周期性更加明显,特征点保留得更加全面,在弱脉搏振动情况下具有显著优势。

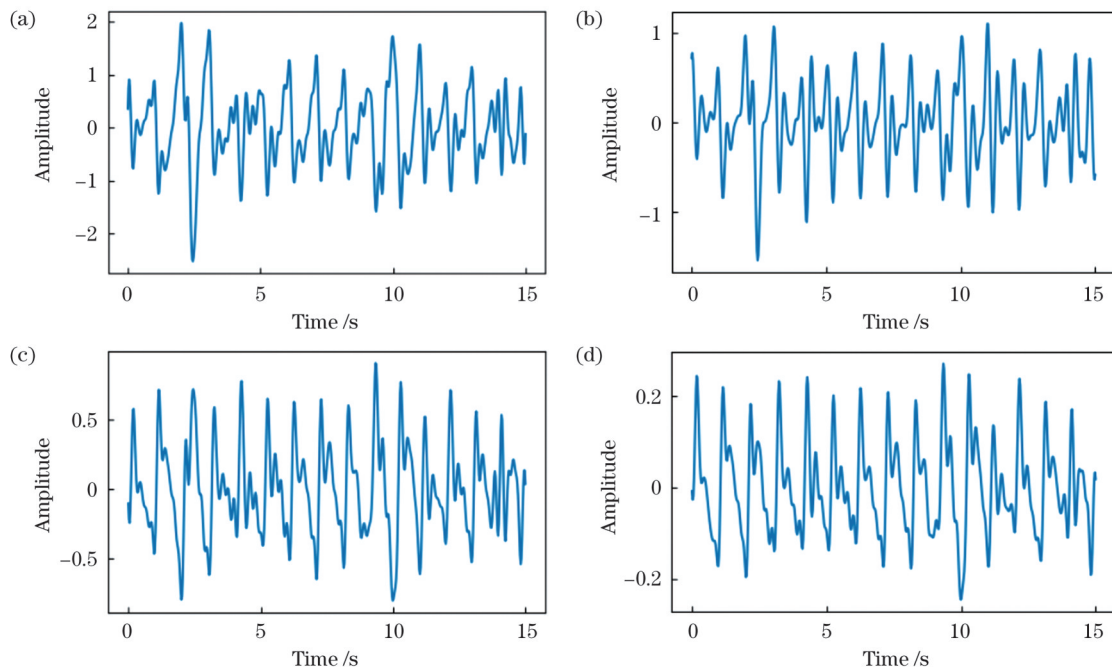


图 7 不同信号处理方式下得到的脉搏波信号。(a)BF 方法;(b)BF+SSA 方法;(c)直接 PCA 法;(d)MRDFE 法

Fig. 7 Pulse wave signals obtained with different signal processing methods. (a) BF method; (b) BF+SSA method; (c) direct PCA method; (d) MRDFE method

5 结 论

本文提出了一种颈部弱脉搏振动情况下获取脉搏波信号的处理方法。在近红外光源照明环境中,用相机连续拍摄颈部皮肤振动得到图像序列;然后从图像序列中选取多个 ROI,经过异常值处理和带通滤波后得到初步信号,再采用 MRDFE 方法进行处理,最终得到了弱脉搏振动下的脉搏波信号。分析及实验结果表明:MRDFE 方法可以在弱脉搏条件下得到保留细节特征的完整的脉搏波信号,为心率、心率变异性、血氧饱和度甚至血压等参数的进一步测量提供了稳定可靠

的脉搏波。本方法的不足之处在于同时涉及到多通道的频域分析和矩阵分解,整体运算速度稍慢。下一步拟考虑通过多线程并行计算方法提升运算速度。

参 考 文 献

- [1] Yu X C, Laurentius T, Bollheimer C, et al. Noncontact monitoring of heart rate and heart rate variability in geriatric patients using photoplethysmography imaging[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2021, 25(5): 1781-1792.
- [2] de Haan G, Jeanne V. Robust pulse rate from chrominance-based rPPG[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2013, 60(10): 2878-2886.
- [3] Wang W J, den Brinker A C, de Haan G. Single-element remote-PPG[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2019, 66

- (7): 2032-2043.
- [4] Wang W J, den Brinker A C, de Haan G. Discriminative signatures for remote-PPG[J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2020, 67(5): 1462-1473.
- [5] 赵丽, 周鹏, 罗静静, 等. 基于 IPPG 的非接触式皮肤血液灌注成像研究[J]. *光学学报*, 2023, 43(2): 0217002.
Zhao L, Zhou P, Luo J J, et al. Non-contact skin blood perfusion imaging based on IPPG[J]. *Acta Optica Sinica*, 2023, 43(2): 0217002.
- [6] Du J D, Liu S Q, Zhang B C, et al. Weakly supervised rPPG estimation for respiratory rate estimation[C] // 2021 IEEE/CVF International Conference on Computer Vision Workshops (ICCVW), October 11-17, 2021, Montreal, BC, Canada. New York: IEEE Press, 2021: 2391-2397.
- [7] Yu S G, Kim S E, Kim N H, et al. Pulse rate variability analysis using remote photoplethysmography signals[J]. *Sensors*, 2021, 21(18): 6241.
- [8] Al-Naji A, Khalid G A, Mahdi J F, et al. Non-contact SpO₂ prediction system based on a digital camera[J]. *Applied Sciences*, 2021, 11(9): 4255.
- [9] 孔令琴, 吴育恒, 庞宗光, 等. 基于心冲击描记术的心率检测方法[J]. *中国激光*, 2020, 47(2): 0207042.
Kong L Q, Wu Y H, Pang Z G, et al. Measurement of heart rate based on ballistocardiography[J]. *Chinese Journal of Lasers*, 2020, 47(2): 0207042.
- [10] Cheng J, Wang P, Song R C, et al. Remote heart rate measurement from near-infrared videos based on joint blind source separation with delay-coordinate transformation[J]. *IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement*, 2021, 70: 5005313.
- [11] Lei R S, Ling B W K, Feng P H, et al. Estimation of heart rate and respiratory rate from PPG signal using complementary ensemble empirical mode decomposition with both independent component analysis and non-negative matrix factorization[J]. *Sensors*, 2020, 20(11): 3238.
- [12] Shuaibu A N, Dajab D D, Usman F. Heart rate measurement using non-invasive sparse signal approach[C] // 2020 8th International Conference on Intelligent and Advanced Systems (ICIAS), July 13-15, 2021, Kuching, Malaysia. New York: IEEE Press, 2021.
- [13] Wang D L, Yang X Z, Liu X N, et al. Detail-preserving pulse wave extraction from facial videos using consumer-level camera[J]. *Biomedical Optics Express*, 2020, 11(4): 1876-1891.
- [14] Lin Y D, Tan Y K, Tian B F. A novel approach for decomposition of biomedical signals in different applications based on data-adaptive Gaussian average filtering[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, 71: 103104.
- [15] Yu Z T, Li X B, Zhao G Y. Facial-video-based physiological signal measurement: recent advances and affective applications[J]. *IEEE Signal Processing Magazine*, 2021, 38(6): 50-58.
- [16] 陶嘉庆, 项华中, 郑刚. 从颈部多帧图像序列获取脉搏波信号[J]. *光学技术*, 2022, 48(3): 317-322.
Tao J Q, Xiang H Z, Zheng G. Obtaining pulse wave signal from multi-frame image sequence of neck[J]. *Optical Technique*, 2022, 48(3): 317-322.
- [17] Nooralishahi P, Loo C K, Shiung L W, et al. Robust remote heart rate estimation from multiple asynchronous noisy channels using autoregressive model with Kalman filter[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2019, 47: 366-379.
- [18] Rong Y, Bliss D W. Remote sensing for vital information based on spectral-domain harmonic signatures[J]. *IEEE Transactions on Aerospace and Electronic Systems*, 2019, 55(6): 3454-3465.
- [19] Chen W X, Hernandez J, Picard R W. Estimating carotid pulse and breathing rate from near-infrared video of the neck[J]. *Physiological Measurement*, 2018, 39(10): 10NT01.
- [20] 王湘森. 脉搏波传导时间融合形态学特征的无创血压预测方法研究[D]. 北京: 北京邮电大学, 2021: 15-18.
Wang X S. Research on noninvasive blood pressure prediction method of morphological characteristics of pulse wave fusion conduction time[D]. Beijing: Beijing University of Posts and Telecommunications, 2021: 15-18.
- [21] Liu J, Qiu S R, Luo N Q, et al. PCA-based multi-wavelength photoplethysmography algorithm for cuffless blood pressure measurement on elderly subjects[J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2021, 25(3): 663-673.

Obtaining Neck Weak Pulse Signal Using Multi-Region Dominant Frequency Enhancement Method

Tao Jiaqing¹, Zheng Zexi^{1,2*}, Xiang Huazhong¹, Tian Xianyang¹

¹Shanghai Research Engineering Center of Interventional Medical Device, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China;

²School of Mechanical Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China

Abstract

Objective Image-based non-contact measurements for pulse wave remote acquisition and monitoring have an important practical value in clinical use. Accurate pulse waves are a major prerequisite for measuring parameters of human physiology such as the heart rate, heart rate variability, blood oxygen concentration, and blood pressure. Based on the fact that the carotid artery is the closest observable artery to the human heart and contains a wealth of physiological information, vibrations of the epidermis caused by blood flow can be observed on the surface of the human body. In addition, the amplitude of random motion on the neck is much smaller than that on the human face. Accordingly, the signal source is set on the neck for better observations, less disturbance, and more up-to-date results. Under normal circumstances, the pulsation of the human carotid artery causes a small vibration that is visible to the naked eye and can be obtained by analyzing the vibration using conventional image and signal processing methods. However, in clinical practice, some patients have a relatively weak carotid pulse, and the existing statistical signal processing and time-frequency domain signal processing methods are inadequate for obtaining the desired signal. Thus, a new signal processing method is required for these types of situations.

Method Under the illumination of an 850 nm near-infrared light source, a near-infrared camera was used to continuously shoot the

image sequence of the vibration of the neck skin. The final signal was obtained through a series of images and signal processing. The specific process is described as follows. First, the region of interest (ROI) was obtained using the inter-frame difference method. The original gray signal was then obtained by calculating the mean value of the ROI. Next, the original signal was normalized from the gray signal at an interval of 0 to 1. Finally, the desired pulse wave signal was acquired using bandpass filtering and the proposed multi-region dominant frequency enhancement (MRDFE) method. The MRDFE method is a joint algorithm that combines frequency domain processing and principal component analysis in two steps. In the first step, the signal obtained in each ROI was assigned the weight of the dominant frequency signal-to-noise ratio. In the second step, the signals in these ROI channels were evaluated by principal component analysis, and the feature vector corresponding to the first eigenvalue obtained was the final output signal. To further demonstrate the robustness of the algorithm, we established our own database, which contained 24 sets of weak pulse vibration image sequences. In dealing with these data, we compared our method with other existing algorithms based on four indicators: periodic integrity, periodic variation, tidal wave integrity, and repulse wave integrity.

Results and Discussions The proposed MRDFE method can be used to obtain pulse waves with preserved feature points in a weak pulse situation (Fig. 4). To compare the MRDFE method with other conventional methods, a feature point recognition algorithm called the stepwise threshold descent method was used to detect feature points from the final signal obtained by each method. Our experimental results show that the proposed method performs much better than the other three conventional algorithms. Our method exhibits a more stable periodic state and retains approximately 70% of the tidal wave characteristics and more than 50% of the repulse wave characteristics (Table 1). Based on observations of the signals derived from the different methods (Fig. 7), the periodicity of the pulse wave obtained by our method is more obvious, and more feature points are preserved. The MRDFE method enhances the signal with a high signal-to-noise ratio and weakens the signal with a low signal-to-noise ratio through weight assignment, yielding satisfactory results.

Conclusions This study presents a method for obtaining pulse wave signals under the condition of weak pulse vibrations of the carotid artery. With a near-infrared light source used for illumination, the image sequence of neck skin vibration was captured by a camera. Several ROIs were selected from the image sequence, and the initial signal was acquired using outlier processing and bandpass filtering. The pulse wave signal of the weak pulse vibration was then processed successfully using the MRDFE method. Compared with other signal processing methods, the analytical results show that the signal obtained by the MRDFE method is of higher quality, preserves a greater number of feature points, and provides better cycle integrity. Our analysis and experimental results show that the proposed method is superior in performance to the existing signal processing methods. Robust and reliable pulse wave signals can be obtained using this method and applied in further measurements of the heart rate, heart rate variability, blood oxygen, and even blood pressure. The MRDFE method adds considerable value to new signal processing for image-based non-contact pulse wave extraction.

Key words medical optics; carotid artery; weak pulse; pulse wave; multi-region dominant frequency enhancement