

脑电放大器体表电位测量设计与实现

罗堪¹, 蔡志鹏², 黄靖¹, 都可钦¹

(1.福建工程学院 信息科学与工程学院, 福建 福州 350118;

2.东南大学 仪器科学与工程学院, 江苏 南京 210096)

摘要:提出了一种采用脑电放大器实现 BSPM 的方案。方案采用两台 64 导联脑电放大器采集体表电位信号,通过零相位数字滤波器滤除干扰,最后结合导联布置位置和处理后的信号重构出 BSPM。实验结果表明,提出的方案能够有效获取到与心脏电活动对应的 BSPM。提出的方法在复杂心脏疾病诊断上具有巨大的潜力。

关键词:体表电位图;脑电放大器;心电;滤波;导联电学模型

中图分类号: R318

文献标志码: A

文章编号: 1672-4348(2018)03-0281-05

Design and realization of an EEG amplifier based on body surface potential map measurement scheme

LUO Kan¹, CAI Zhipeng², HUANG Jing¹, DU Keqin¹

(1.School of Information Science and Engineering, Fujian University of Technology, Fuzhou 350118, China;

2.School of Instrument Science and Engineering, Southeast University, Nanjing 210096, China)

Abstract: An alternative method was proposed for generating BSPM by connecting two 64-lead electroencephalogram (EEG) amplifiers in series for the collection of surface potential signals. A digital zero-phase bandpass filter was adopted to filter interference, and then the processed signals were used to reconstruct the BSPM according to the corresponding location of each lead. Experimental results show that the proposed scheme can effectively help obtain the BSPMs corresponding to the cardiac electrical activity. It indicates that the proposed approach has great potential in the diagnosis of complex cardiac diseases.

Keywords: body surface potential map (BSPM); electroencephalogram (EEG) amplifier; electrocardiography (ECG); filtering; lead electrical model

十二导联心电图(electrocardiography, ECG)是心电检测使用最广泛的技术手段,已经成为临床心脏评估的标准检查工具。然而,受导联数量限制,传统心电图技术对心肌梗死(myocardial infarction, MI)等复杂心脏病的诊断准确率不高^[1]。近年来,体表电位图(body surface potential map,

BSPM)技术的应用使得心脏疾病的诊断有了全面提升。除了传统心电图常规的 6 个导联位置外,BSPM 的电极几乎覆盖了整个上躯干^[2],其检测结果全面优于传统心电图,被认为是较好的复杂心脏疾病诊断手段^[3]。然而,专用 BSPM 仪器价格昂贵,而非 BSPM 专用设备在多导联同步高采

收稿日期: 2017-11-08

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61601124);福建省高校杰出青年科研人才培育计划项目;福建工程学院引进人才科研启动项目(GY-Z160058)

第一作者简介: 罗堪(1983-),男,广西罗城人,讲师,博士,研究方向:信号处理。

样率数据实时处理系统软硬件方面还不成熟。这些因素限制了 BSPM 技术的推广。考虑到专用 BSPM 仪器与脑电图机的前端构成基本类似,如包括多导联电极,信号放大,数模转化等。目前大部分医院都配备了脑电图机,将脑电图机前端放大器改造为体表电位采集装置将能加速 BSPM 技术临床心脏疾病诊断应用。

信号采集前端阻抗不匹配是脑电放大器用于体表电位测量存在的主要问题之一。克服阻抗不匹配除了改进硬件设计外,还可以通过滤波的方法分离出真正由心脏电活动产生的体表电位变化信号。针对该问题,论文分析了脑电放大器体表电位采集前端的导联电学模型,提出了零相位数字滤波方法用于高采样率多导联同步信号降噪处理,并通过实验验证了设计方案。

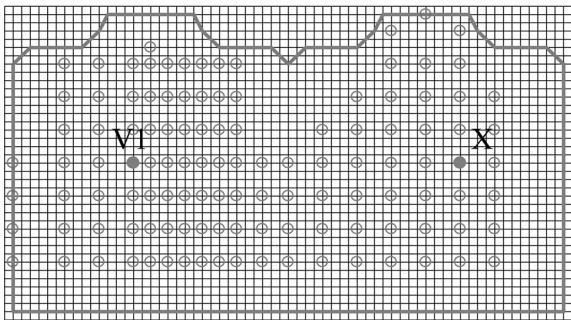
1 脑电放大器体表电位测量方案

脑电放大器体表电位测量采用两台 64 导联, 24 位同步模数转换的 Synamps 放大器(Neuroscan Inc., Herndon, VA, USA) 实现。两台放大器以级联的方式连接,通带带宽设置为 0~3 500 Hz。导联以 Wilson 中心点(Wilson's central terminal) 为参考电极,共 120 个导联,包括上躯干 117 个测量点和 3 个肢体导联。信号采样率为 2 500 采样/秒/导联。测量电极为一氯化银电极。电极上躯干体表布置位置如图 1 所示,胸部和上腹部的 117 个点,行以第四肋间为起始参考点,每行间距为 5 cm;列以传统心电 V1,V2 导联位置以及肋骨等解剖点为参考,列参考点间的其他电极位置采用均匀布置。文献[4]中给出了更详细的电极方案配置描述。

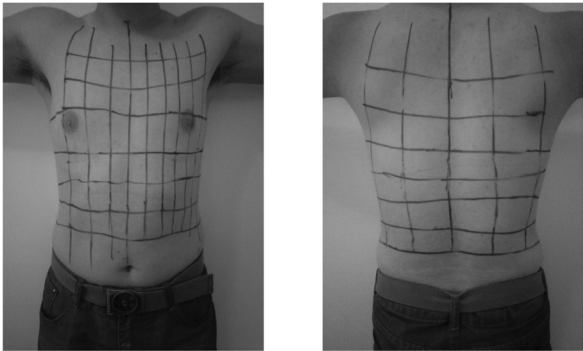
2 导联电学模型分析

脑电放大器不是专用的 BSPM 设备,并没有专门针对体表电位测量的硬件优化。因此,存在被测试对象与电极,导联间阻抗不匹配会引起真实信号中耦合大量不同成分的噪声。采集的信号中除了体表电位变化信号外还包含了不同强度的直流偏置,肌电,呼吸,工频等噪声成分。

信号采集前端中导联等效电学模型如图 2 所示。Re 为 Wilson 的中心点,放大器输入的第 k 条导联信号 I 可写为:



躯干117导联位置配置图



按解剖点定位的电极布置位置体表网格

图 1 体表电位测量位置

Fig.1 Electrode locations of BSPM

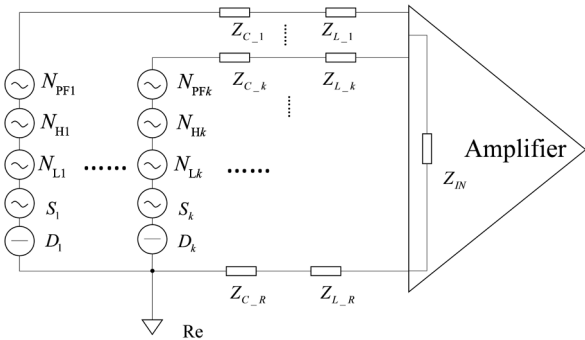


图 2 导联电学模型

Fig. 2 Lead electrical model

$$I = \frac{Z_{IN}(N_{PF} + N_H + N_L + S + D)}{(Z_{C,R} + Z_{C,k} + Z_{L,R} + Z_{L,k} + Z_{IN})} \quad (1)$$

其中, $Z_{C,R}$ 为参考电极接触阻抗, $Z_{L,R}$ 为连接参考电极的导联阻抗, $Z_{C,k}$ 和 $Z_{L,k}$ 分别为第 k 条导联的电极接触阻抗和导联阻抗, Z_{IN} 为放大器的输入阻抗。 N_{PF} 为工频噪声; N_H 主要包括肌电在内的高频噪声; N_L 表示低频噪声, 主要由呼吸以及人体运动产生; S 为心脏电活动产生的真实体表电位信号, D 为阻抗不匹配及零电位点等因素产生的直流偏置。根据脑电放大器输入阻抗大于 10 GΩ, 银氯化银电极与皮肤的接触阻抗小于

80 kΩ^[5],银导联线阻抗小于 3 Ω 等特性,放大器输入阻抗远远大于导联接触阻抗和导联线间的阻抗 $Z_{IN} \gg Z_C \gg Z_L$ 。考虑信号间属于加性耦合关系,因此由导联输入放大器的信号可近似为:

$$I \approx N_{PF} + N_H + N_L + S + D \quad (2)$$

根据先验可知,公式(2)中各信号分别处在不同的频段上: N_{PF} 频率为工频 50 Hz, N_L 和 N_H 信号频率分别小于 0.5 Hz 和大于 100 Hz, S 中主要集中在 0.5~30 Hz 的心电信号频带内^[6], D 为直流偏置。因此,可以通过数字滤波器方法分离 S 用于 BSPM 重构。为了保证滤波后多通道间同步采样信号相位不变,借鉴之前的经验^[7],需要设计 0.5~30 Hz 带通零相位数字滤波器实现体表电位信号提取。

3 零相位数字滤波器

设数字滤波器的单位脉冲冲击响应的形式为 $h(n)$ 。对应的零相位数字滤波器时域形式为:

$$\begin{aligned} y_1(n) &= x(n) \times h(n), \\ y_2(n) &= y_1(N-1-n), \\ y_3(n) &= y_2(n) \times h(n), \\ y(n) &= y_3(N-1-n). \end{aligned} \quad (3)$$

对公式(3)进行 Z 变换

$$\begin{aligned} Y_1(z) &= X(z)H(z), \\ Y_2(z) &= Y_1(1/z)z^{N-1}, \\ Y_3(z) &= Y_2(z)H(z), \\ Y(z) &= Y_3(1/z)z^{N-1}. \end{aligned} \quad (4)$$

对公式(4)化简可得

$$Y(z) = X(z)H(z)H(1/z) \quad (5)$$

由 $z=e^{j\omega}$, $H(e^{j\omega})=|H(e^{j\omega})|e^{j\varphi(\omega)}$ 和 $H(e^{-j\omega})=|H(e^{j\omega})|e^{-j\varphi(\omega)}$ 可得

$$Y(e^{j\omega}) = X(e^{j\omega}) |H(e^{j\omega})|^2 \quad (6)$$

根据公式(6)可知,滤波后信号 $Y(e^{j\omega})$ 与滤波前信号 $X(e^{j\omega})$ 严格同相位。根据公式(3),零相位数字滤波器时域反转的实现步骤为:

步骤 1,将输入信号 $x(n)$ 按采样顺序进行滤波,即与 $h(n)$ 做卷积,得到 $y_1(n)$ 。

步骤 2,将步骤 1 所得结果 $y_1(n)$ 做一次反向滤波,即反转 $y_1(n)$ 为 $y_2(n)$ 后与 $h(n)$ 做卷积,得到 $y_3(n)$ 。

步骤 3,逆转输出 $y_3(n)$,得到最终的滤波结果 $y(n)$ 。

将零相位数字滤波器用于多路同步采集信号噪声抑制处理可以得到精确零相位失真的输出序列,能够严格保证滤波处理前后信号间的同步。

为了得到零相位延迟的 0.5~30 Hz 带通,设计的滤波器由一个 0.5 Hz 高通 FIR 型和一个 30 Hz 低通 FIR 型零相位滤波器级联构成。此外,为了抑制数字滤波器引起的信号首尾突变。反射变换首尾延拓方法^[8]被选用与零相位数字滤波器配合实现对采集信号的处理。反射变换首尾延拓方法具体实现过程为:设待处理信号 $X=[x(1),x(2),\dots,x(n)]$,将信号首尾扩展 $3N$, N 为 FIR 滤波器系数长度。

$$\begin{cases} F = 2x(1) - x(1+i) \\ A = 2x(n) - x(n-i) \end{cases} \quad i = 1, 2, \dots, 3N \quad (7)$$

式中 F 和 A 分别为信号首和尾延拓的信号。输入带通零相位滤波器信号为 $[F \ X \ A]$ 。滤波器输出结果丢弃首尾各 $3N$ 个点后为 X 滤波后的结果。进一步通过测量点空间分布关系和克里金(Kriging)插值方法^[9],利用滤波后的信号可以重构出 BSPM。

4 实验结果

为了验证提出方案和信号处理方法的有效性,实验采集了一名健康成年男性自愿者(24 岁)大于一个完整心动周期的数据。采用零相位数字滤波器对数据进行了处理,分析了 BSPM 结果,并将所得的 BSPM 与 Lux 等人给出的健康人标准结果^[10]进行了对比。

4.1 零相位数字滤波处理结果

图 3 为采集到的原始 V1 和 X 导联信号(对应图 1 中标出位置)和经过零相位数字滤波处理后信号的对比结果。在图 3(a)中,原始信号除了心脏电活动引起的真实体表电位变化外,还包含有不同程度的直流偏置和噪声。在图 3(b)中,滤波后信号噪声被有效抑制,信号特征波形清晰且具有和原始信号严格一致的相位,不同导联信号间同步关系不变。实验结果证明了零相位数字滤波处理方法的有效性。

4.2 BSPM 结果

实验对比了在 Q-R 和 R-S 间期内重构的 BSPM 和文献[10]报告的标准结果。图 4 为 Q-R 和 R-S 间期内的 BSPM 及其对应 I 导联心电信号

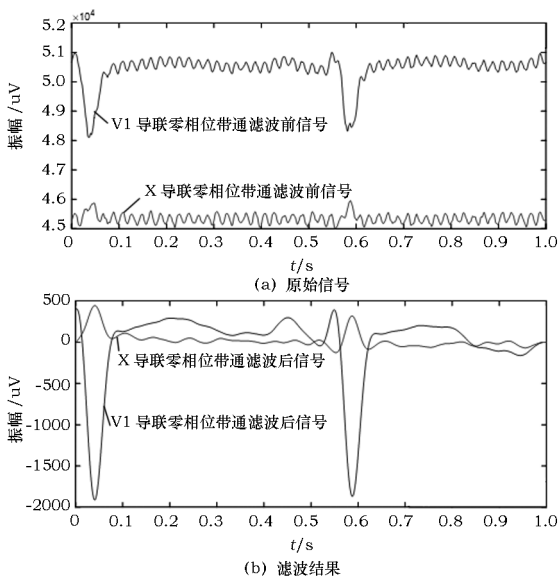


图 3 零相位数字滤波结果

Fig.3 Results of zero-phase digital filtering

时间截点。视觉对比重构和文献报道结果可以发现,忽略电极位置差异的因素,提出方案重构的 BSPM 结果和已有报道结果对应的电位图中正负电位块分布位置,形状和电位分布梯度具有高度一致性。重构结果符合已知 BSPM 幅度变化在 $[-1\ 500\ \mu\text{V}, +1\ 500\ \mu\text{V}]$ 区间内的先验信息^[4]。实验验证了提出方法产生的 BSPM 的正确性。

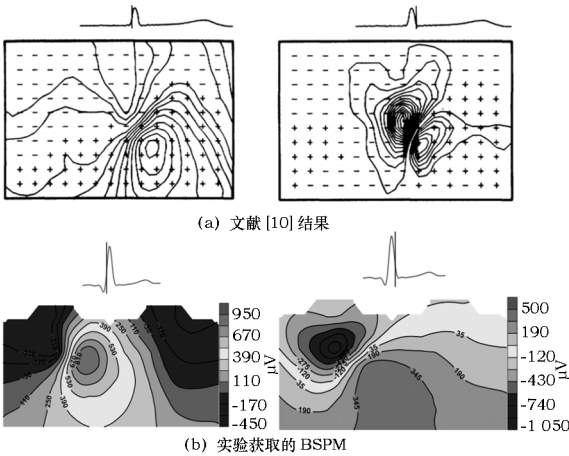


图 4 在 Q-R 和 R-S 间期对比结果

Fig.4 Coomparison of results between Q-R and R-S intervals

考虑到周期心脏电活动可分为心房和心室去极、复极 4 个重复的阶段,实验还重点分析了每个阶段中心电特征波形点对应截取的 BSPM 图像。

根据设置,实验可以得到每秒 2 500 帧 BSPM 图像,为了便于讨论,在此选取了每个阶段各一帧数据进行分析。心脏去极、复极的 BSPM 图以及对应的 I 导联心电信号时间截点如图 5 所示。在心房起搏期间,负电位位于心窝区域,正电位分布在身体的左后侧以及脖颈位置。在心房复极阶段,正负电位的分布与心房起搏期间的电位分布类似,负电位最小值位于胸骨和左乳腺区域,正电位最大值位于右肩上。此期间的电位分布结果与心房复极区域所在位置一致^[11]。心室去极化期间,负电位主要分布在右肩附近,而正电位的最大值位于左胸壁外侧。该电位分布与 Montague^[4]报道的健康对象 QRS 期间 BSPM 的双极性特征相符。在心室复极的过程中,正电位主要集中在前胸区域,而负电位分布在身体的其他区域。实验结果表明,利用提出的方案可以进行心脏电活动分析。

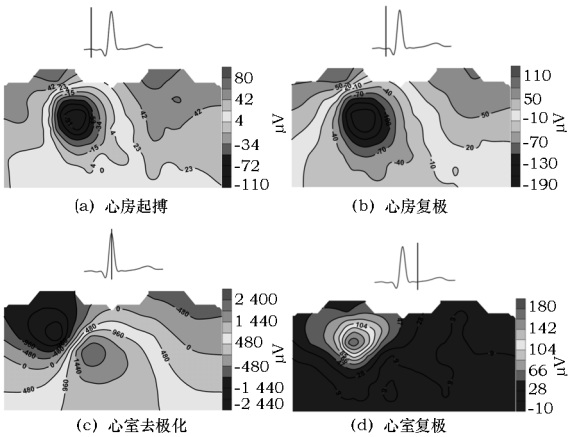


图 5 实验对象 BSPM 结果及其对应的时间截点

Fig.5 The subject's BSPM results corresponding to the intervals during the 4 stages of the cardiac electrical activity

5 结论

论文提出通过串联两台 64 导联脑电放大器获取 BSPM 的方案。零相位滤波处理方法能够保证多路信号同步条件下滤除噪声的干扰。重构 BSPM 结果表明提出方案可行,获得的 BSPM 能够反应心脏电活动过程。提出的方法可用于后续求解心脏电活动逆问题或基于 BSPM 的心肌梗死等研究。

参考文献:

- [1] AMBROGGI L D, BERTONI T, BREGHI M L, et al. Diagnostic value of body surface potential mapping in old anterior non-Q myocardial infarction[J]. Journal of Electrocardiology, 1988, 21(4): 321-329.
- [2] KORNREICH F, MONTAGUE T J, RAUTAHARJU P M. Body surface potential mapping of ST segment changes in acute myocardial infarction[J]. Circulation, 1993, 87(3): 773-782.
- [3] MONTAGUE T J, SMITH E R, SPENCER C A, et al. Body surface electrocardiographic mapping in inferior myocardial infarction. Manifestation of left and right ventricular involvement[J]. Circulation, 1983, 67(3): 665-673.
- [4] MONTAGUE T J, SMITH E R, CAMERON D A, et al. Isointegral analysis of body surface maps: surface distribution and temporal variability in normal subjects[J]. Circulation, 1981, 63(5): 1166-1172.
- [5] CAI Z, LUO K, LIU C, et al. Design of a smart ECG garment based on conductive textile electrode and flexible printed circuit board[J]. Technology & Health Care, 2017: 1-7.
- [6] THAKOR N V, WEBSTER J G, TOMPKINS W J. Estimation of QRS complex power spectra for design of a QRS filter[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1984, 31(11): 702-706.
- [7] LUO K, LI J, WU J, et al. A cascade filter for pulse wave baseline drift elimination[C]// 2012 5th International Congress on Image and Signal Processing. Chongqing, China: IEEE Computer Society, 2012: 1495-1499.
- [8] 陈淑珍, 杨涛. 零相移滤波器的改进及实现方法[J]. 武汉大学学报(理学版), 2001, 47(3): 373-376.
- [9] 王辉赞, 张韧, 刘巍, 等. 支持向量机优化的克里金插值算法及其海洋资料对比试验[J]. 大气科学学报, 2011(5): 567-573.
- [10] LUX R L, SMITH C R, WYATT R F, et al. Limited lead selection for estimation of body surface potential maps in electrocardiography[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1978, 25(3): 270-276.
- [11] SPACH M S, BARR R C, WARREN R B, et al. Isopotential body surface mapping in subjects of all ages: emphasis on low-level potentials with analysis of the method[J]. Circulation, 1979, 59(4): 805-821.

(特约编辑:黄家瑜)