

doi: 10.13241/j.cnki.pmb.2014.13.002

基于自相关模式的动态心电图 RR 间期数据处理方法的研究 *

钱明理¹ 李逸明¹ 陈燕惠² 黄婧娟² 郝长宁² 石一沁² 段俊丽^{2Δ}

(1 上海交通大学医学院附属新华医院资产管理部 上海 200092; 2 上海交通大学医学院附属新华医院老年科 上海 200092)

摘要 目的:在动态心电图分析过程中,确定 RR 间期,对于分析心电信息起着非常重要的作用。但是,临床上,实际检测的记录中,不可避免地受到外界很多的干扰,由于这些干扰信息存在,使得准确定位 RR 间期变得非常困难。本课题拟在干扰情况下,提取心电表达的最大信息,达到准确定位 RR 间期的目的。**方法:**本研究运用自相关模式数据处理方法有效地提升了主峰、次峰强度间的差别,从而为更好地判断 RR 间期以及埋藏在噪音之中的 QRS 波信息提供了可能的方法。**结果:**我们用了自相关模式数据处理的方法获得了以下信息:(1)对于干扰小的心电信息,主峰与次峰间的强度比值由 2.7 倍提升到 7.7 倍。(2)对于干扰大的心电信息,即那些主峰已经被现有 Holter 处理软件及医生人工判断都认为不可以使用的数据,因为这些数据主峰强度明显小于次峰强度(主峰/次峰<1),经过我们的方法处理后,可以使主峰强度与次峰强度之比提升到 1.5(主峰/次峰>1.5),从而使得 RR 间期可以进行清晰分辨。**结论:**在心电信息受到干扰的情况下,它的 RR 间期很难判断,运用本研究使用的自相关模式数据处理方法,能够提升动态心电图主峰与次峰的强度比值,提高人工判断 RR 间期的准确性。所以,基于自相关模式的动态心电图 RR 间期数据处理方法是行之有效的。

关键词:动态心电图;数据分析;RR 间期;自相关

中图分类号:R318.6,R540.41 **文献标识码:**A **文章编号:**1673-6273(2014)13-2405-04

Ambulatory ECG RR Interval Determination Based on the Method of Autocorrelation*

QIAN Ming-li¹, LI Yi-ming¹, CHEN Yan-hui², HUAN Jin-juan², HAO Chang-ning², SHI Yi-qin², DUAN Jun-li^{2Δ}

(1 Dept. of Asset Management, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai, 200092, China; 2 Dept. of Geriatric Department, Xinhua Hospital Affiliated to Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai, 200092, China)

ABSTRACT Objective: It is very important to determine the RR interval in the process of the ambulatory electrocardiography analysis. However, it is inevitable to suffer interference when measuring DCG in clinical circumstances. The purpose of this article is to determine RR interval in order to extract maximum DCG signals. **Methods:** In this research, the method of autocorrelation data processing is used. The method can effectively enhance the difference between the intensity of main peak and secondary peak, so that we can better determine the RR interval or the information of QRS wave buried in the noise, which can achieve the purpose of positioning RR interval accurately. **Results:** (1) For electrocardiosignal suffering from small interference, we promote its ratio of main peak intensity and secondary peak intensity from 2.7 times to 7.7 times. (2) For electrocardiosignal suffering from large interference, we promote its ratio of main peak intensity and secondary peak intensity from less than 1 time to more than 1.5 times by using autocorrelation processing. **Conclusion:** It is very difficult to determine the RR intervals when dynamic ECG signals suffering from interference. The method of autocorrelation data processing can enhance the ratio of the main peak intensity and the secondary peak intensity, which can achieve the purpose of positioning RR interval accurately in DCG analysis. It is effective to determine the RR interval by using autocorrelation method.

Key words: DCG; Data Analysis; RR Interval; Autocorrelation

Chinese Library Classification: R318.6, R540.41 **Document code:** A

Article ID: 1673-6273(2014)13-2405-04

前言

动态心电图 (Dynamic Electrocardiography DCG, 俗称

Holter)可以克服一般心电图无法检测到的心律失常,可以真正观察到患者日常活动中心律、心率的变化,在心血管疾病尤其是心律失常的诊断中起着非常重要的作用。在记录日常状态下

* 基金项目:国家重点基础发展规划项目(973 项目)(2009CB521900)和上海市科学技术委员会科研计划课题(11nm0503600)

作者简介:钱明理(1963-),男,高级工程师,主要研究方向:医学信号处理、临床工程

Δ 通讯作者:段俊丽,电话:13818719220, E-mail: duanjunli@163.com

(收稿日期:2013-11-10 接受日期:2013-12-15)

的心电变化时,很难避免各种因素对心电信号的干扰,尤其是来自周边 50 Hz 频率的交流电干扰、电极松动、身体运动和肌肉颤动等的干扰,这样给心电信息的分析带来了很大的困难^[1]。在动态心电图的分析过程中,如何确定每一个心动周期是非常重要的,所以,在分析过程中,首先要获取 RR 间期,正确获取 QRS 波为动态心电图分析提供了基础性保障^[2],然而当外界对于 DCG 电信号干扰较大时,这些干扰主要表现在高频的电信号干扰和整个 DCG 信号基线漂移这二种特征上。目前已经发展了多种方法^[3],较为典型的是高通滤波、样条曲线拟合等来消除基线漂移,但是,仍然不能很好地解决电信干扰和基线漂移的问题。

本研究应用自相关模式数据处理方法有效地提升了主峰、次峰强度间的差别,从而可以更好地判断 RR 间期以及埋藏在噪音之中的 QRS 波信息,这样可以那些因干扰难以辨认的 RR 间期进行分析。该方法可以解决由于电信干扰和基线漂移对动态心电图 RR 间期难以辨认的问题。

1 材料与方法

本文提出一种自相关的数据处理方法^[4-6],该方法显示了对外界形成的高频电信号干扰和基线漂移干扰都具有明显的抗干扰能力。所谓的自相关数据处理方法是 DCG 数据处理上的新的途径,在本文提出的自相关数据处理中,从常规采用的数据处理过程具有对不同人的 DCG 数据处理的普适性转变成不同人的 DCG 数据个性化处理,即从所处理的 DCG 数据中先找到一个正常心搏的 QRS 波,这在 DCG 数据处理中已经十分成熟,取出这个 QRS 波图形,如图 1 所示。这个波形在本文所研究的患者 DCG 数据中是一个典型的正常心搏的 QRS 波,这个 QRS 波由于电极位置的安放问题与人们常规遇到的典型 QRS 波有所区别,但是医生判读中已经认为这是该 DCG 数据中的典型 QRS 波。自相关的方法就是通过数学计算来考察整个 DCG 数据中每个时间段中与该 DCG 数据中自身的典型正常心搏 QRS 波的相似度,相似度的最大值处表示出现了一次正常心搏,连续二次心搏之间的时间就是我们期望获得的 RR 间期。

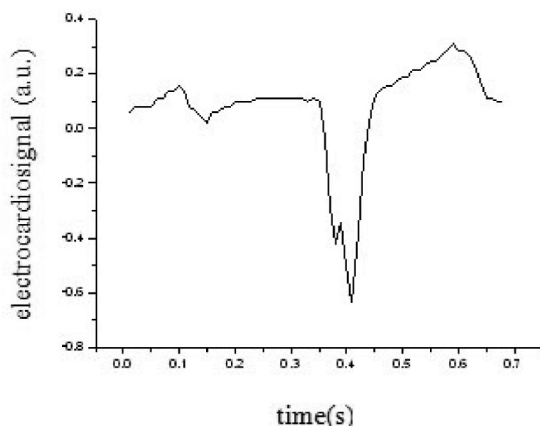


图 1 典型 QRS 波

Fig. 1 Typical QRS wave

自相关的方法中整个 DCG 数据中每个时间段中与正常心搏 QRS 波的相似度求解方式就是数学中的函数相关性计算,

在处理本文的 DCG 数据中,其数学处理过程如下:

设正常心搏 QRS 波的信号由 $L(t)$ 表达,所考察的 DCG 信号数据由 $A(t)$ 表达, t 为时间,而相似度为 $D(t)$,这样有:

$$D(t) = \int_{t_1}^{t_2} L(t')A(t'+t)dt' \quad (1)$$

因为在我们实际数据中 L 与 A 函数都是关于时间 t 的分列函数值,所以式(1)将改写为:

$$D(t) = \sum_{j=1}^{j=n} L(t_j)A(t_j+t) \quad (2)$$

为了有效地消除 DCG 数据 A 函数随时间漂移,对 QRS 波函数 $L(t_j)$ 作一个平均值的扣除,即让式(2)中的 $L(t_j)$ 变为 $L(t_j) - \overline{L(t_j)}$,这里的 $\overline{L(t_j)}$ 就是 $L(t_j)$ 的平均值。这样式(2)就演变为:

$$D(t) = \sum_{j=1}^{j=n} [L(t_j) - \overline{L(t_j)}]A(t_j+t) \quad (3)$$

本文中的相似度计算就是采用式(3)获得的^[7]。具体的数据处理是依据公式(3)的数学处理公式用 Fortran 计算机语言写成程序,用此自编的程序对心电的原始数据 $A(t)$ 进行数据处理,得到处理过的数据 $D(t)$ 将能够提升 R 波相对其他干扰的信噪比。

作为一种这种相似度计算后特征的表达,我们可以先取一段 DCG 函数 $A(t)$ 为连续的 4 个 $L(t)$ 组成,用红线表示,用式(3)可获得在这样的 DCG 函数中关于 $L(t)$ 的相似度 $D(t)$,用黑线表示。从相似度的数学计算可知,当 $t=0$ 或 T 时(T 为 $A(t)$ 中 QRS 波出现的周期时间)相似度值为最大,这一点在我们具体计算中也明显表达出来了。 $L(t)$ 与 $D(t)$ 的曲线如图 2 所示:

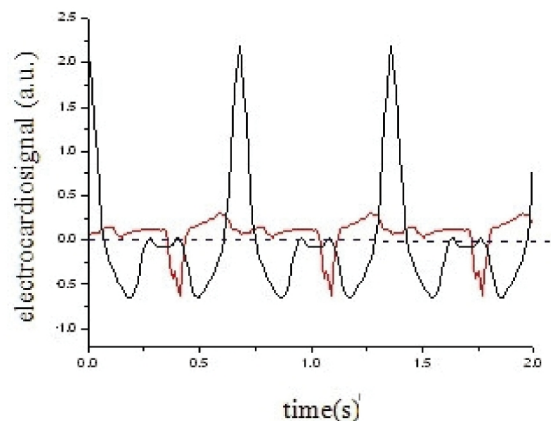


图 2 正常心搏 QRS 波的信号与其相似度波

Fig. 2 Normal QRS wave & its similarity degree

在图 2 的计算中一个典型 QRS 波的数据点数为 68,即式(3)中的 n 为 68,这样在所构造的 DCG 数据中周期 T 为 0.68 秒,我们的计算结果表明如预期那样在 $t_i=0, T, 2T, 3T$ 处出现了 $D(t)$ 的最大值, $D(t)$ 的最大值出现的时间点比 DCG 函数出现 R 波信号最大值的时间点提前了 0.41 秒,这个提前量就是 QRS 波函数 $L(t)$ 中出现 R 波最大值的时间值。这样的提前量的形成是由式(3)对于相似度的计算定义所决定的,由式(3)给出的相似度最大值出现的时间点总是比 DCG 函数 R 波信号最大值出现的时间点提前了一个特定的时间量,而这个时间量就是典型的 QRS 波的函数中 R 波出现的时间。在本文采用的 QRS 波

中这个时间量就是 0.41 秒。式(3)的相似度还包含着一个特征,那就是我们考察的正常 QRS 波形与 DCG 数据中相应的 QRS 波形重合时,相似度会最大,而且一定是正的,而在真实的 DCG 测量中,同一导联上记录的 DCG 数据中 QRS 波形是不会翻转的^[8],所有相似度值为负的一定表示不是我们寻求的 QRS 波,所以我们只要考虑相似度为正的波形,在图 2 中就是在蓝色虚线之上的黑色曲线,在此我们可以看到几乎只有真正表达 R 波相似度特性的峰才会显现,其他的 P 波与 T 波都不会形成干扰的峰,这给我们判断 RR 间期提供了很大的方便^[9]。

2 结果

2.1 对于无明显干扰心电,提升了心电中心率心搏峰电压相对强度值

由于心电中每次心率心搏都会有一个最大电压出现,通常的简单数据处理就是设定一个阈值,当电压的绝对值最大值大于该电压时就认定为一次心搏^[10]。所以心搏的 R 波最大电压与阈值之间的比值越大就越容易被识别。通过我们提出的自相关方法,可以明显提升这个阈值,从下图 3 可见,采用原始数据,阈值的绝对值为 0.21,所记录的 6 次心搏 R 波波峰值绝对值最小值为 0.56,为此比值为 2.7。而经过自相关处理后,这个比值就提升到了 7.7。图 3 中的蓝色虚线表示阈值和最小的心搏 R 波波峰值幅度所在的心电电压位置。每一次心搏的 R 波波峰位都有箭头表达了,向下的箭头表示自相关数据处理后的心搏 R 波峰位位置,向上的箭头表示原始数据的心搏 R 波波峰位位置,二者的位置在时间的坐标上平移了约半个心率心搏周期,这是自相关算法导致的,但是由于这个平移量由自相关算法原理决定了其值是固定不变的,所以对于分析心率失常是没有影响的^[11]。

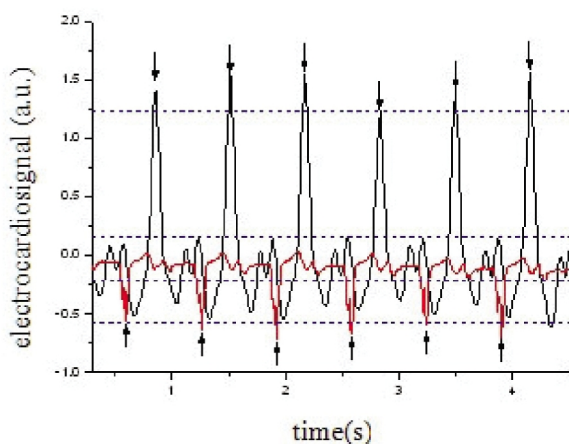


图 3 无明显干扰心电图

Fig. 3 DCG with no obvious interference

2.2 对于有较大基线漂移的心电,提升了心电 RR 间期分析的抗干扰能力

可以在较强的背景漂移情况下降背景漂移幅度有效抑制。如原始的 DCG 数据如图 4 的红线所示,可见其中基线漂移的幅度有 1.65,而其中心电信号的幅值约为 0.65,所以基线漂移的幅度为心电信号幅度的 2.5 倍。当我们进行了自相关数据处理后,表达心搏信号的相似度的曲线由黑线表示,可见表示心

搏信号的幅度约为 1.5,而基线的漂移幅度约为 0.85,这样基线漂移的幅度为心搏信号幅度的 0.57 倍,比原始数据优化了 4.4 倍。明显降低了背景漂移对 RR 间期确定的影响。另外可以注意到在约 176 秒处基线的变化非常大,在一个心搏周期内变化了 0.7,而此时的心电信号幅值约为 0.6,所以在同一个心搏周期内基线的变化已经打于心电幅度,为心电幅度的 1.2 倍,这样的基线快速漂移对于 RR 间期的确定会带来困难,经过我们提出的自相关数据处理后,这样的基线快速漂移被明显抑制了,经过处理后的数据中一个心搏周期内基线的变化最大值为 0.3,而在此心搏周期中的心搏信号幅度为 1.9,所以基线变化幅度仅仅为心搏信号的 16%。这样在这个基线漂移最快的心搏周期中基线漂移对于心搏信号干扰的程度被抑制了 $1.2/0.16=7.5$ 倍。所以总体而言,采用了本文提出的自相关数据处理方法后,对于 RR 间期提取所需要克服的基线漂移影响难题得到了较好的解决^[12-14],基线漂移的干扰被抑制了 4 倍以上。

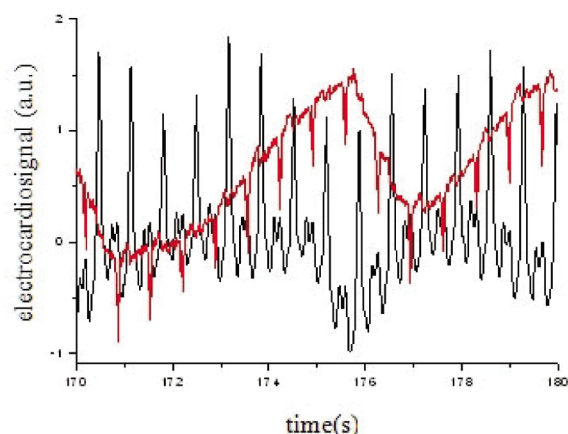


图 4 基线漂移的心电图

Fig. 4 DCG with baseline drift

2.3 对于有较大高频干扰心电,提升了心电中心率可分析的能力

在明显的高频干扰的心电情况下把心率波动提取能力提升起来,经过自相关数据处理后,明显把每个脉动的主峰相对干扰的次峰表达得更清晰了,如图 5 所示,比较用红线表达的原始数据和用黑线表达的自相关数据处理后的数据,可以看到自相关数据处理后的曲线不但高频噪声得到了明显的抑制,而且还抑制了弧形基线漂移扰动,形成了一个噪声干扰在 0 附近扰动,心搏信号依然可以用大于某个由虚线表达的阈值 0.36 进行提取的心搏,而最小的峰值还有 0.79,为此二者的比值为 2.2 大于 1,所以采用简单的阈值方法还是可以提取 RR 间期数值,但是这样的简单阈值方法在原始的心电数据上已经无法提取 RR 间期数值了^[15-17]。所以采用自相关方法获得的心电修正图可以更好地适用与心率失常的统计。很显然自相关后计算后的心电图心搏信息相关的相似度峰值判断是容易的,但是在原始数据中心搏峰已经被噪声干扰得发生了形变,如位于 103.5 秒左右的心电信号峰已经不是原来标准心电峰的二个峰的状态,而是表现为有三个峰叠加的状态,但是在相似度表达的峰中都未出现这样的明显多峰特征,所以使得 RR 间期确定中对于判断峰位时受到的多峰干扰得到了有效的抑制^[18,19]。

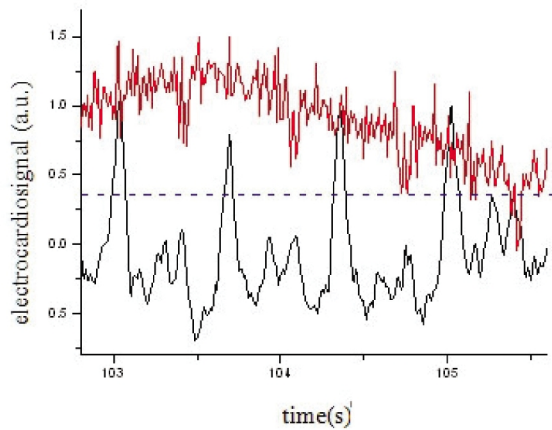


图5 高频干扰心电

Fig. 5 DCG with high frequency interference

3 讨论

动态心电的 QRS 波检出是动态心电数据分析的基础,从 QRS 波获得的 RR 间期,为正确分析 DCG 提供了前提保障。由于心电图 QRS 复合波波形具有多样化,以及来自周边交流电干扰、电极松动干扰、身体运动干扰和肌肉颤动干扰等,通常心电图 QRS 处于零电平值,这些有用的心电信号容易被噪声淹没,导致基线漂移、QRS 复合波起止点附近的信号弱等,这样给心电信息的分析带来了很大的困难^[20]。为了准确确定 RR 间期,在检测每一个 QRS 复合波之前通常需要经过滤波以及人工的方法进行预处理。本研究运用自相关模式数据处理方法有效地提升了主峰、次峰强度间的差别,获得了以下信息:(1)对于那些干扰较小的心电信息,提高了主峰与次峰间的强度比值 185%(由原来的 2.7 倍提升到处理后的 7.7 倍)。(2)对于数据中那些主峰强度明显小于次峰强度(主峰/次峰 < 1)的心电信息,这些信息已经被现有 Holter 处理软件及医生人工判断都认为不可以使用的数据,经过我们的方法处理后,可以使主峰强度与次峰强度之比提升到 1.5,(主峰/次峰 > 1.5),从而使得 RR 间期可以进行清晰分辨。

本研究提出的这种自相关的数据处理方法,是从常规采用的数据处理过程,它具有对不同人的 DCG 数据处理的普适性转变成不同人的 DCG 数据个性化处理,即从所处理的 DCG 数据中先找到一个正常心搏的 QRS 波,这在 DCG 数据处理中已经十分成熟,取出这个 QRS 波图形,用实际测得的 QRS 波形与设定的正常 QRS 波进行比对,运用数学中的函数相关性计算的自相关方法,将整个 DCG 数据中每个时间段进行 QRS 波的相似度计算,应用该方法进行预处理后,可以获得以下结果:(1)提升了无明显干扰心电 RR 或 QQ 峰电压的相对强度值。如图 3 所示,在采用原始数据(没有进行预处理),R 或 Q 阈值的绝对值为 0.21,所记录的 6 次心搏 R 或 Q 波峰值绝对值最小值为 0.56,为此比值为 2.7。而经过自相关处理后,这个比值就提升到了 7.7,大大提高了 QRS 波群的识别率。(2)提升了有较大基线漂移的心电 QRS 间期分析的抗干扰能力。如图 4 所示,如原始的 DCG 数据如右图的红线所示,可见其中基线漂移的幅度有 1.65,而其中心电信号的幅值约为 0.65,所以基线

漂移的幅度为心电信号幅度的 2.5 倍。当我们进行了自相关数据处理后,表达心搏信号的相似度的曲线由黑线表示,可见表示心搏信号的幅度约为 1.5,而基线的漂移幅度约为 0.85,这样基线漂移的幅度为心搏信号幅度的 0.57 倍,比原始数据优化了 4.4 倍。明显降低了背景漂移对 RR 间期确定的影响。总体而言,采用了本文提出的自相关数据处理方法后,对于 RR 间期提取所需要克服的基线漂移影响难题得到了较好的解决,基线漂移的干扰被抑制了 4 倍以上。(3)提升了有较大高频干扰心电中心率可分析的能力。如图 5 所示,经过自相关数据处理后,明显把每个脉动的主峰相对于干扰的次峰表达得更清晰了,比较用红线表达的原始数据和用黑线表达的自相关数据处理后的数据,可以看到自相关数据处理后的曲线不但高频噪声得到了明显的抑制,而且还抑制了弧形基线漂移扰动,形成了一个噪声干扰在 0 附近扰动,心搏信号依然可以用大于某个由虚线表达的阈值 0.36 进行提取的心搏,而最小的峰值还有 0.79,为此二者的比值为 2.2 大于 1,所以采用简单的阈值方法还是可以提取 RR 间期数值,但是这样的简单阈值方法在原始的心电数据上已经无法提取 RR 间期数值了,使得 RR 间期确定中对于判断峰值时受到的多峰干扰得到了有效的抑制。

本研究使用的自相关模式数据处理方法大大够提升动态心电图主峰与次峰的强度比值,提高人工判断 RR 间期的准确性,提高受干扰信息的有效信息的检测率。基于自相关模式的 RR 间期数据处理方法在动态心电图数据处理方法是一种非常有力量的检测方法,有望使用在今后 Holter 心电图分析中。

参考文献(References)

- [1] 张开滋. 临床动态心电图学 [M]. 北京: 中国医药科技出版社, 2005: 58-60
Zhang Kai-zi. Clinical dynamic electrocardiogram [M]. Beijing: China Medical Science Press, 2005:58-60
- [2] 阿达梅茨. 动态心电图分析手册 [M]. 北京: 人民卫生出版社, 2012: 13-14
Jan Adamec, Richard Adamec. ECG Holter: Guide to Electrocardiographic Interpretation [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2012:13-14
- [3] 李一兵, 岳欣, 杨莘元. 多重自相关函数在微弱正弦信号检测中的应用 [J]. 哈尔滨工程大学学报, 2004(4):525-528
Li Yi-bing, Yue Xin, Yang Shen-yuan. Multiple autocorrelation function in the application of weak sinusoidal signal detection [J]. Journal of Harbin Engineering University, 2004(4): 525-528
- [4] He S M, Luo X D, Zhang B, et al. Junction temperature measurement of light emitting diode by electroluminescence [J]. Review of Scientific Instruments, 2011, 82(4):101-105
- [5] Lu W, Zhang T, He S M, et al. Light-emitting diodes for space applications [J]. Optical and Quantum Electronics, 2009, 41 (5): 883-893
- [6] He Su-Ming, Luo Xiang-Dong, Zhang Bo, et al. An Improvement on the Junction Temperature Measurement of Light-Emitting Diodes by using the Peak Shift Method Compared with the Forward Voltage Method [J]. Chinese Physics Letters, 2012, 29(3): 802-803

- Publishing Corporation, 2010: 66-68
- [8] Kaewkhaw R, Scutt AM, Haycock JW. Integrated culture and purification of rat Schwann cells from freshly isolated adult tissue[J]. Natural protocol, 2012, 118, 10-1038
- [9] Michetti F, Cazzolo D. S-100B protein in biological fluids: a tool for perinatal medicine[J]. Clin Chem, 2002, 48(12): 2097-2104
- [10] Niapour A, Karamali F, Karbalaie K, et al. Novel method to obtain highly enriched cultures of adult rat Schwann cells [J]. Biotechnol Lett, 2010, 32(6): 781-786
- [11] 裴国献, 金丹, 陈滨, 等. 骨组织工程研究中的血管、神经化问题[J]. 中国创伤骨科杂志, 2000, 2(4): 333-313
Pei Guo-xian, Jin Dan, Chen Bin, et al. The research of bone tissue engineering composited with vessel and nerve [J]. Chinese journal of orthopaedic trauma, 2000, 2(4): 333-313
- [12] Kjaer I. Neuro-osteology [J]. Crit Rev Oral Biol Med, 1998, 9(2): 224-244
- [13] Lerner U H, Persson E. Osteotropic effects by the neuropeptides calcitonin gene-related peptide, substance P and vasoactive intestinal peptide [J]. J Musculoskelet Neuronal Interact, 2008, 8(2): 154-165
- [14] Wang L, Zhao R, Shi X, et al. Substance P stimulates bone marrow stromal cell osteogenic activity, osteoclast differentiation, and resorption activity in vitro [J]. J Bone Miner Res, 2009, 45 (2): 309-320
- [15] Offley SC, Guo TZ, Wei T, et al. Capsaicin-sensitive sensory neurons contribute to the maintenance of trabecular bone integrity [J]. J Bone Miner Res, 2005, 20(2): 257-267
- [16] Wei Y, Zhou J, Zheng Z, et al. An improved method for isolating Schwann cells from postnatal rat sciatic nerves [J]. Cell Tissue Res, 2009, 337(3): 361-369
- [17] Alexandms AL, Isabelle F, Monique DD, et al. Schwann cells genetically engineered to express PSA show enhanced migratory potential without impairment of their myelinating ability in vitro [J]. GLIA, 2006, 53(8): 868-878
- [18] Sangsanoh P, Suwantong O, Pavasant P, et al. In vitro biocompatibility of schwann cells on surfaces of biocompatible polymeric electrospun fibrous and solution-cast film scaffolds [J]. Biomacromolecules, 2007, 8(5): 1587-1594
- [19] 姜晓锐, 张鑫鑫, 肖剑晖等. 大鼠雪旺细胞对两种来源的成骨细胞增殖分化影响的研究[J]. 中华创伤骨科杂志, 2010, 12(6): 551-556
Jang Xiao-rui, Zhang Xin-xin, Xiao Jian-hui, et al. Proliferation and differentiation of osteoblasts from two sources co-cultured with rat Schwann cells[J]. Chinese journal of orthopaedic trauma, 2010, 12(6): 551-556
- [20] 双峰, 赵彦涛, 侯树勋. 同种异体骨脱钙骨基质研究现状 [J]. 临床军医杂志, 2012, 40(2): 480-481
Shuang Feng, Zhao Yan-tao, Hou Shu-xun, et al. The research status allograft decalcified bone matrix [J]. Clinical journal of medical officer, 2012, 40(2): 480-481
- [21] 施洪臣, 周强, 刘伟等. I 型骨胶原膜的制备及其生物相容性研究 [J]. 四川医学, 2007, 28(4): 345-347
Shi Hong-chen, Zhou Qiang, Liu Wei, et al. Study on preparing and the biocompatibility of I-collagen membrane of bone [J]. Sichuan medical journal, 2007, 28(4): 345-347
-
- (上接第 2408 页)
- [7] Wang Guan-yu. The application of chaotic oscillators to weak signal detection [J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2001, 6(2): 440-444
- [8] Iwona C, Jerzy KW, Halina B, et al. Prognostic significance of heart rate turbulence in patients undergoing coronary artery bypass grafting [J]. Am J Cardiol, 2003, 91(12): 1471-1474
- [9] Jonas Perrersson, Olle Pahlm, Elena Carro, et al. Changes in high-frequency QRS components are more sensitive than ST-segment deviation for detecting acute coronary artery occlusion [J]. Am J Cardiol, 2000, 36(6): 1827-1834
- [10] Vincent M Crasset, Fabrice Juryst, Paul Linkowski, et al. Influence of specific sleep stages and autonomic nervous system on QT interval and repolarization dynamicity (QT/RR) in healthy volunteers [J]. Am J Cardiol, 2003, 41(6): 123-123
- [11] Shyu L, Hu Weichih. Intelligent Hybrid Methods for ECG Classification-A Review [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2008, 28(1): 1
- [12] Shi Zhen-wei, Zhang Chang-shui. Fast nonlinear autocorrelation algorithm for source separation [J]. Pattern Recognition, 2009, 42(9): 1732-1741
- [13] Jie Lian, Lian Wang, Dirk Muessig. A Simple Method to Detect Atrial Fibrillation Using RR Intervals [J]. Am J Cardiol, 2011, 107 (10): 1494-1497
- [14] Jeffrey Goldberger, Haris Subacius, Jason Ng. Heart rate versus RR interval recovery after exercise: which is more physiology [J]. Am J Cardiol, 2012, 59(13): 1944-1944
- [15] Liu Cheng-yu, Li Li-ping, Zhao Li-na, et al. A Combination Method of Improved Impulse Rejection Filter and Template Matching for Identification of Anomalous Intervals in RR Sequences [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2012, 32(4): 245-250
- [16] Marcus Karlsson, Rolf H?rmsten, Annika Rydberg, et al. Automatic filtering of outliers in RR intervals before analysis of heart rate variability in Holter recordings: a comparison with carefully edited data [J]. BioMedical Engineering OnLine 2012, 11(2): 1-12
- [17] Mohammad Reza Homaeinezhad, Ali Ghaffari, Reza Rahmani. Review: Multi-lead Discrete Wavelet-based ECG Arrhythmia Recognition via Sequential Particle Support Vector Machine Classifiers [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2012, 32(6): 381-396
- [18] Liu Huang-wen, Sun Ji, Liu Lu, et al. Feature selection with dynamic mutual information [J]. Pattern Recognition, 2009, 42(7): 1330-1339
- [19] Zhang Zheng-bo, Shen Yin-Hong, Wang Wei-de. Design and implementation of sensing shirt for ambulatory cardiopulmonary monitoring [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2011, 31(3): 207-216
- [20] Liu Shing-Hong. Motion artifact reduction in electrocardiogram using adaptive filter [J]. Journal of Medical and Biological Engineering, 2011, 31(1): 67-72