

心电信号的实时基线漂移校正与P波检测

李惠军 胡广书 周礼杲

(清华大学, 北京)

较完善的心律失常判别, 需要检测心电图的P波。例如为了区分室性早搏与房性早搏, 需要鉴别是否存在P波, 为了判别房室传导阻滞, 需测定P-R间期等, 即需进行P波的检测与定位。但是P波的实时检测是比较困难的, 因为它的幅值很小 ($<0.25\text{mv}$), 常为强烈噪声所掩盖, 同时它也易受心电图的基线漂移影响。为了检测P波就必须克服基线漂移。

消除心电信号的基线漂移, 是心电信号处理中的一个重要而又困难的问题, 因为基线漂移严重时, 往往使波形识别和参数测量成为不可能, 甚至都无法记录。发生基线漂移的原因有电极电阻变化, 电极的极化电位变化, 心电放大器的直流偏置漂移, 人体呼吸或其它肌肉缓慢运动等。基线漂移的频率很低, 其范围为 0.05Hz 至几 Hz , 主要分量在 0.1Hz 左右。而心电的ST段的频率也很低, 其最大值约在 $0.6\sim 0.7\text{Hz}$ 处, 它们的频谱非常接近(图1)。所以使用高通频率滤波的方法以消除基线漂移, 即使采用线性相位的滤波器, 常会引起ST段

严重失真, 而ST段在临床上有重要价值。

目前解决基线漂移的方法, 除高通滤波法外, 更好的是采用某种数学函数校正法, 如分段直线校正法与三次样条函数法^[1, 2]。分段直线校正法计算量小, 可实时实现。对于缓慢变化的基线漂移效果尚好。其缺点是拟合精度低, 特别是在两段直线交界处, 由于两直线的导数不连续, 所以误差过大。对变化较快的基线漂移, 误差就更严重。对ST段的影响也较大。三次样条函数校正法是比较理想的方法, 它能保证交界处两线段的一二阶导数均连续, 所以拟合精度高。但是

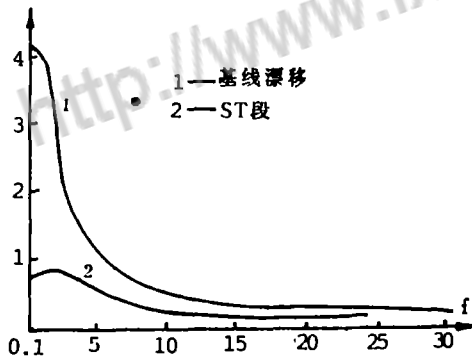


图1 基线漂移与ST段的频谱

Fig.1 Frequency spectra of baseline drift and ST-interval

计算量大, 而且需要在得到校正段的全部数据后, 定出全部插值点, 才能进行计算与校正, 所以不能实时实现。也有人提出采用埃尔米特插值法, 只采用一个心拍作为校正段, 较好地解决实时校正的问题, 校正精度也较好。但是计算量还较大, 不易为实时心电监护仪所采用, 所以该文作者又曾提出构成一个专用硬件电路, 这就大大增加了硬件工作量。

为此本文提出了分段三次函数校正法及分段抛物线校正法, 以解决校正精度与实时实现的矛盾。

分段三次函数校正法

(一) 三次函数的确定

分段直线法仅利用插值点的信号函数值来进行校正, 所以拟合精度不高, 校正后的ECG曲线在插值点不能保证导数连续。而三次样条函数校正法, 除函数值外还利用插值点的一、二阶导数的信息, 就能大大提高校正精度。我们提出应用分段三次多项式拟合基线漂移来校正的方法。其方法如图2所示, 先在每个心动周期的TP段定一个插值点, 如 I_i 和 I_{i+1} 等, 计算出插值点的信号函数值及其导数。

设三次函数式为

$$y = ax^3 + bx^2 + cx + d$$

设两插值点的函数值为 y_1 和 y_2 , 导数值为 y'_1 , y'_2 , 这样共有4个已知条件, 恰好可以确定系数 a , b , c , d 。由而可得方程组:

$$\begin{cases} y_1 = ax_1^3 + bx_1^2 + cx_1 + d \\ y_2 = ax_2^3 + bx_2^2 + cx_2 + d \\ y'_1 = 3ax_1^2 + 2bx_1 + c \\ y'_2 = 3ax_2^2 + 2bx_2 + c \end{cases}$$

则可求解得各系数如下式:

$$a = \frac{y'_1 + y'_2 - 2y'_{av}}{(x_2 - x_1)^2}$$

$$b = \frac{y'_{av} - y'_1}{x_2 - x_1} - a(x_2 + 2x_1)$$

$$c = y'_1 - (3ax_1^2 + 2bx_1)$$

$$d = y_1 - (ax_1^3 + bx_1^2 + cx_1)$$

式中

$$y'_{av} = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

由此可确定三次函数。这样可按下式进行拟合, 以消除基漂:

$$Y_{out} = Y_{in} - [((ax+b) \cdot x + c) \cdot x + d]$$

式中 Y_{in} 为消除基漂之前的ECG数据, Y_{out} 为消除基漂后的ECG数据。

(二) 插值点的选取 插值点应该是电信号的零电位点, 通常文献采用PQ段或TP段。但PQ段不一定是真正的零电位段, 因为在很多情况下, PQ段可能呈现出是下降的斜线。而TP段是心脏复极完成到下一次除极之前的一段电位, 它是真正的零电位段。所以我们采用TP段来选取插值点。

为了计算机自动寻找TP段确定插值点, 需要估计出T波終了点(T_{offset})。通常用Bazett公式计算QT间期:

$$QT = 0.39 \sqrt{RR}$$

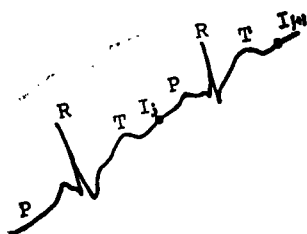


图2 有基线漂移的心电信号的插值点
Fig.2 Interpolation points of ECG signal
with baseline drift.

它表示的是Q波起点 (Q_{onset}) 至 T_{offset} 的间期, 所以从 Q_{onset} 跳过QT间期, 即到达 T_{offset} , 再在此之后的若干毫秒处选择插值点。由于Bazett公式的估计误差可达 $\pm 40ms$, 所以我们

选用Ashmsn公式,

$$QT = K \log(10RR + 0.07)$$

$$K = \begin{cases} 0.375 & \text{儿童} \\ 0.380 & \text{成年男性} \\ 0.385 & \text{成年女性} \end{cases}$$

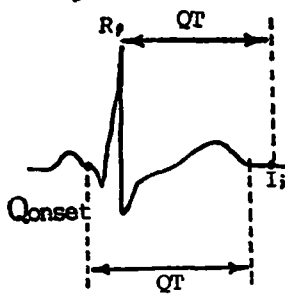


图3 由 R_p 找插值点

Fig.3 Searching interpolation point from R_p

为了实际计算方便, 可以从R波峰值 R_p 往后越过QT间期来确定插值点 I_i , 如图3。因为 R_p 比 Q_{onset} 滞后约 $30 \sim 70ms$, 所以 I_i 约在 T_{offset} 之后 $30 \sim 70ms$ 。为了防止在发生室性早搏等心律失常的情况下, 插值点会落在T波的下降沿上, 故程序中又加上一个校正步骤, 即选取在插值点之后的 $60ms$ 范围内寻找心电图波形斜率为最小的点, 作为实际采用的插值点。

分段抛物线校正法

我们进一步提出分段抛物线 (二次函数) 法, 它是分段直线 (一次函数) 法与分段三次函数法的折衷, 可以在保证足够的校正精度的条件下, 减少计算量。

如上所述, 两个插值点具有函数值和一阶导数共有4个已知条件。而抛物线方程仅有3个系数 (a, b, c), 这样就不好确定抛物线方程。我们采用以两个插值点的函数的值列出两个联立方程以外, 再以两插值的抛物线导数与ECG曲线实际导数 (y'_1 与 y'_2) 之差的平方和最小为判据, 列出第三个方程。因此即得下列3个联立方程式:

$$\begin{cases} y_1 = ax_1^2 + bx_1 + c \\ y_2 = ax_2^2 + bx_2 + c \\ u = \left[(2ax_1 + b) - y'_1 \right]^2 + \left[(2ax_2 + b) - y'_2 \right]^2, \quad \frac{\partial u}{\partial a} = 0 \end{cases}$$

由此可得抛物线方程的三个系数:

$$a = \frac{y'_2 - y'_1}{2(x_2 - x_1)}$$

$$b = y'_1 - a(x_2 + x_1)$$

$$c = y_1 - (ax_1^2 + bx_1)$$

式中
$$y'_1 = \frac{y_2 - y_1}{x_2 - x_1}$$

这样就可由下式进行基漂校正:

$$y_{out} = y_{in} - [(ax + b)x + c], \quad x_1 \leq x \leq x_2$$

插值点的选取方法同前。

P 波的检测与定位

基线漂移校正为P波的检测与定位作好准备。虽然已经有了前处理(包括50Hz陷波与低通滤波), 3dB截止频率取为33Hz的低通滤波器, 已可以滤去大部分肌电成份。残存的小部分肌电干扰, 对QRS波的检测与定位已没有什么影响, 但它对幅度很小的P波, 影响还很大, 会造成P波起终点定位不准甚至漏检。所以为了提高检测P波的正确率, 有必要在P波检测前再进行一次消除残余肌电干扰的数字滤波。一般认为肌电干扰的下限频率为20~30Hz, 上限频率>100Hz。P波的下限频率为0~2Hz, 上限频率为15~17Hz。常用的消除肌电干扰方法有用通带为0~20Hz的低通滤波器^[5], 或通带为4~12Hz的带通滤波器^[6]。我们采用通带的截止频率为15~17Hz的低通滤波器, 由于这时的滤波可以局限在P波的搜索域(我们定为整个TQ段)内进行, 所以通带的截止频率可以选得低一些, 接近P波的频率上限即可。

低通滤波器数字滤波器的设计方法参见有关文献^[8], 为了使幅频特性在截止部分下降陡些, 所以采用二阶零极点形式的低通滤波器, 其传递函数为

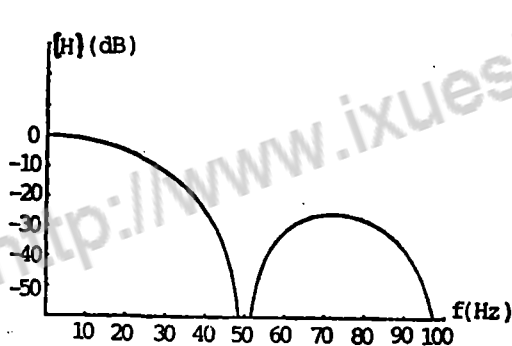


图4 滤波器的幅频特性

Fig.4 Amplitude-frequency characteristic of filter

$$H(Z) = \left(\frac{1 - Z^{-m}}{1 - Z^{-1}} \right)^2$$

今选择 $m = 8$, 截止频率则为 16Hz, 可满足我们的要求, 所以得

$$H(Z) = \left(\frac{1 - Z^{-8}}{1 - Z^{-1}} \right)^2 = \frac{1 - 2Z^{-8} + Z^{-16}}{1 - 2Z^{-1} + Z^{-2}}$$

其差分方程为

$$y(n) = x(n) - 2x(n-8) + x(n-16) + 2y(n-1) - y(n-2)$$

这个滤波器计算量很少, 计算一个样点仅需要 2 次算术左移, 4 次加减法, 不需作乘法, 用 8086 汇编实现时, 只需 16 个时钟周期。

图 4 所示为此滤波器的幅频特性。

P波检测的方法不少, 但有些方法不适用于心电实时监护, 例如多导联的P波增强法, 需要取多导心电信号, 在实时监护中实属困难。在心律失常时, P波形态与幅度变化均很大, 使用模板法也有困难。在实际情况下, 经过基线校正和消除残余肌电后, P波的起终点还经常不在基线上, 因而应用幅度阈值法也不很准确。有采用固定阈值斜率法(如取5mv/s), 不能适应病人的个体差异和时变性, 因而效果也不佳^[7]。

我们提出自适应双阈值斜率法对P波进行检测与定位。其方法如下。

首先对心电数据作 5 点抛物求导, 其公式为:

$$y'_i = \frac{1}{10T_s} (-2y_{i-2} - y_{i-1} + y_{i+1} + 2y_{i+2})$$

式中 T_s 为采样间隔。然后找出 5 秒钟内各 TQ 段导数绝对值的最大值, 记作 D_{\max} 。以 D_{\max}

为基础, 构成两个自适应阈值 T_1 和 T_2 分别为:

$$T_1 = \text{Max}\{\lambda_1 D_{\text{max}}, 1.0\} \text{ mv/sec}$$

$$T_2 = \text{Max}\{\lambda_2 D_{\text{max}}, 0.25\} \text{ mv/sec}$$

T_1 用来检出P波, T_2 用来定位 P_{onset} 和 P_{offset} 。 T_1 和 T_2 是经过程序的自学习而建立的, 可以适应不同病人的心电信号在形态和幅度上的变化, 可以进行自适应调整。确定 T_1 、 T_2 两值的考虑是, 因为不同病人的心电图的P波有很大不同, 故采用与TQ段中的最大斜率 D_{max} (它通常即是某个P波的最大斜率) 成比例的自适应值, 即

$$T_1 = \lambda_1 D_{\text{max}}, T_2 = \lambda_2 D_{\text{max}}$$

λ_1 与 λ_2 的数值可以经过很多病例的反复调整后得到。

因为在某些特殊情况下, 室性心动过速或交界性心动过速时, 可能根本没有P波出现, 所以在我们 T_1 阈值中加了下限箝位1.0mv/s, 以避免大量误检。而在消除基漂后TP段仍不是一条绝对的水平线, 存在少许上下摆动, 因此对 T_2 加了下限箝位0.25mv/s, 以免将PR间期判得过宽。

现在P波的检测与定位方法如下: 从 Q_{offset} 往回搜索, 直到连续4点(10ms)的导数绝对值大于 T_1 时, 认为检测到了P波。若搜索到 T_{offset} 时, 仍未发现连续4点导数绝对值大于 T_1 , 则认为这个心动周期不含有P波。

检出P波后, 从P波被检出点向前搜索 P_{offset} , 直到连续4点的导数绝对值小于 T_2 为止, 此时可取最初的一点作 P_{offset} 点, 从P波被检出点向后以同样方式找出 P_{onset} 。

实际处理结果

为了比较各种纠正基漂方法的效果, 我们选用两段心电信号, 一是正常心电, 另一是具有早搏的心电波形。然后各迭加上0.1Hz、0.2Hz正弦波及模拟基漂进行滤波。如图5所示

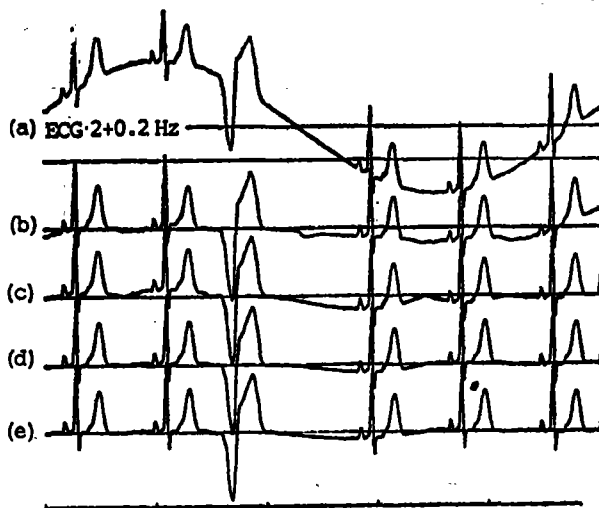


图5 基漂校正结果比较

Fig.5 Comparison of the results of base-line correction

是具有早搏心电波形迭加上0.2Hz²作为基漂(a)进行各种校正的结果, (b)经高通滤波(c)经分段直线校正, (d)经抛物线校正, (e)经分段三次函数校正。通过试验发现当基漂为缓慢变化时(迭加上0.1Hz作为基漂), 高通滤波法已有明显失真, 其它三种校正方法效果良好。当基漂变化较快时(图4), 高通滤波、分段直线法校正效果均不佳, 而分段抛物线法、分段三次函数法校正效果仍不错, 均可以使用。再从计算量来分析, 分段直线法最小, 分段三次函数法是分段直线法的三倍, 分段抛物线法是直线

法的2倍。所以分段抛物线法也是一种有应用前途的方法。

今将34例心电图进行实际处理与检测结果报告如下。其中3例正常, 31例为各种心律失常



图6 心电信号的处理与P波检测
Fig.6 ECG signal processing and P-wave detection

漏判的14个P波,其中5个与T波重合,4个与T波相连,2个P波埋在TQ段中的噪声之中,肉眼均无法辨认,医生是根据经验作出判断的。另有3个P波埋在噪声中,但肉眼尚可辨认,计算机未能检出。

P—R间期的测量结果,由医生检测了55个,与计算机判别的比较,如表2所示。

表1 P波检测结果

Table 1 The results of P-wave detection

| 项 目 | 心电专家分辨 | 计算机自动识别 | | |
|--------|--------|---------|-----|-----|
| | | 正确检出 | 漏 判 | 误 判 |
| 数量 (个) | 188 | 174 | 14 | 3 |
| 正确判别率 | | 92.6% | | |

表2 P-R间期检测结果

Table 2 The results of P-R interval detection

| 项 目 | 医生检测 | 计算机自动检测 | | |
|--------|------|---------|-------------|-------------|
| | | 完全符合 | 误差 0.01秒 | 误差 0.02秒 |
| 数量 (个) | 55 | 27 | 21 | 7 |
| 基本符合率 | | 87.3% | | |

根据医生临床实测同一份心电图,可以有0.01~0.02秒的偏差,所以把计算机与医生检测结果不超过0.01秒者,即认为基本符合。

结 论

1. 本文提出的分段三次函数法与分段抛物线法在基漂校正效果与计算量大小方面,比直线校正法、高通滤波法及三次样条函数法更适宜用于心电实时监护。

2. 为了检测P波,需要有较好的预处理,特别是基漂校正。对搜索域TQ段最好再进行一次残余肌电消除。

3. 应用本文提出的自适应双阈值法作P波检测与定位,对34例心电图的实测,获得了满意的结果。P波正确检测率与PR间期的基本符合率分别可达92.6%与87%。但样本数尚属有限,还需经过更大量的临床实测以进一步完善。

参 考 文 献

- [1] Steinberg: Pattern recognition in the clinic ECG. IEEE Trans. BME. (9): 23, 1962
- [2] Meyer: ECG baseline noise estimation and removal using cubic splines and state-space computation techniques Comp Biomed. Res. 10, 459, 1977
- [3] McManus: Estimation and Removal of baseline drift in the ECG. Comp. Biomed. Res. 18, 1, 1985
- [4] J.P. Marques: Digital FIR filtering for removal of ECG baseline wander. J. Clin. Eng., 7, 235, 1982
- [5] Cox, Some data transformation useful in ECG. & Computers in Biomedical research, P, 181, 1969
- [6] A. Van Lingen: P-Wave detection in routine ECG Processing. Proc. Computrs in Cardiology P, 53, 1980
- [7] H.T. Le: Automated analysis of rodent 3-channel ECG and Vectorcardiograms. IEEE Trans. BME-32, 43, 1985
- [8] 宗孔德等: 数字信号处理, 清华大学出版社, 1988

联邦德国航空航天医学研究所简介

联邦德国航空航天医学研究所是联邦德国航空航天研究院(DFVLR)下属单位,主要从事航空航天因素如重力、压力、辐射等对人体及其他生物的影响、保障乘员航天飞行安全和健康措施研究。在现阶段有以下研究方向, (1) 生理学, 研究飞行因素特别是微重力对体液分布、心血管系统、代谢过程和生物节律的影响。(2) 重力生物学, 研究重力改变对细胞功能、器官发育, 特别是动物重力感受器官发育的影响。(3) 生物物理学, 研究空间离子辐射作用的模式及微重力复合作用对动、植物器官遗传变异的影响。(4) 地外生物学, 研究生命原始形态在空间的真空、重离子辐射和极端温度条件下发育和繁殖的可能性。(5) 水下生理学, 深潜措施及生理学问题, 并对减压病进行高压治疗。

该所到1987年底已经在美、苏载人及非载人航天器上完成了13项生物医学实验, 到1991年还将有16项(包括D-2上的实验)。他们正把基础研究的成果用于评价微重力和辐射对健康的危害开展防护和对抗措施研究。他们负责联邦德国科学家—航天员选训和飞行中的医学监督, 目前正为D-2飞行做准备工作。

该所有设备完善的地下卧床实验室、高压舱、人用离心机及空间实验室模拟器等大型设备。

(张汝果)

航天飞机任务-27

航天飞机阿特兰提斯号(航天飞机任务-27)于1988年12月2日从肯尼迪角发射, 进入倾角为57度、390公里的圆形轨道, 飞行4天9小时后于12月6日降落在爱德华兹空军基地。这次是挑战者号事故长期停顿后航天飞机恢复飞行的第二次成功飞行, 距第一次发现号(航天飞机任务-26)的飞行仅9个星期。

5名航天员为: 机长海军中校R. L. 吉布森, 驾驶员空军中校盖伊. S. 加德纳, 任务专家空军上校R. M. 马伦, 空军中校杰里. L. 罗斯和海军中校W. M. 谢波德。和航天飞机任务-26一样, 这次飞行航天员在发射和着陆时也穿加压服。

在飞行期间航天员部署了一颗价值5亿美元的军用雷达成像侦察卫星, 该卫星是美国发射的最先进的军用卫星, 它将给美国空军和中央情报局首次提供全天候24小时空间侦察能力。航天员使用了加拿大制造的遥控操纵臂从货舱里举起该卫星并把它放入空间, 此外还按地面指示, 为电视检查阿特兰提斯号腹部, 使用了这台50呎(15.2m)长的遥控臂以核实轨道器的热防护瓦是否损坏。

(李士婉)

心电图的实时基线漂移校正与P波检测/李惠军,胡广书,周礼果(清华大学,北京)//《航天医学与医学工程》-1989,2(2).-94-100

心电图形识别,特别是P波检测,要求较好地消除基线漂移。本文根据心电图实时监护的要求,提出了分段三次函数法与分段抛物线法,在基线漂移校正效果与便于实时实现方面均取得了较好的结果。本文提出了自适应双阈值法作P波的检测与定位,由34个正常人与心律失常病例实测结果,说明P波正确检测率与P-R间期基本符合率分别达到92.9%与87%。

心电图,信号特性测量,心脏监护器

两输入两输出补偿跟踪系统辨识/祁章年,谢宝生(航天医学工程研究所,北京)//《航天医学与医学工程》-1989,22(2).-108-113

本文讨论了基于直接最小二乘辨识方法的两输入两输出闭环系统的可辨识性条件,对人控两输入两输出补偿跟踪系统的实验及参数估计方法进行了讨论,同时给出参数估计的广义最小二乘算法公式。

参数估计,可辨识性,系统辨识,闭环控制

模型在冲击性过载研究中的作用/庄祥昌,汪芳子,尚峰等(航天医学工程研究所,北京)//《航天医学与医学工程》-1989,2(2).-101-107

在弹射救生过程中的冲击过载,可引起人体不同程度的损伤,甚至死亡,这一问题研究有重要意义。由于直接用人体进行这类实验带有一定的危险性,因此必须寻找其他研究途径。本文综合介绍了国外和我们研究工作中所采用的模型方法,其中有数学模型、电子模型和机械模型。数学模型中包括了集总参数、分布参数、连续参数、有限元、人体大运动、头部运动等模型,阐述了这些模型的基本内容和它们所起的作用,还讨论了建模中存在的问题。

冲击过载,冲击耐力,弹射救生试验,弹射损伤,建立模型

爆炸减压瞬间不同加压供氧时间对人体的生理的影响/肖华军,蔡传广,张玉明等空军(航空医学研究所,北京)//《航天医学与医学工程》-1989,2(2).-114-117

本研究观察了爆炸减压瞬间不同加压供氧时间对人体的生理影响。结果表明,加压速度快有利于防止暴发性缺氧,但会给机体带来不良影响,首先,影响人体的正常呼吸调整,其次肺组织在减压瞬间内,受到峰值和再加压两次牵张,引起迷走神经过度兴奋产生心脏抑制,最终导致晕厥发生。因此,爆炸减压瞬间不同加压时间不应短于1.3~1.5s,不能长于2.5s。

爆炸减压,加压呼吸,缺氧

The Role of Models in the Research Work of Impact Acceleration/Zhuang Xiangchang et al(Institute of Space Medico-Engineering, Beijing)//Space Medicine & Medical Engineering.-1989,2(2).-101-107

Impact acceleration in ejection escape may cause various levels of injury to human body, even death. Science human beings could not be used as test subjects in experiment studies for human safety, other approaches had to be sought. Mathematical, electronic and mechanical models used by scientists at home and abroad are introduced. The mathematical models include lumped and discrete parameters, continuum, finite element, gross motion and head motion model. The basic contents of these models and their roles are described and their inadequacies are discussed.

Impact acceleration, Impact tolerance, Escape ejection test, Ejection injury, Model building

The Effects of Various Time for compressive Oxygen Supply at explosive decompression moment on Human Physiology/Xiao Xuajun et al (Institute of Aviation Medicine, Beijing)//Space Medicine & Medical Engineering.-1989,2(2).-114-117

The effects of time for recompressive oxygen supply in altitude after rapid decompression on human were observed. The results indicated that though high speed recompression with oxygen could prevent human from fulminating hypoxia, but it might bring about results to the human body. First, it affected the regulation of respiration. Second, the lung tissue in the instant decompression, were subject to two stretches, at peak and quick recompressive breathing, which caused over excitation of vagal system and resulted in brachycardia, at last led to syncope. Therefore, compressive time after explosive decompression moment should be within the range between 1.3-1.5s and 2.5s.

Explosive decompression, Pressure breathing, Anoxia

Real-Time Base-Line Drift Correction and P Wave Detection of ECG Signal/Li Huijun et al (Tsinghua University, Beijing)//Space Medicine & Medical Engineering.-1989,2(2).-94-100

Base-line drift cancellation is necessary for ECG wave recognition, especially for P wave detection. According to the requirements of real-time ECG monitoring, this paper presents segmentation cubic function technique and segmentation parabola technique, which can be conveniently used for base-line drift correction. Good results were obtained, and this paper presents an adaptive, dual-threshold² for P wave detection and location. The results of 34 normal and arrhythmia cases indicated that P wave correct detection rate and P-R interval correspondence rate were as high as 92.6% and 87% respectively.

Electrocardiography, Signal characteristic measurement, Heart monitors

Identification of Two-Input, Two-Output Compensatory Tracking Systems/Qi Zhanguan et al (Institute of Space Medico-Engineering, Beijing)//Space Medicine & Medical Engineering.-1989,2(2).-108-113

The conditions of identifiability for two-input, two-output closed-loop systems, based on the direct least squares identification method, are discussed. The methods for the experiment and parameter estimation for man-controlled two-input, two-output compensatory tracking systems are discussed. The generalized least squares algorithm of parameter estimation is given.

Parameter estimation, Identifiability, Systems identification, Closed loop control



论文写作，论文降重，
论文格式排版，论文发表，
专业硕博团队，十年论文服务经验



SCI期刊发表，论文润色，
英文翻译，提供全流程发表支持
全程美籍资深编辑顾问贴心服务

免费论文查重：<http://free.paperyy.com>

3亿免费文献下载：<http://www.ixueshu.com>

超值论文自动降重：http://www.paperyy.com/reduce_repetition

PPT免费模版下载：<http://ppt.ixueshu.com>

阅读此文的还阅读了：

- [1. 心电信号中R波的小波包检测算法研究](#)
- [2. 商业实时RT-PCR试剂盒可检测猪组织样品中A型流感病毒并且可以与2009年流行的H1N1株相区别](#)
- [3. 糖厂全厂信息综合监视系统](#)
- [4. 小波分频自适应检测与压制强能量干扰方法](#)
- [5. 心电信号QRS波群检测算法研究](#)
- [6. 内燃机车柴油机连杆变形的校正与检测](#)
- [7. 小波分析在气体绝缘组合电器局部放电检测中的应用](#)
- [8. 热成像系统MRTD／MDTD的检测与校正](#)
- [9. 一种微位移促动器的设计和检测](#)
- [10. 消除心电信号基线漂移简单方法及仿真](#)
- [11. 随钻声波测井检测超压岩层](#)
- [12. 基于DSP的心电信号实时滤波算法的实现](#)
- [13. 车轮不平衡量的现场检测与校正](#)
- [14. 心电图波形基线漂移的数学形态滤波在线实时处理](#)
- [15. 卡尔曼滤波在心电信号QRS波检测中的尝试](#)
- [16. 驻极体式传声器的使用与检测](#)

- [17. 蓝光可录光盘电信号检测](#)
- [18. DirectDraw在转炉下渣检测系统中的应用](#)
- [19. NIM-3长输管道泄漏实时监测系统](#)
- [20. 红外焦平面阵列失效元动态检测与校正算法](#)
- [21. 生物显微镜物的检测与校正](#)
- [22. 基于小波变换和相关分析的心电信号检测](#)
- [23. 基于平滑滤波器的心电信号基线漂移的矫正](#)
- [24. 超简单的宽频段无线电发射检测场强仪](#)
- [25. 面向智能服装健康监护系统的心电信号基线漂移处理](#)
- [26. 在实时操作系统DSP/BIOS上实现心电信号R波的检出](#)
- [27. 自适应滤波器在心电信号检测中的应用](#)
- [28. 彩色静电绘图机套色误差的检测与校正方法](#)
- [29. 基于提升小波的心电信号基线漂移的去除方法](#)
- [30. 基于小波变换系数的心电信号基线漂移噪声去除方法](#)
- [31. 基于DCG心电信号的R波检测算法](#)
- [32. 多任务下的系统实时检测](#)
- [33. 内燃机车柴油机连杆变形的校正与检测](#)
- [34. 经验模态分解方法在心电信号基线漂移去除中的应用](#)
- [35. 小波分析用于磁场刺激诱发肌电信号的实时检测](#)
- [36. 生物显微镜物镜的检测与校正](#)
- [37. NM-3长输管道泄漏实时监测系统](#)
- [38. 心电信号的非线性小波检测方法](#)
- [39. 基于 DSP 的数字式 \$\gamma\$ 相机系统及其实时校正](#)
- [40. 基于Labview大鼠心电信号采集及实时RR间期检测](#)
- [41. 基于小波的心电信号有效性检测方法](#)
- [42. 分布式实时在线监测系统在产品安全检测中的应用](#)
- [43. 智能化数字多用表的自动检测与校正系统](#)
- [44. 基于无线传感器网络的车辆实时油耗检测研究](#)
- [45. PQF连轧管机轧制中心线的检测与校正](#)
- [46. 去除心磁信号基线漂移的形态学滤波器](#)
- [47. 基于提升小波的心电信号P、T波检测快速算法](#)
- [48. 低能 \$\gamma\$ 射线实时在线检测管道腐蚀](#)
- [49. 基于小波变换的心电信号检测新方法](#)
- [50. 心电信号的采集及R波同步检测](#)