





Y1885836

**The Research of VDT Mental Fatigue Estimated Method Based on ECG
and Pulse Signal**

by

YANG Hua

B.E. (Shandong University of Science and Technology) 2008

A thesis submitted in partial satisfaction of the

Requirements for the degree of

Master of Engineering

in

Signal & Information Processing

in the

Graduate School

of

Lanzhou University of Technology

Supervisor

Professor Zhang Aihua

May, 2011



兰州理工大学学位论文原创性声明和使用授权说明

原创性声明

本人郑重声明：所呈交的论文是本人在导师的指导下独立进行研究所取得的研究成果。除了文中特别加以标注引用的内容外，本论文不包含任何其他个人或集体已经发表或撰写的成果作品。对本文的研究做出重要贡献的个人和集体，均已在文中以明确方式标明。本人完全意识到本声明的法律后果由本人承担。

作者签名： 杨华 日期：2011年 6月 8 日

学位论文版权使用授权书

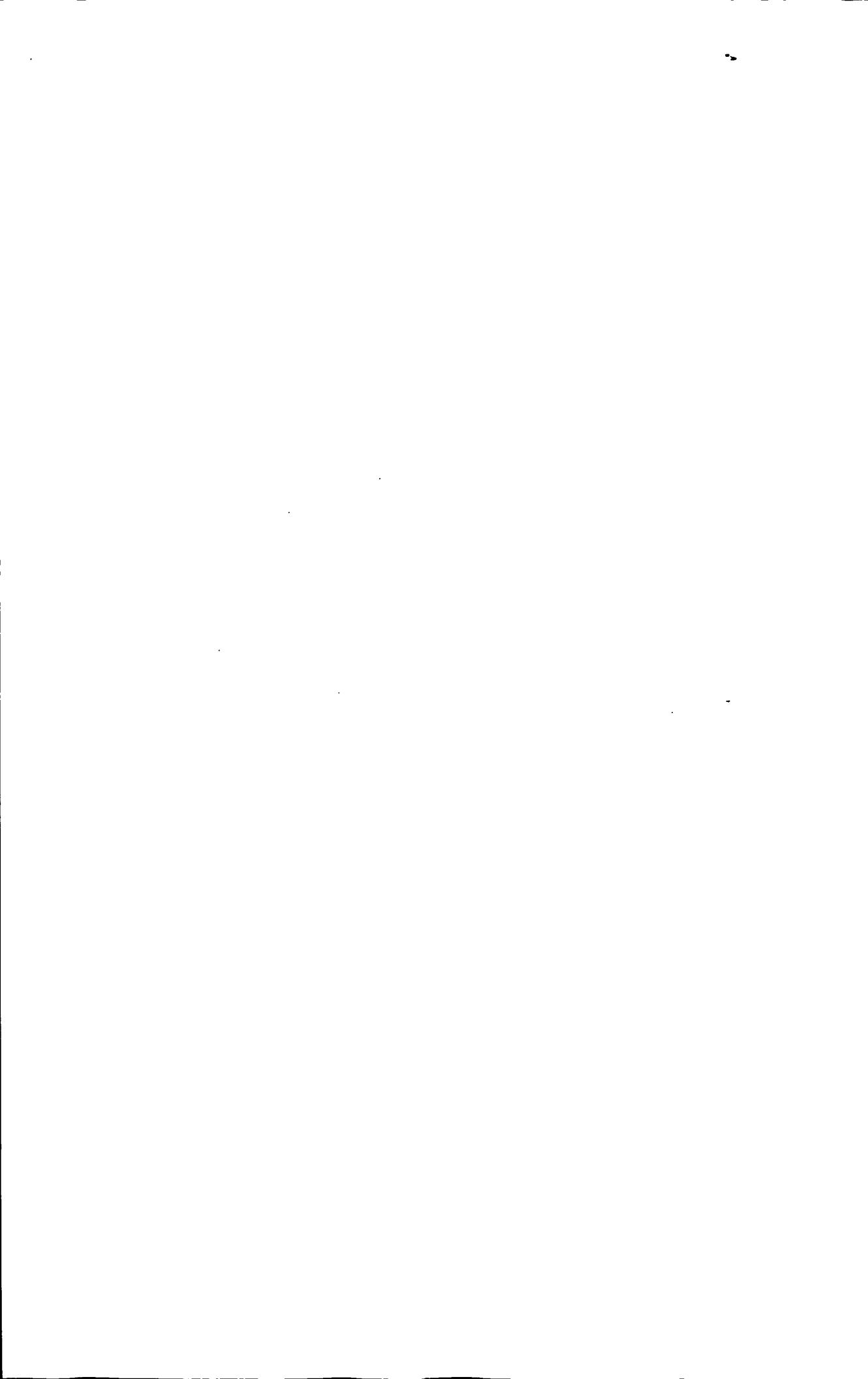
本学位论文作者完全了解学校有关保留、使用学位论文的规定，即：学校有权保留并向国家有关部门或机构送交论文的复印件和电子版，允许论文被查阅和借阅。本人授权兰州理工大学可以将本学位论文的全部或部分内容编入有关数据库进行检索，可以采用影印、缩印或扫描等复制手段保存和汇编本学位论文。同时授权中国科学技术信息研究所将本学位论文收录到《中国学位论文全文数据库》，并通过网络向社会公众提供信息服务。

作者签名： 杨华 日期：2011年 6月 8 日
导师签名： 张爱华 日期：2011年 6月 8 日



目 录

摘要	I
ABSTRACT	II
插图索引	IV
附表索引	VI
第一章 绪论	1
1.1 课题研究背景和意义	1
1.1.1 课题研究背景	1
1.1.2 课题研究意义	1
1.2 精神疲劳国内外研究现状	2
1.3 精神疲劳状态评估的研究思路	4
1.3.1 中医脉诊与精神疲劳	4
1.3.2 心电图与精神疲劳	5
1.3.3 多生理信息融合与精神疲劳	6
1.4 本文研究内容及主要工作	7
第二章 精神疲劳实验与生理信号采集	8
2.1 引言	8
2.2 实验设计	8
2.3 实验仪器	11
2.3.1 温度信号采集模块	12
2.3.2 心电信号采集模块	13
2.3.3 脉搏信号采集模块	15
2.3.4 呼吸信号采集模块	16
2.4 生理信号采集	16
2.5 本章小结	18
第三章 心电信号与心率变异性分析	19
3.1 引言	19
3.2 心电信号产生原理及心电图特性	19
3.2.1 心电信号产生基本原理	19
3.2.2 心电图的特征及导联	21
3.3 心电信号的基线纠漂	22
3.3.1 中值滤波	23
3.3.2 FIR 滤波	24
3.3.3 零相位 IIR 滤波	25



3.4 工频干扰和肌电干扰的抑制	26
3.4.1 工频干扰的抑制	26
3.4.2 肌电干扰的抑制	28
3.5 心电信号的分析与特征提取	29
3.5.1 Teager 能量算子	29
3.5.2 QRS 波群及 T 波的检测	30
3.5.3 心率变异性信号	32
3.5.4 ECG 与 HRV 特征参数提取	33
3.5.5 VDT 精神疲劳状态分析	34
3.6 本章小结	37
第四章 脉搏信号预处理及特征提取	38
4.1 引言	38
4.2 脉搏信号的产生机理及波形描述	38
4.2.1 脉搏信号的产生机理	38
4.2.2 典型脉搏信号的波形描述	39
4.3 脉搏信号基线漂移的抑制	41
4.3.1 小波分析的概念和基本理论	41
4.3.2 Mallat 算法	43
4.3.3 小波基函数选取原则	44
4.3.4 脉搏信号的纠漂	45
4.4 工频干扰和肌电干扰的抑制	47
4.5 脉搏信号特征点提取	48
4.5.1 主波 P 波峰点的提取	48
4.5.2 其它特征点的提取	49
4.6 本章小结	50
第五章 多生理信息与 VDT 精神疲劳	51
5.1 引言	51
5.2 温度信号处理与分析	51
5.3 多生理信号的处理与分析	53
5.3 特征分类	56
5.4 本章小结	58
结论与展望	59
参考文献	61
致谢	65
附录 A 攻读学位期间所发表的学术论文目录	66



附录 B 健康状况自评表	67
附录 C 测试人员健康状况调查表	69
附录 D 实验记录表	70
附录 E 问 卷 调 查 表 1	71
附录 F 问 卷 调 查 表 2	72



摘要

视频显示终端(Visual Display Terminal, VDT)现已广泛应用于学习、工作和生活。它给人们带来方便和高效率的同时也产生了一些新的职业卫生问题,比如视觉疲劳、精神疲劳和肌体疲劳等。精神疲劳影响人们的生活质量,降低工作效率,影响社会经济发展,研究精神疲劳已成为当务之急。因此,认识VDT精神疲劳的本质以及疲劳对人们生活的影响,对于预防由VDT作业引起的疲劳有重要的意义。

目前传统的生理性精神疲劳测定方法主要有主观评定法和客观评定法两类。随着科技的进步,研究疲劳的客观手段越来越多,生理指标的介入使其成为医学、认知科学和心理学的研究热点。然而,对精神疲劳的检测目前仍缺乏客观的生理指标。心电信号和脉搏信号包含有丰富的人体生理信息,可以很好地反映人体各个子系统的生理状态和病理变化状况。本文主要通过对心电信号、脉搏信号和温度信号进行处理与分析,来探讨VDT精神疲劳状态对人体生理信号产生的影响。

本文设计了精神疲劳实验,要求被试者在电脑上完成1.5小时的两个三位数加减法混合运算,同时采集人体的心电、脉搏、温度等生理信号,并提取相应的特征,如脉搏波峰值(map)、脉搏波潮波峰值(map1)、心率、心电信号的特征点S的幅值、心率变异性的时域RMSSD、PNN50以及频率指标LF、HF、LF/HF等特征参数。通过分析实验前和实验后生理信号特征的变化来评估VDT精神疲劳状态。此外,对疲劳前和疲劳后的人体温度信号也做了初步的探索。

与精神疲劳前相比,精神疲劳实验后,被试者体温显著升高($P<0.001$),PNN50明显升高($P<0.05$),心电信号的S波的幅值明显下降($P<0.05$);自然恢复后与精神疲劳测试实验结束时相比,体温升高,PNN50变化不明显,S波的幅值显著升高($P<0.01$),精神疲劳程度有所缓解。根据测试组和对照组的结果,测试组和对照组的脉搏主波峰值和潮波峰值均显著下降($P<0.001$),但从下降的程度来看,测试组被试者的脉搏峰值下降更为显著;而对照组实验结果说明,被试者在自然状态下也会有生理上的疲劳,从而导致了生理信号特征的变化。以上结果表明,通过对人体生理信号的研究可以找到能够有效评测VDT精神疲劳的客观指标。

关键词: 心电信号; 脉搏信号; VDT精神疲劳; 基线漂移; 心率变异性



Abstract

Now Visual Display Terminal (VDT) has been widely used in study, work and life. It makes the work and life more convenient and efficient, and also causes some new occupational health problems, such as visual fatigue, mental fatigue and muscle fatigue, etc. Because of mental fatigue, the quality of people's lives would be affected, work efficiency would be reduced and social economic development would be hindered. The study of mental fatigue has become a top priority. Therefore, it has the very vital significance to understand the nature of VDT mental fatigue and the effect of fatigue on people's life for taking precautions against fatigue during the VDT work.

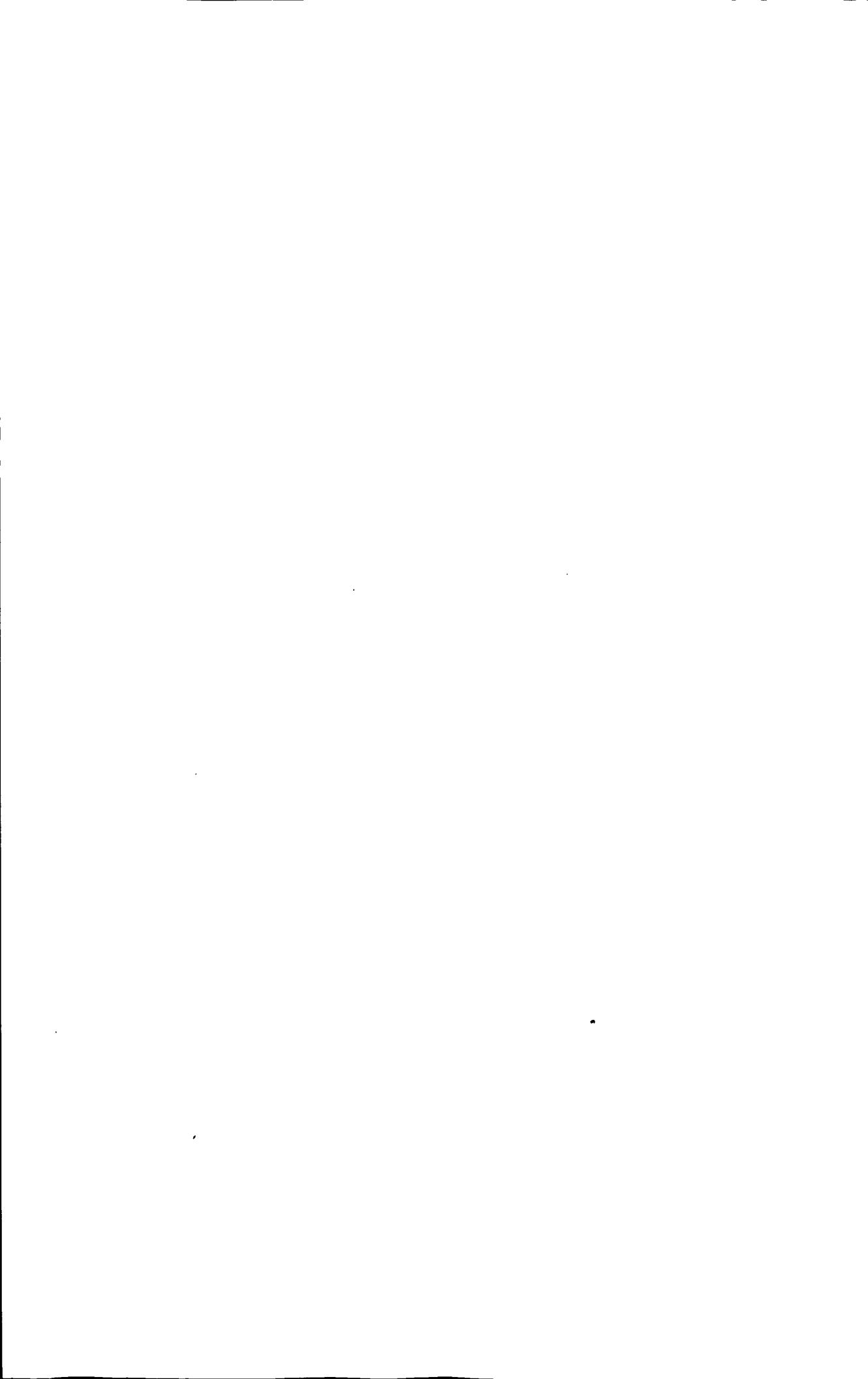
At present the traditional methods to determine physiological mental fatigue are mainly subjective evaluation method and objective evaluation method two kinds. With the development of science and technology, there are more and more objective methods to research fatigue, and physiological indexes intervene makes it a medical, cognitive science and psychology research hot spot. However, the detection of mental fatigue is still lack of objective physiological indexes. The ECG and the pulse signals contain rich human physiological information, and they can reflect the physiological state of each subsystem and the pathological changes of physiological condition well in human body. This paper discussed the VDT mental fatigue influence to human physiological signal, mainly through ECG signal, pulse signal and temperature signal processing and analysis.

In this paper, a mental fatigue experiment is designed. All the subjects are required to finish the addition and the subtraction of two three-digits on computer for 1.5 hours. At the same time, the ECG, the pulse signal and the body temperature signal are acquired. Some characteristic parameters are extracted from the physiologic signals and analyzed, such as the peak value of the pulse signals (map), the tidal wave peak of the pulse signals (map1), the heart rate, the amplitude of S waves in the ECG, the RMSSD and the PNN50 of heart rate variability, and some frequency indexes etc, the frequency indexes mainly contain LF, HF and LF/HF and so on. The VDT mental fatigue state is estimated by analyzing the changes of these characteristic parameters before and after the experiment. In addition, a preliminary exploration is conducted to the body temperature.



Compared with mental fatigue pre-experiment, the temperature of the subject increases significantly ($P<0.001$), and the PNN50 increases obviously ($P<0.05$), and the amplitude of S waves of the ECG signals decreases obviously ($P<0.05$) after mental fatigue experiment; compared with the end of mental fatigue experiment, the temperature increases, and the changes of PNN50 are not obvious, and the amplitude of S waves increases significantly ($P<0.01$), and the mental fatigue is somewhat remittance after natural recovery. According to the results of the experiment group and the control group, the main wave peak and the tidal wave peak of the pulse signals are all declined significantly ($P < 0.001$). But from the declining degree, the pulse peak of the subjects in the experiment group decreases more significant. However, the experiment results in control group have demonstrated that the physical fatigue will also appear on the subjects in the nature state, which makes the physiological characteristic parameters change. The results above have revealed that the objective indicators can be found to evaluate the VDT mental fatigue effectively through the analysis of the human physiological signals.

Keywords: Ecg signal; Pulse signal; VDT mental fatigue; Baseline drift; Heart rate variability



插图索引

图 2.1 疲劳测试系统界面	9
图 2.2 MP150 多导生理记录仪	12
图 2.3 温度信号的波形图	13
图 2.4 标准胸导联的电极连接部位	14
图 2.5 正常 v1 和 v5 两导联心电图	14
图 2.6 实验中所采集到的 v1 和 v5 心电信号的波形	15
图 2.7 典型脉搏信号波形图	15
图 2.8 实验中所测脉搏信号波形图	16
图 2.9 实验中采集的呼吸信号波形图	16
图 2.10 同步采集四种生理信号的波形图	17
图 2.11 被试者实验过程图	18
图 3.1 心脏传导系统	20
图 3.2 心室肌细胞电位变化示意图	21
图 3.3 正常心电图波形	22
图 3.4 中值滤波去除基线漂移的效果图	24
图 3.5 FIR 滤波去除 ECG 基漂的波形图	24
图 3.6 零相位滤波去除 ECG 基线漂移的过程图	26
图 3.7 椭圆带阻滤波器的幅频响应特性曲线	27
图 3.8 椭圆带阻滤波器滤波前后心电信号的时域波形	27
图 3.9 椭圆带阻滤波器滤波前后心电信号的频域波形	28
图 3.10 小波分解去除心电肌电干扰的波形图	29
图 3.11 R 波检测	31
图 3.12 RR 间期序列的功率谱估计图	34
图 3.13 心电信号时域、频域变化明显的几个特征	36
图 4.1 心脏解剖图	39
图 4.2 信号 X 作小波多重分解示意图	44
图 4.3 脉搏信号去除基线漂移信号的过程图	46
图 4.4 去除工频干扰和肌电干扰的波形图	47
图 4.5 实验所采集脉搏信号波形	48
图 4.6 脉搏信号特征点检测图	49
图 5.1 各个状态的体温信号	53

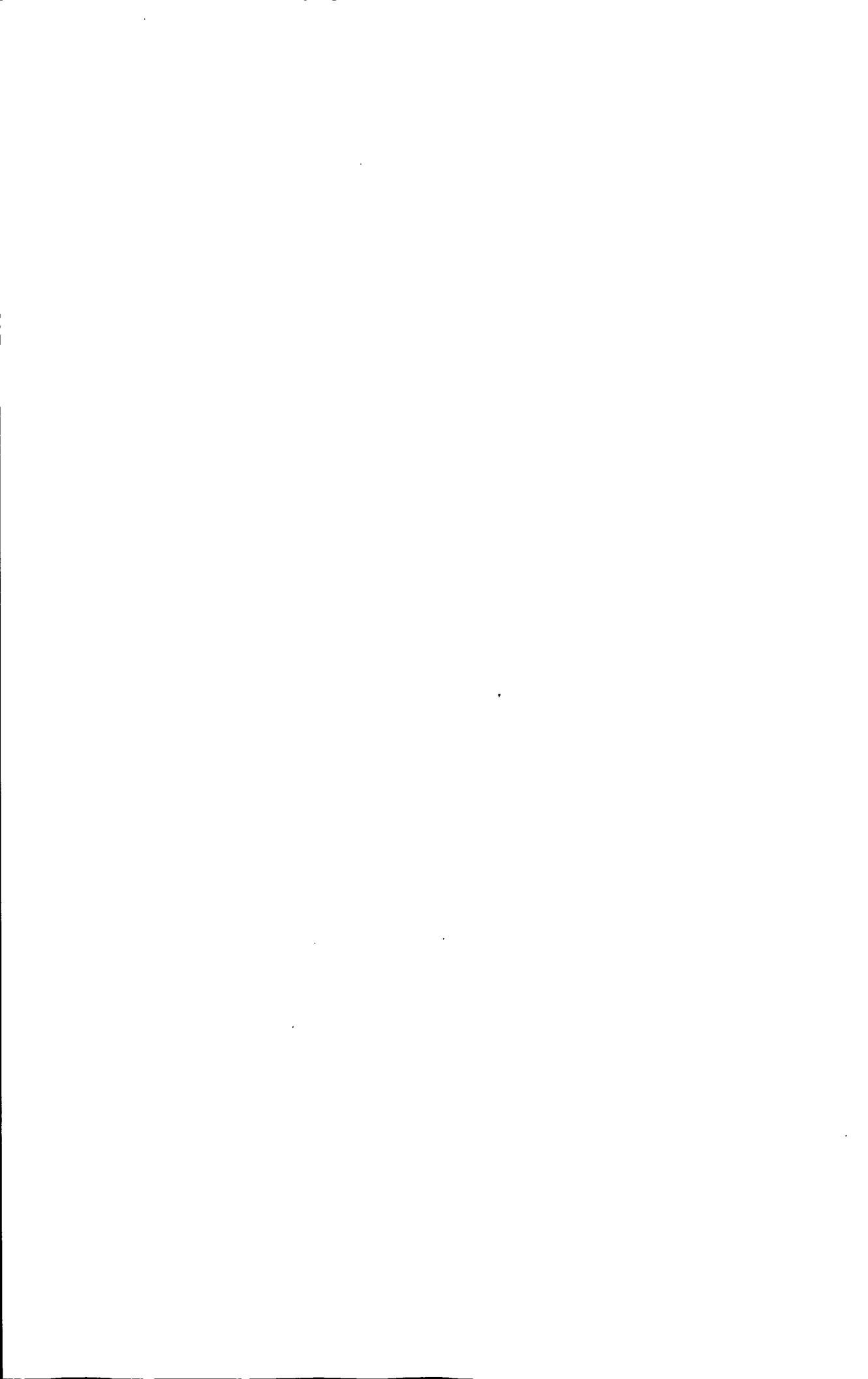


图 5.2 测试组和对照组温度信号变化情况 56



附表索引

表 2.1 算术负荷的工效指标	10
表 2.2 算术负荷的工效指标	11
表 3.1 精神疲劳测试实验组心电信号参数变化情况	34
表 5.1 被试者温度信号变化情况	52
表 5.2 温度信号统计分析	52
表 5.3 心电脉搏信号的特征参数	54
表 5.4 测试组和对照组的温度信号变化	55
表 5.5 测试组和对照组的温度信号统计分析	56
表 5.6 两种分类器对精神疲劳前后状态下数据的分类效果比较	57
表 5.7 单一特征分类结果	58
表 5.8 组合特征分类结果	58



第一章 绪论

1.1 课题研究背景和意义

1.1.1 课题研究背景

人类对疲劳的关注由来已久，而对其进行系统而科学的研究始于上世纪初期。在科学技术不断发展、竞争激烈的社会里，精神疲劳状态的研究已经成为众多学者较为关注的研究课题。疲劳指机体生理过程不能在特定水平，或是器官功能上维持其功能，或不能维持在特定的工作强度。疲劳会引发安全事故，降低人们的工作效率，影响人们的情绪以及身心健康，进而影响到人们工作、学习及其日常生活的各个方面^[1]。

精神疲劳（Mental Fatigue）是指工作或学习过程中，由于长时间从事脑力劳动、睡眠不足、或近日节律扰乱而导致人们作业机能衰退、作业能力下降的现象^[2]。

精神疲劳的产生有多种原因。如竞争激烈、经常加班加点、工作难度大、企业亏损、住房拥挤、邻里反目、物价上涨、家庭纠纷等。单调的、乏味的、长时间操作会引起操作者极度厌烦，它能引起和加速操作者心理疲劳的产生。单调往往与不变或重复方式变化的情绪条件联系在一起，因而产生不合、缺乏兴趣、不愉快和挑战、压抑以及觉得工作永无止境等消极情绪，从而产生心理疲劳。人们如果长期、反复、持续生活在不愉快的情绪中，便会出现情绪困扰、心态失衡以及精神疲劳。精神疲劳若长期持续存在，便会影响身心健康，甚至引起身心疾病。可这一点正是人们最容易忽视的。不少人长期生活紧张、刻板，既要工作，又要承担繁重的家务，因而特别容易出现精神疲劳，而紧张的精神状态如不能及时得到松弛，就有可能引发溃疡病、高血压、冠心病、神经症、胃肠激惹综合征等身心疾病。随着现代科学技术的迅速发展，人们的工作压力也不断加大，精神疲劳已成为城市中的重要问题，严重威胁着人们的健康和生活质量。在交通驾驶、航空航天活动、人机系统监控等工作中，操控人员精神疲劳引起的瞬间的注意力分散、反应迟缓或协调性不够，都可能导致极为严重的事故^[3]。

1.1.2 课题研究意义

目前，计算机技术迅速发展，互联网成了人们不可缺少的通讯信息获取的工具，使用计算机作业的人越来越多。与视频显示终端（Visual Display Terminal

VDT) 作业相关的很多工作, 尤其是实时监控、车辆驾驶、航空航天、交通调度、空中管制、高风险作业等行业, 许多事故的发生都与疲劳有关^[4,5]。互联网数据中心 (Internet Data Center) IDC 公布的调查数据显示, 美国 2001 年销售的 PC 电脑中 66.16 % 作为商用。如果按这一比例推算, 我国 2000~2003 年销售的 PC 电脑中约有 2230 万台在企事业单位中使用。如果一台电脑的使用者为 1-1.5 人, 则全国至少约有 2230~3300 万人在工作中用 VDT。单调、乏味、工作量大的 VDT 工作, 引起人的视觉疲劳, 身心上给人枯燥乏味感。久之导致心理负荷过高引发心理疲劳, 即精神疲劳。VDT 作业是与传统桌面作业不同类型的视觉作业, 也是脑力和神经紧张型作业。VDT 作业者的身心疲劳是人-计算机-环境系统中各种生理、心理负荷因素综合作用的结果。

世界卫生组织研究表明, 目前世界有 60% 的人生活在亚健康状态之中, 而且人与人的亚健康程度各不相同。通过研究可知, 精神疲劳是亚健康状态最多见、最典型的表现, 精神疲劳主要表现为疲惫感、注意力难于集中、对事物的敏感性和警戒性降低、大脑兴奋度降低、工作效率低下等^[6,7]。它严重地威胁着人类健康安适的生活。目前, 科学技术与经济迅速发展, 精神疲劳不但是医学问题也是社会问题, 不仅使人们的生活质量降低, 也同样制约了经济的发展, 进而影响到社会不断发展的进程。因此, 不断的关注精神疲劳, 研究精神疲劳, 已经成为当务之急。大量的研究表明, 日常生活或其它各个方面精神负荷状况都与各种疾患有着密切关系, 长期的精神压力和负担是导致各种病患的重要因素之一。目前, 医学界已把各种由于心理因素所造成的疾病统称为心源性疾病, 据统计有 1000 多种。客观而有效地识别人体的精神疲劳状态, 精神疲劳疲劳程度, 以及客观、准确地评价精神疲劳消除方法, 是预防各种精神方面的疾病的有效措施。对精神疲劳进行识别, 使人类远离“抑郁症”^[8], 这对提高人们的生活质量具有重要意义。

1.2 精神疲劳国内外研究现状

目前, 国内外精神疲劳的测定没有客观而具体的技术指标, 常见的形式是采用问卷调查的方式。常见的精神疲劳研究主要有驾驶疲劳, 包括有飞机, 轮船, 火车、汽车等交通工具的驾驶。驾驶精神疲劳是威胁人们健康与生命安全的严重问题^[9,10]。有研究指出, 由驾驶精神疲劳引起的交通事故占总交通事故的百分比开始上升, 比如从 1980 年的 4% 上升到 1995 年的 25%; 在一份调查报告中, 有 64% 的调查响应者曾经在驾驶过程中有过疲劳的经历, 同时, 在此其中有 7% 的被调查者声明由于疲劳引发过交通事故。

早期国内外精神疲劳检测主要采用主观评定法(疲劳量表), 此方法在评定时, 缺乏足够的效度和信度。随着科技的进步, 研究疲劳的客观手段越来越多, 生理指标的介入使其成为医学、认知科学和心理学的研究热点。目前研究表明,

能够有效检测与评价疲劳的生理信号指标主要是电生理信号指标,比如脑电图(EEG)、事件相关电位(ERP)、眼动图(EOG)等,其中,被认为最具潜力、最可靠并且已经成功应用于大脑疲劳状态检测的方法是基于脑电信号的分析方法^[11~13]。传统的生理性精神疲劳测定方法主要有主观评定法和客观评定法两类。主观评定法根据作业者的身体的和神经的感受症状来判断疲劳的程度,主要通过主观问卷调查的形式来进行。这种主观评分标准不易统一、且易受人的主观因素的影响,无法对疲劳时心理、生理状态进行客观的评定。客观评定法是对人体的生理、生化方面指标进行观察,并对这些指标进行综合评价来估计疲劳程度^[14]。

随着生物医学信号方面研究的不断进步,精神疲劳方面的研究也越来越多。计算机技术迅速发展,进行VDT作业的人越来越多,在大量的人机交互中,体力和脑力上的活动,引发肌体疲劳、视觉疲劳、精神疲劳。目前,国内外关于VDT作业中引起的精神疲劳的研究还是比较少的。

在国内,西安交通大学的郑崇勋教授和自己的博士、硕士研究生主要从脑电信号的方面,运用不同的信号处理方法对精神疲劳做了深入的研究。例如,李小平、张崇等研究的基于多导脑电的生理性精神疲劳分析^[15,16],通过对4种生理性精神疲劳状态下4导脑电信号进行功率谱和小波熵特征分析,来研究脑电信号各节律相对功率以及小波熵与生理性精神疲劳程度之间的关系,并分析了它们在不同生理性精神疲劳状态下的变化规律及其相关性。研究结果表明,脑电信号各节律的相对功率以及小波熵平均值将有望成为衡量生理性精神疲劳程度的指标。文献[17~19]为了区分精神疲劳的程度,研究了不同精神疲劳状态时生理信号的无序程度,文献[20]对于EEG用柯尔莫哥洛夫熵测度对精神疲劳状态进行研究,通过分析脑电信号柯尔莫哥洛夫熵的波动范围对疲劳时心理生理状态进行客观评定。

目前还有的研究有,李永平研究的脉搏图像化检测方法对精神疲劳状态的识别^[21];豆小玺、王龙研究的脉搏信号功率谱分析对精神疲劳状态的识别^[22],根据精神疲劳状态与脉搏信号间的内在联系,设计一种基于脉搏信号特征参数评测精神疲劳状态的方法,为精神疲劳状态的诊断和评测提供科学依据;为进一步认识精神疲劳的过程,研究精神疲劳对中枢神经系统的影响提供了一种新的工具;提取脑电信号的多通道线性描述参数场强变化率,研究脑电信号场强变化率的平均值与生理性精神疲劳程度之间的关系^[23];文献[24]为了改善精神疲劳而研究的在特定穴位施加哈慈五行针;严洪、李延军等人从心率变异性信号(Heart Rate Variability, HRV)的时域、频域分析了不同状态下的精神疲劳状态如何,指出了在读书和笔算两种状态条件下负荷、应激与疲劳之间的联系^[25]。结果表明:读书阶段的疲劳累积效应强于笔算过程所以引发的精神疲劳;同时说明了仅以工作绩效检测精神疲劳存在局限性。

在国外,迄今为止大量研究指出,心理负荷与人体神经心痛密切相关,心理负荷导致中枢神经系统的功能下降^[26]等等。日本学者 Atsushi Uetake 和 Atsou Murata 通过让被试者完成 VDT 作业,采集事件相关电位 (P300) 来评估精神疲劳,实验结果表明,精神疲劳影响到了 P300 的两个因素,即幅值和时延两方面。在精神疲劳时, P300 时延的增长表明了认知能力信息处理的延迟;幅度的降低表明了认知信息处理活性的减弱^[27,28]。新加坡大学研究者研究了用一个听觉警戒的实验任务 (Auditory Vigilance Task,AVT) 来研究精神疲劳,实验结论得出 AVT 在探测精神疲劳状态时是一种非常可靠的有效的指标^[29]。日本学者 Mizuno 研究了运用一个实用的先进跟踪测试任务作为神经心理学的工具来客观评价心理疲劳过程中的工作效率,结果表明:精神疲劳随着脑力工作的增加精神疲劳状态加深,而且被试者工作效率下降^[30]。

由上述可知,目前已经有关于精神疲劳的不同研究,但是基于心电、脉搏信号同步采集研究 VDT 精神疲劳的几乎没有。对上面提到的关于疲劳方面的研究,多是基于脑电 (EEG)、事件相关电位 (ERP) 的,这些研究存在的问题就是测量不方便,脑电信号比较微弱,自发脑电信号约 $5\sim 150\mu\text{V}$,很容易受外界干扰,对外围采集系统要求很高,而体表心电信号相对较大,最大可达 5mV ,脉搏信号是微伏到毫伏级之间的信号。心电、脉搏信号采集比较方便,而且心电信号和脉搏波信号均包含着丰富的人体生理信息,人体任何一个子系统的变化都会影响到脉搏系统和心脏系统。心电信号、脉搏信号能反映人体心脏器官和血液循环系统的生理变化,在临床健康观察和疾病诊断中十分重要,并且从生命信息科学的角度也具有重要的研究价值。因此,本课题中采用心电、脉搏信号识别 VDT 精神疲劳状态,是一种有效可行的方法。

1.3 精神疲劳状态评估的研究思路

1.3.1 中医脉诊与精神疲劳

脉,就是两手腕寸、关、尺三个部位的动脉搏动,也就是血液循环过程中血液在该处所产生的动态指感。在中医脉诊的概念中指出,脉的作用主要是反映人体的五脏六腑的健康状况,一旦五脏六腑发生了病变,就可以通过它来传递病变信息。中医医生可以通过人手指端的感觉来进行判断,这种诊断方式被称为脉诊^[31]。

中医在诊断疾病时,脉诊是望、闻、问、切四诊中的重要步骤和手段。脉象的变化反应了五脏六腑气血盛衰。中医可以根据脉象的变化状况,来探测人体脏腑的气血、阴阳、生理与病理的状况。中医脉诊还可通过检查与分析脉象的变化,

了解人体气血的运行状态以及五脏六腑生理与病理的改变状况,从而来达到临床诊断和治疗的目的。

在中医脉诊学中,虽然没有明确提出疲劳状态的概念,但自古以来对与疲劳状态密切相关的潜病未病态和欲病未病态有着深入的观察与认识。由于中医独特的理论体系和整体观念、辩证思想,在疲劳状态的预防、评估方面有着独特的优势。

中医学认为,脉诊是传统中医学中一项最具特色的诊断方法,是中医“整体观念”、“辩证论治”基本精神的体现和应用。健康是人与自然、社会之间的一种动态平衡,包括机体内部的阴阳平衡,也包括机体与外界环境的阴阳平衡。心、脉是形成脉象的主要脏器,气、血是形成脉象的物质基础,可以反映五脏六腑的生理信息及各生理系统的运行状态信息。在某种致病因素的影响下,机体脏腑、经络生理活动首先会出现轻度异常,打破气血循环的阴阳平衡,导致阴阳轻度失调,出现相应的症状,产生了人体自身或人与社会、环境的不协调,但尚未达到西医疾病诊断的标准,即所谓的“疲劳”状态。

脉搏信号中蕴涵着丰富的人体生理、病理信息,是传递和窥视体内功能变化的窗口,异常信息在未病态时就已反映在脉搏信号中^[32]。通过上面讲述的脉诊对人体的重要性,脉搏信号可以反映人体的生理病理信息等等。这一些都说明了中医脉诊与精神疲劳有很好的联系。因此,可以通过分析研究脉搏信号的特征参数的变化情况,来研究人体处在一种精神疲劳状态时生理信号的变化规律,以及寻找出客观的评价指标来评价识别精神疲劳状态。利用脉搏信号中蕴含的人体丰富信息来研究疲劳状态已是目前疲劳研究的一个非常备受关注的新方法。

1.3.2 心电图与精神疲劳

心电图最早是由 Einthoven 于 1903 年发现^[33~35]。他使用弦线电流计以光学方法记录了心脏的电位变化,所记录的这种周期性的电位变化成为心电图。这种技术与 1904 年被用于临床,作为心脏病的一种诊断方法。20 世纪五十年代以来,心电图领域又引进了电子计算机分析技术,使心电分析方法有了很多新的进展。目前,心电信号分析已经用于临床诊断,因为心电信号携带有关人体的大量有用信息,可以诊断心脏病,心血管疾病等等。

现代医学认为,心血管疾病已经成为当今危害人类健康的头号杀手,已经成为发病率和死亡率最高的疾病之一。心电图检查是临幊上诊断心血管疾病的重要方法之一。人体的心电信号所包含的信息参数与血液动力学参数处在不断地动态平衡之中。人体在处于精神疲劳状态或是疾病早期,没有明显的症状或是各种检查呈现出阴性时,这些参数可能已经先于临幊而偏离了正常值,这样人体处在了

疾病的状态却不能提前预知到，而耽误了治疗的好时期。所以，及时准确的检测这些参数，及时发现异常的生理信息并采取正确的诊治措施，可以做到医学上的对疾病早期诊断、早期治疗、提前预防的目的。

心电信号是常用的评价疲劳状态的生理指标，特别是以心血管系统表现为主的疲劳状态。心电图是诊断心脏肌电生理变化——心律失常的重要方法，主要反映心脏电激动过程。在评价以心血管系统表现为主的疲劳状态时，心电波是常用的生理学指标。90%以上的心律失常通过体表心电图分析可以做出诊断；可显示心脏电生理、解剖、代谢和血流动力学改变，并提供各种心脏病确诊和治疗的基本信息。但心电图反映的仅是时间和空间的生物电活动，不能直接反映心脏机械活动及血流动力学改变，有时患者在临幊上已确定有器质性心脏病，甚至已发生心力衰竭，而心电图检查仍可正常。因此心电图仅是一种协助诊断的工具，必须紧密结合临床症状和其他诊断方法才能正确判定其意义^[36]。

1.3.3 多生理信息融合与精神疲劳

人体生理信息种类繁多，温度信号可以反映人体机体的体温变化信息，人体内脏器官在36℃左右的体温中正常发挥作用。呼吸信号可以反映人体的呼吸均匀程度，可以寻找呼吸与心电、脉搏信号之间的相关分析，进而研究人体处在疲劳状态生理信息之间的相关与联系。心电信号(Electrocardiogram, ECG)、脉搏信号(Pulse wave)都含有人体丰富的生理信息能反映人体心脏器官和血液循环系统的生理变化，在临床健康观察和疾病诊断中十分重要，并且从生命信息科学的角度也具有重要的研究价值^[37]。例如心脏病的发作带有很大的偶然性和突发性，在非发作周期作常规心电图检查，我们从中获取疾病信息的概率很低。心血管疾病已成为人类的头号杀手，据统计，世界上每年平均有几百万人死于心血管疾病，对心血管疾病的诊断、治疗已成为当务之急。及时、准确的了解人类心脏病的状况，对于适时治疗、预防心脏病突发死亡，具有十分重要的意义。

传统的研究方法是对生物系统进行分时局部检测，单一的生理信号可以反映人体的部分生理状况，有时在对单一信号进行分析没有异常特征时，多信号之间的联系可能会提供更有效反映人体生理状况的医学信息，多种生物医学信号的融合分析将成为医学研究方面一种非常有前景的分析方法^[38]。心电、脉搏信号虽然产生机理不同，但是两者的产生都与心脏有关，二者之间有存在着本质的联系。心电信号的产生是由心脏跳动，在人体体表产生电位差通过心电采集仪器采集获得。脉搏信号的产生与心脏的振动有密切联系，脉搏波的各个组成部分反映了心脏振动过程中的各个环节。呼吸信号、温度信号都与心电信号、脉搏信号有着联系，温度可以体现人体器官正常发挥作用的温度范围，呼吸信号的周期频率与心

电脉搏信号的周期频率有着密切关系。

多种生理信号的结合分析可以更好的反映人体的生理状况,从而可以找到更加客观有效地评价人体生理状况的指标。

1.4 本文研究内容及主要工作

随着科学技术的不断发展,与视频显示终端作业相关的很多作业,现已广泛应用于人们的学习、工作和生活中。它们给人们带来方便和高效率的同时也产生了一些新的职业卫生问题,比如视觉疲劳、精神疲劳和肌体疲劳等。从事 VDT 工作引起的精神疲劳已是人们非常重视的问题。

为了获得有效、精确的生理信号,本文使用精密的仪器 MP150 多导生物记录仪来采集人体的四种生理信号,分别为温度信号、呼吸信号、心电信号和脉搏信号。由于仪器本身的功能特点,可以同步获取四种生理信号,这样可以很好的利用信号之间的同步性及其联系来对信号进行处理与分析。本课题所设计的实验在采集实验数据时,具有无创、方便、安全的特点。

VDT 精神疲劳已经给人们带来了很多危害,研究其已成为当务之急,具有重要的意义。本文主要做了以下几个方面的工作:

第一章 主要说明了课题的研究意义现状,从理论上说明了心电、脉搏信号与疲劳之间的关系及利用心电、脉搏信号信息来评估 VDT 精神疲劳的可行性。同时也提到了所采集到的温度信号和呼吸信号与疲劳的关系。

第二章 详细讲述了实验方案的选取与设计,通过在目前现有的实验方案的基础上,考虑本文的实验课题要求,选择了更简单、有效的适合本课题的实验方案,即两个三位数加减混合运算。讲述了所选实验仪器的使用规则,及其一些仪器采集模块的采集参数设置,最后讲到实验数据的采集。

第三章 讲述了心电信号产生原理,研究了其预处理方法,同时研究了用心电信号时域、及心率变异性信号 (HRV) 的时域、频域信号的参数来识别 VDT 精神疲劳状态。

第四章 研究脉搏信号的产生机理,运用小波变换的方法去除脉搏信号的噪声干扰。利用心电、脉搏信号在时域上的同步性,通过心电信号的 T 波来提取脉搏信号主波 P 波。再根据脉搏信号自身特征点的位置关系,检测其它特征点。

第五章 分析了人体生理信号的生理参数指标,指出了温度信号与精神疲劳的关系,同时分析了精神疲劳测试实验组与精神疲劳对照实验组中心电脉搏信号各参数变化情况,找出了部分具有客观评价效果的指标。通过明显特征参数分类,指出了 SVM 分类较之于 LDA 分类效果好。

最后,总结本次课题研究的实验结果,并展望了该课题未来的发展方向。

第二章 精神疲劳实验与生理信号采集

2.1 引言

目前,有关精神疲劳的研究很多,但多是基于脑电(EEG)及事件相关电位(ERP)。目前所采用的实验方案也很多,西安交通大学的郑崇勋教授用脑电信号研究精神疲劳状态,实验方案采取方式有:24小时实验者睡眠剥夺实验;模拟驾驶疲劳实验;不同时间段采集实验者数据,分不同的实验状态;4种精神疲劳状态下利用脑电信号研究精神疲劳状态,具体是被试者上午进行集中精力阅读并做阅读笔记,午饭后,下午进行同样阅读以及晚饭后这四个状态采集实验数据;进行两个简单三位数加法运算,记录实验数据研究脑力疲劳的状态。日本 Uetake, Murata 两位学者用事件相关电位和脑电研究精神疲劳状态,实验方案采用两个三位数的加法运算,时间是 120 分钟的实验任务。研究者严洪等人研究的基于心率变异性精神疲劳研究,实验方案采用的是读书和笔算两种状态,在两种状态下,采集实验数据来研究精神疲劳。在现有的这些实验方案的基础上,考虑可以达到更加简单、有效的目的,本文主要采用的实验方案是让被试者在电脑上进行两个三位数的加减混合运算。

2.2 实验设计

从本文的实验方案来说,整个实验过程分两组,一组为精神疲劳测试实验组,一组为精神疲劳对照实验组。精神疲劳测试实验组设计如下:

实验对象及要求: 实验前几天通过问卷调查选取身体状态良好的实验对象,实验所采用的问卷形式主要是亚健康自评表见附录 B。该表有很好的信度和测度,共 30 题组成,从躯体、心理、社会功能 3 个方面评测被试者的健康状况,评分在 40 分以下的为健康人,评分在 40~70 分的为亚健康人。本文中所用被试者是在评分 50 分以下作为实验对象。本研究的实验对象为 15 名在校大学生志愿者(其中男生 12 名,女生 3 名),年龄 26.33 ± 5.93 岁,无吸烟喝酒历史。在做实验前要求被试者填写健康状况调查表,并且确信本人的精神状态,本实验中选取实验者时要求其休息良好。此表见附录 C。

实验地点及时间: 实验室。实验环境要求干净,明亮,舒适,噪声小,保持通风状态,采用白色日光灯照明,来尽量减少、减弱环境对人体疲劳产生的影响。上午 8:30~11:30,采集被试者实验数据。实验前确保被试者状态良好,避免烟、酒、茶和咖啡等任何可能影响心率的食物和药物,避免剧烈运动。被试者进行疲劳测试实验时使用同一台电脑,视屏显示因子各项参数保持不变,刷新频率

85Hz。

疲劳测试实验：实验中要求被试者在电脑上完成测试任务：三位数加减法，实验数据通过另一台电脑采集。测试时间约 1.5 小时。测试系统运用 C#语言编程实现。被试者在实验中通过口算来完成实验任务。在疲劳测试实验中被试者使用软键盘进行数据结果输入，避免不必要的大动作因素而引起的干扰，同时也克服了在进行笔算过程中，由于被试者在两道题之间转换的片刻停顿，可能导致的疲劳瞬时缓解，从而使测试结果不够准确的缺点。疲劳测试系统界面如图 2.1 所示。

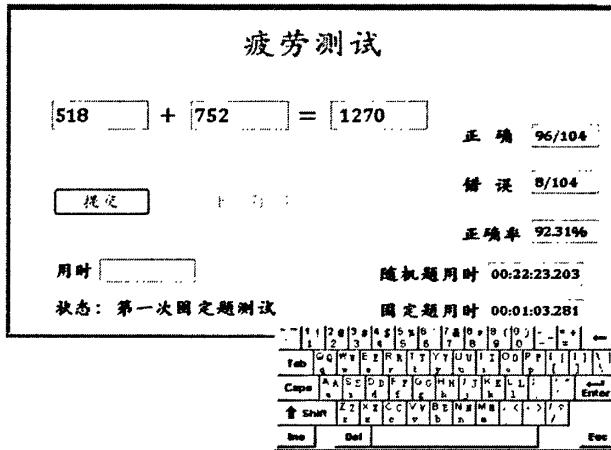


图 2.1 疲劳测试系统界面

疲劳测试实验的设计内容为系统随机出题，出题内容由两部分组成：一部分是系统随机出题，题数为 100 道；一部分是固定题目为 50 道，此 50 道固定题目经过精心编制，不具有规律性。测试的过程为：被试者点击开始测试命令，进行疲劳测试实验，口算通过软键盘输入结果，并提交答案，系统自动判断正误并记录准确率，点击下一题继续运算。被试者做完由系统随机出的 100 道题后，继续做题目固定的 50 道题。50 道固定题完成后，再做系统随机出的 100 道题，完成这 100 道随机题后系统提示，再做固定的 50 道题，一次任务完成总共做 300 道题，而且每做完一部分题后，系统会记录各部分的计算时间与准确率。根据被试者的做题速度与疲劳主观感觉，相应增加测试题数，本研究中被试者做题目最多为 750 道，最少为 360 道。

疲劳测试实验中，要做好实验记录，所用的记录表见附录 D。疲劳测试实验后，让被试者填写视觉疲劳、精神疲劳测评表，来统计被试者是否已疲劳，测评表见附录 E、F。对进行疲劳测试实验的被试者做题时间和做题准确率进行统计如表 2.1 和表 2.2 所示：(CRT 为做随机题部分，CGT 为做题目固定的部分)。

表 2.1 算术负荷的工效指标(单位: min)

	1CRT	1CGT	2CRT	2CGT	3CRT	3CGT	4CRT	4CGT	5CRT	5CGT
1	15.48	8.18	15.14.	8.16	16.03	8.35	15.14	8.28	9.09	
2	19.22	8.59	17.06	8.52	17.56	9.22	16.21	10.16		
3	19.48	12.19	20.36	10.36	20.42	11.55	20.36			
4	21.40	13.21	23.30	13.55	24.31	14.43				
5	26.49	14.02	27.04	13.01						
6	15.54	7.59	14.21	7.14	13.05	7.22	13.24	6.57	13.28	
7	19.10	9.45	20.13	10.43	19.41	10.22				
8	23.08	11.48	18.12	11.44	20.32	10.05	20.14			
9	21.46	11.41	20.47	11.35	20.51	9.35	8.25			
10	15.57	9.19	16.57	9.32	16.29	10.37	17.11	9.15		
11	17.25	9.06	15.39	8.52	16.15	9.34	17.18	9.03		
12	28.41	15.40	22.46	13.36	24.13					
13	17.41	8.30	15.47	8.45	16.53	8.23	17.38	9.02		
14	14.35	7.56	14.33	7.55	13.37	7.54	14.32	7.51	16.42	7.54
15	22.27	10.46	22.42	11.18	20.57	14.41	9.51			

从表 2.1 和下表 2.2 中可以分析得到, 有的被试者在做实验中处在了疲劳状态, 从做固定的题目可以看出来, 对于相同的题目, 被试者所用的时间都有所增加, 如实验对象 1、2、3、4、7、10、11、13、15。实验中被试者的做题速度也有加快, 如实验对象 6、8、9、12, 但是被试者在加快做题速度的同时, 准确率在下降, 同样说明被试者处在疲劳状态, 两种状态下做题时间和做题准确率不可兼顾。实验对象由于自身原因在固定的 1.5 小时时间中, 做题数量有限, 如实验对象 5 做题很慢, 而且做固定的题目时, 时间有所增加, 做题准确率有所提高但在测试后问卷调查中有很高的疲劳症状。实验对象 14 做题速度很快, 而且每一阶段时间差不多, 准确率也差不多并没有明显提高, 稍微有降低和上升趋势, 同样说明被试者疲劳时不能做到保证做题速度的同时又保证准确率。

表 2.2 算术负荷的工效指标 (准确率统计)

对象	1CRT (%)	1CGT (%)	2CRT (%)	2CGT (%)	3CRT (%)	3CGT (%)	4CRT (%)	4CGT (%)	5CRT (%)	5CGT (%)	总题数 (道)
1	89 84	74 84	94 88.33	90 94.67	96 94.67	92 94.8	95 94.00	90 94.00	92.86 94.00		652
2	95 94	92 94	95 93.33	90 94.67	96 94.67	96 94	93 93.33	96 93.33			600
3	91 92.67	96 93.6	90 93.6	94 93.6	98 93.6	94 96.67	96 97.2	96 97.2			550
4	96 94.67	92 95.2	96 95	94 95	97 95	94 95.65	94 95.65	97.2 95.65			450
5	96 99.3	94 95.4	90 92.67	80 92.67	98.33 92.67						360
6	95 96	98 96	96 95.33	92 95.33	87 90	90 88	93 90	86 87.33	91 87.33		700
7	97 96.67	96 94	92 94.4	90 94.4	94 94.4	92 93.33	94 93.33	92 93.33			
8	93 94	96 95.2	97 94.31	90 94.31	95 94.31	98 99.33	94 95.2	94 95.2			600
9	90 90.67	92 93.6	98 93.6	96 94	97 94	92 96.33	95 96.33	95 96.33			500
10	98 98	98 96.4	88 96.67	98 96.67	98 96.67	94 96	94 96.4	100 97.33	100 97.33		600
11	97 97.33	98 95.2	92 94.67	92 94.67	96 94.67	90 94	97 95.2	92 94.67	92 94.67		600
12	95 95.33	96 95.33	90 95.33	94 95.33	94 95.33	94 95.38	94 95.38	92 95.38	92 95.38		403
13	93 92	90 91.6	82 91.6	88 91	93 91	86 90.67	90 92.4	98 93.33	98 93.33		600
14	94 93.33	92 92	90 90.2	92 90.2	97 90.2	88 90.4	93 93.6	96 93.6	90 93.6	92 93.6	750
15	88 90.67	94 92	93 92	88 90.2	94 90.2	84 90.4	94 93.6			90.7 93.67	500

注：表中有两个准确率，第一行的为随机题或固定题部分的准确率，第二行为总准确率

精神疲劳对照实验组设计如下：

实验对象及要求：本实验很多实验要求同测试实验组，不同之处在于本实验中，被试者静静的坐在舒适的实验椅上，不再进行三位数的加减运算。本对照实验组的测试对象是测试实验组 15 名实验对象中的其中 7 名被试者。让被试者再次填写亚健康自评表，选取测评结果同上一次分数差不多的实验者，或是测评结果在 40 分以下的 7 名被试者作为精神疲劳实验对照组实验对象。

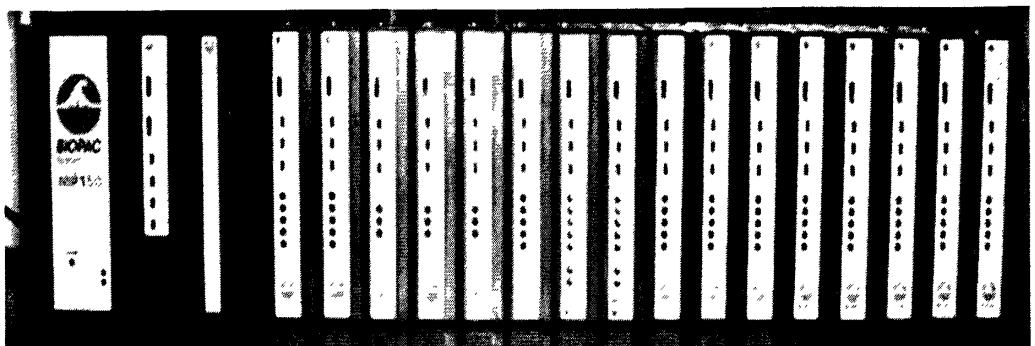
2.3 实验仪器

目前关于生物医学信号的采集仪器已经有很多，为了更精确的获得生理信号，来研究分析它所带给人类的重要信息，根据上节实验设计的需要，本文采用由美国进口的 BIOPAC 公司 MP150 多导生物记录仪来采集所需要的实验数据，使所得到的实验数据更加精确可靠。

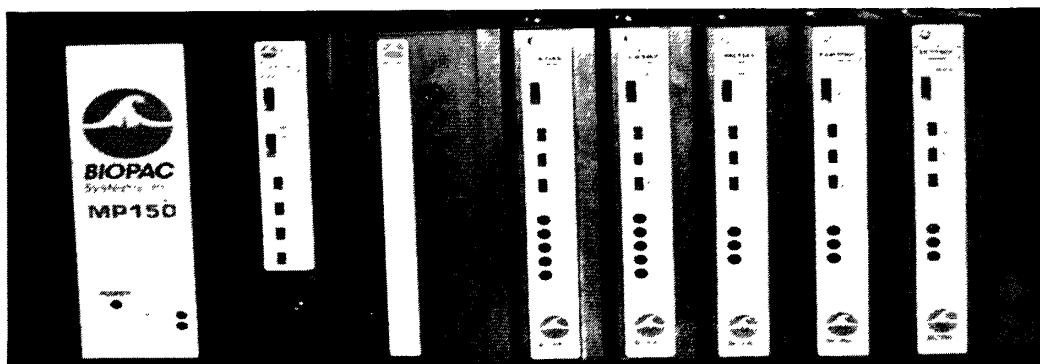
MP150 多导生物记录仪可以采集多种生理信号，这一仪器可以同步采集两

导心电信号、脉搏信号、温度信号、呼吸信号、血氧饱和度、血压信号、肌电信号以及八导脑电信号。本文中主要采集了人体四种生理信号，分别是温度信号、心电信号、脉搏信号和呼吸胸廓运动信号。在实验中，每一种生理信号的获取都有其采集模块，每一个模块在实验采集过程中都有自己的参数设置。下面对仪器各模块以及实验中是如何采集信号作了说明。

MP150 多导生物记录仪的仪器外观如图 2.2 所示：



(a)



(b)

(a) 多导生理记录仪的各个模块 (b) 实验中所用到的几个模块

图 2.2 MP150 多导生理记录仪

2.3.1 温度信号采集模块

在实验中，温度信号采集需要使用 SKT100C 放大器，TSD202 系列温度传感器。放大器增益根据实际需要选择，高通滤波器设置在 DC，低通滤波器设置在 10Hz。TSD202 温度传感器需要定标，定标方法如下：把 TSD202 温度传感器两个插头插入 SKT100C 上面和下面两个插孔上，打开 acq 软件，设置好模拟通道，点击 scaling 按钮，在 scaling 窗口的 cal1 一行第一个文本框中输入 0，在后面一个文本框中输入 90。在 Cal2 一行第一个文本框中输入 1，在后面一个文本框中输入 $(90+X)$ ，其中 X 为放大器的增益的数值。在下面的单位文本框中输入 F 也就是华氏度作为温度的单位。

如果以摄氏度为单位定标，需要输入的数值如下：

Cal1 0 32.222222

Cal2 0 32.222222+X*5/9

单位℃，也就是摄氏度。

本文中采集的温度信号（体温）使用的摄氏温度，单位是℃。本文实验中两模拟通道的设置为：在 cal1 一行，第一个文本框中输入 0，第二个文本框中输入 32.222222。在 cal2 一行，第一个文本框中输入 0，本实验中放大增益选在 5，即为放大五倍。所以在 cal2 一行第二个文本框中输入 34.999999。考虑便于采集，以及人体运动不会大幅度影响采集，舒适的条件下，采集实验者身体腹部右侧的体表温度作为试验中所需要的温度信号。利用温度采集模块所测到的温度信号波形如图 2.3 所示：

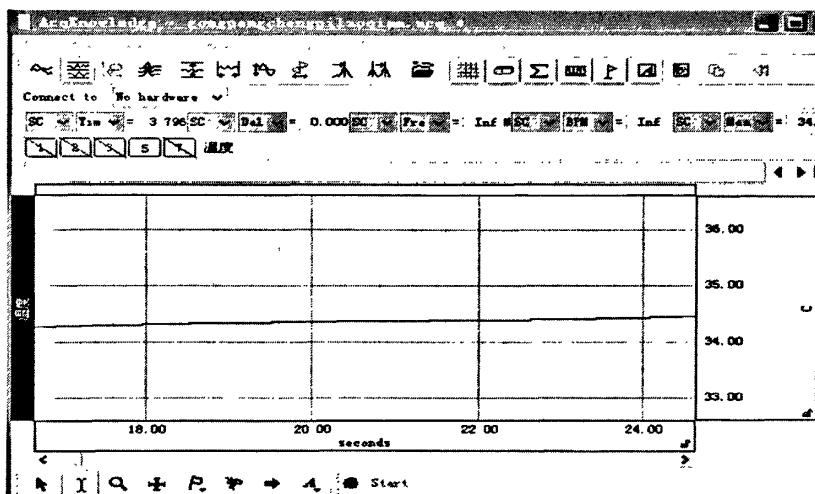


图 2.3 温度信号的波形图

2.3.2 心电信号采集模块

心电信号采集需要使用 ECG100C 放大器，人体实验需要 LEAD110S 屏蔽导线 2 根、LEAD100 非屏蔽导线 1 根和一次性贴片电极 3 个。人体实验时，放大器增益设置在 2000，高通滤波器设置在 0.5Hz，低通滤波器设置在 35Hz，开关放在 ON。2 根屏蔽电极的 shield 连接在放大器的 shield 上。本实验仪器采集数据中心电信号的单位是伏特。

本文中实验对象是在校大学生，考虑到实验采集方便，对仪器的心电采集模块装置进行了改进，把仪器原有的电极线改为带有摁扣式贴片电极的电极线，采集信号不受影响，而且使用特别方便，可以不使用屏蔽线将采集数据通过 Matlab 软件进行预处理工作可以达到同样效果。实验中仪器的采集参数设置选用做人体实验的要求就可以满足需要。本实验中主要是采集人体胸导联心电。人体的心电

导联有 12 种，分别是标准导联 I、II、III，胸导联 v1、v2、v3、v4、v5、v6，还有 AVR、AVL、AVF。胸前导联的六导心电信号的采集部位如图 2.4 所示。

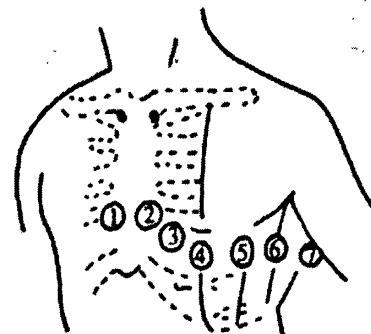


图 2.4 标准胸导联的电极连接部位

由于通过胸前导联获得的心电信号有较大的振幅，可以反映心脏的工作情况，便于观测和诊断，因此在本文心电采集模块中，采用了胸前导联的方式来采集心电信号。胸前导联的方式是单极导联方式，即测量单个点相对于参考点的电位。测量中取两个比较重要的导联 v1 和 v5。本实验中所测 v1、v5 胸导联的具体电极连接部位是：将一个测量电极固定为零电位（中心电端法），本文选被试者身体右侧的远心端为零电位，把中心电端和心电采集模块中的负极一起贴在被试者的右侧，成为无关电极，将正极贴在胸骨右缘第 4 肋间 v1 的位置。同样也将心电采集模块的地与负极一起贴在被试者的右侧，将正极贴在胸骨左缘第 5 肋间。标准 v1、v5 心电信号的波形图如图 2.5 所示：

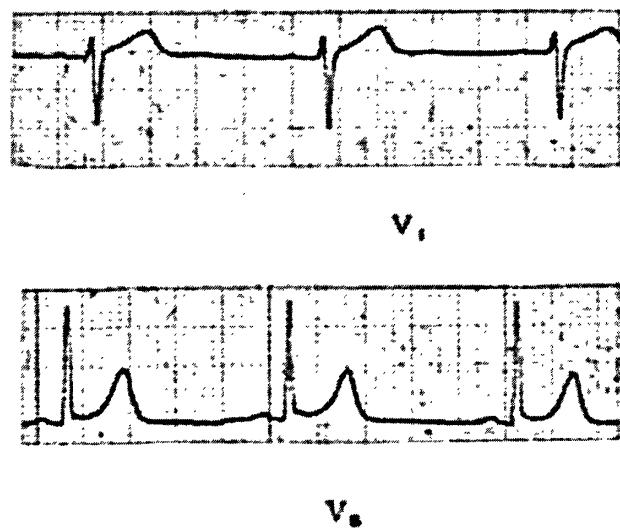


图 2.5 正常 v1 和 v5 两导联心电图

本文实验中所采集到的 v1 和 v5 信号如图 2.6 所示：

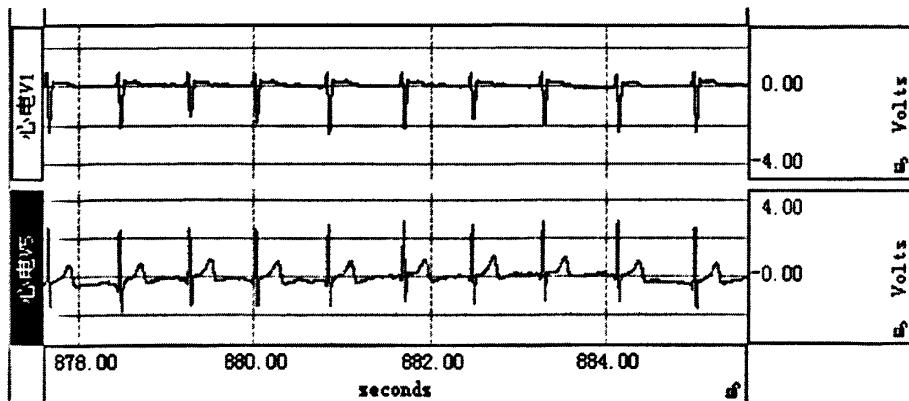


图 2.6 实验中所采集到的 v1 和 v5 心电信号的波形

2.3.3 脉搏信号采集模块

手指脉搏的采集需要使用 PPG100C 放大器、TSD200 传感器。放大器增益根据需要设置，高通滤波器设置在 0.05 Hz，低通滤波器设置在 10Hz。连接方法：TSD200 的红色线插入模块的正输入，蓝色线插入模块的负输入，黑色 GND 插入模块的 GND。

本文中考虑被试者右手要进行 VDT 精神疲劳测试，所以手指脉搏信号的采集主要是采集被试者左手中指的脉搏信号。本仪器使用的脉搏传感器是光电脉搏传感器。由于仪器本身的限制，低通频率设置在 10Hz，脉搏信号中的重搏波测不出，只能采集到脉搏主波和潮波。这样信号的分析处理中只针对主波，潮波及其他特征参数作分析，不再考虑涉及重搏波的参数研究。标准正常脉搏信号波形图如图 2.7 所示：

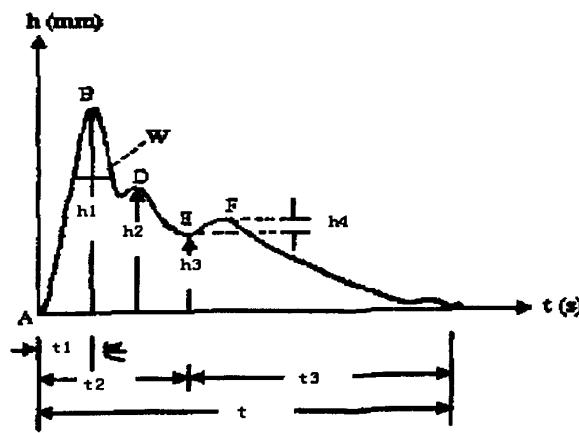


图 2.7 典型脉搏信号波形图

实验过程中所测脉搏波形图如下图 2.8 所示：

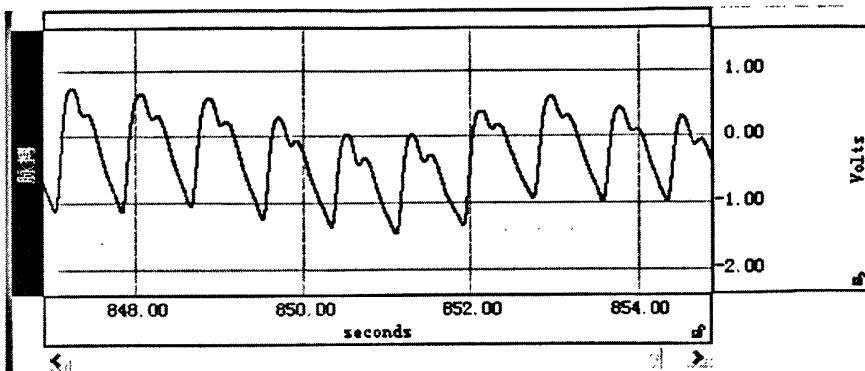


图 2.8 实验中所测脉搏信号波形图

从上两幅图我们可以清楚地看到实验中所测得脉搏信号不包括重搏波信号 F, 由于仪器的设置原因将重搏波滤掉, 可以对信号的其他特征参数进行分析处理。

2.3.4 呼吸信号采集模块

呼吸运动的采集需要使用 RSP100C 放大器、TSD201 传感器。放大器增益设置在 10, 高通滤波器设置在 0.5 Hz, 低通滤波器设置在 1Hz。连接方法: TSD201 的两根蓝色线插入模块的正负输入, 黑色插头插入模块的 GND。

呼吸信号的采集比较简单, 实验中采集被试者胸廓运动呼吸信号, 试所采集到的波形如图 2.9 所示:

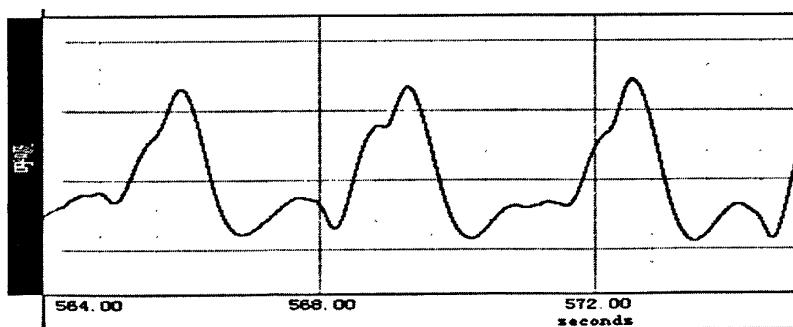


图 2.9 实验中采集的呼吸信号波形图

2.4 生理信号采集

在精神疲劳测试实验中, 采集被试者胸导联 v1、v5 两导心电信号。考虑方便采集, 同时尽量避免外界环境的影响, 采集人体腹部右侧的体温。采集被试者左手中指的脉搏信号, 和人体胸廓呼吸运动信号。整个实验过程耗时 3 个小时左右, 被试者在进行疲劳测试前静静坐在舒适的实验室椅子上, 此时采集 15 分钟的心电信号和温度信号, 作为疲劳前的实验数据; 精神疲劳测试实验前, 先让被试者熟悉测试实验, 进行 5 分钟算术练习, 然后开始精神疲劳测试实验, 耗时

1.5个小时左右,当被试者感觉十分疲劳时,终止测试实验,将采集到的测试后期15分钟的信号信息,作为疲劳后的实验数据;疲劳测试完成后,让被试者静坐休息20分钟,采集休息之后的15分钟数据,作为自然恢复后的实验数据。本研究主要有三个状态,精神疲劳测试前静息状态为VDT精神疲劳前状态;疲劳测试实验中,被试者有疲劳感(疲劳感是一种生理反馈,它提示机体应该进行调整和休息)后,将测试最后阶段(15分钟左右)的状态作为VDT精神疲劳后状态;被试者经过20分钟静坐休息之后的状态,作为自然恢复后的状态。本实验过程中连续记录被试者的体温信号、心电信号、脉搏信号和呼吸信号。

对照组实验数据获取:本实验主要是被试者不再做精神疲劳测试,仅是坐在舒适的实验室中静静的休息,尽量避免动大脑思考问题。此过程主要有两个状态,被试者经过一个晚上的休息,早上8:30进入实验室,采集15分钟的实验数据作为对照组精神疲劳前状态的实验数据,然后让被试者静静的坐在舒适的实验椅上休息1个半小时,一个半小时后采集被试者的15分钟实验数据作为对照组精神疲劳后状态的实验数据。本实验组不再有自然恢复状态。实验过程中同样是连续记录被试者的体温信号、心电信号、脉搏信号和呼吸信号。

本文中所得到的实验数据都是由MP150生物记录仪采集存储的,存储格式为*.acq格式,利用仪器附带的软件AcqKnowledge4.0将*.acq格式文件导出为*.txt文本文件,再利用MATLAB软件进行数据处理。同步采集到的四种生理信号的波形图如图2.10所示:

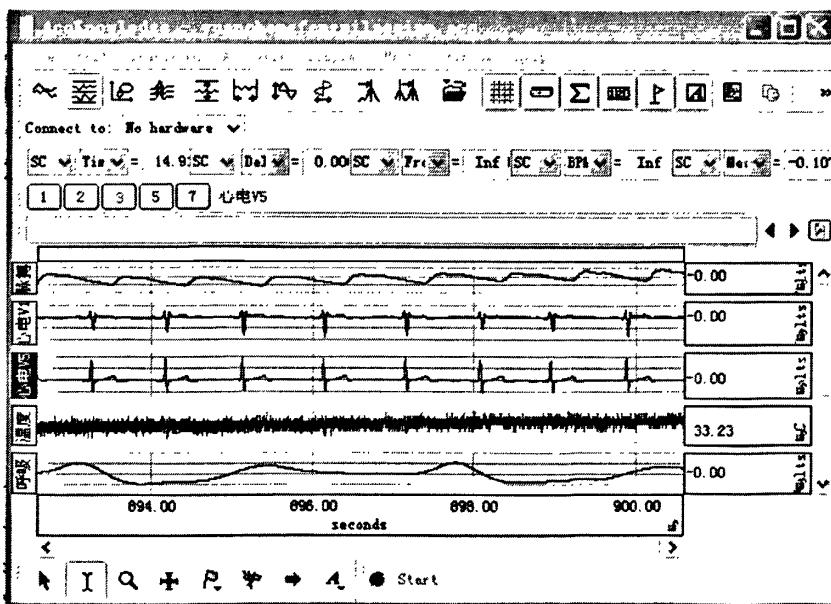


图2.10 同步采集四种生理信号的波形图

本实验中采集被试者的实验过程如图2.11所示:

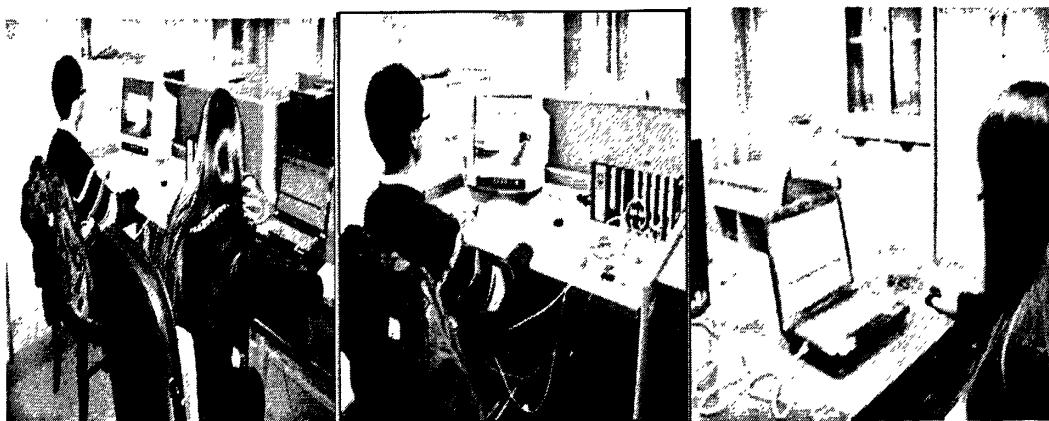


图 2.11 被试者实验过程图

图 2.11 中从左到右第一幅图被试者（男）与测试者（女）一起工作，被试者在整个实验过程中的工作，由测试者来指示完成；第二幅图是被试者的实验过程左手采集脉搏信号，身体右侧的线是采集心电、温度和呼吸信号的；第三幅图是测试者对仪器附带软件的操作，软件采集的是被试者的各个生理信号。从图 2.11 我们可以看出，整个实验的过程需要两台电脑来完成工作，被试者的电脑用于做精神疲劳测试实验；测试者的电脑与 MP150 相连，用于采集被试者的实验数据。

2.5 本章小结

本章介绍了对 MP150 多导生物记录仪各模块的参数设置及使用，同时将标准心电、脉搏信号与仪器所测得两种信号做了对照。讲述了本课题实验方案的设计及实验数据的获取，同时对实验中被试者做题时间和做题准确率做了简单的统计分析。

第三章 心电信号与心率变异性分析

3.1 引言

关于心电信号的分析，心率的分析比较简单、直观。许多研究者认为心率对不同的任务要求比较敏感，它可以反映任务、情绪等诸多因素对作业者的综合影响。心率是一个整体性指标，它反映了不同的任务要求，即不同的实验条件状态下，心理和生理负荷的水平。

心率变异性（Heart rate variability, HRV）是指连续窦性心跳间期（瞬时心率）的微小涨落或 R 波间期的微小差异。在一连串的心搏中，频率有时快有时慢，心脏每搏间期（RR 间期）一般有几十毫秒的差异，构成一定的节律的变化，这就构成了心率变异性。在心率微小波动（HRV）的信号中蕴含着有关血管调节的大量信息。许多研究表明，健康人的心率即使在安静状态下也是有涨落的，而不是恒定不变的。通常情况下，产生心率波动的因素非常复杂，这些因素包括脑的高级神经活动，中枢神经系统的自发性节律活动、呼吸活动以及有压力、化学感受器导入人的心血管反射活动等。影响心率波动的最后通路在于这些复杂因素对心脏的交感神经和迷走神经的综合调节作用。HRV 是公认的测量应激水平的可靠指标，基于 HRV 的疲劳驾驶研究相对较多，但是疲劳时 HRV 有何特点，目前还存在相当大的争议。

3.2 心电信号产生原理及心电图特性

3.2.1 心电信号产生基本原理

心脏是血液循环的动力器官，心脏通过有规律地收缩和舒张，使血液在血管中不断地循环流动。心脏主要由心肌细胞构成，心脏的心肌细胞可以分为两类：一类是具有收缩功能的普通心肌细胞，它可以构成心房、心室的肌层。它的功能是收缩心脏以驱动血液流动；另一类是一种特殊心肌细胞，可以自动和传导电激动，控制心脏有节律地活动，称为心脏的传导系统^[39]。心脏的传导系统主要由心房传导组织、窦房结、心室传导组织、房室交界区组成，如图 3.1 所示。在心脏传导组织的自律细胞中，窦房结的自律性最高。它作为心脏起搏点形成的心脏节律被称为窦性节律，其他的有自律性的组织被称为潜在起搏点。窦房结在正常情况下发出的兴奋可以通过房间束和心房肌传导到整个心房，通过结间束传导到房室边界区，经过一定的延时，经房室束及其左、右束传导到浦肯野纤维网及其所支配的心内膜，最后窦房结产生的兴奋由心内膜向心外膜扩布，进而引起了整

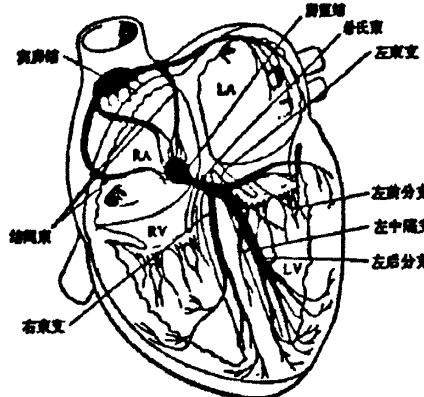


图 3.1 心脏传导系统

个心室的兴奋和收缩。

心肌细胞具有跨膜生物电活动为基础的电生理特性，与其他体细胞一样，心肌细胞具有静息电位，即在细胞未受刺激时，细胞膜内外具有电位差。当心肌细胞受到有效刺激时，在细胞膜两侧会产生可逆、快速，并且具有扩展性的电位变化，即所谓的动作电位。心肌细胞具有的这一行为被称为“兴奋”。心室肌细胞和心房肌细胞的静息电位是稳定的，而过渡细胞、蒲肯野纤维和起搏细胞的静息电位是不稳定的，会缓慢地变小，从而转入自动除极过程^[40]。

在一次兴奋过程中，心肌细胞的膜电位将会发生一系列有规律的变化，兴奋性也随之发生相应的周期性变化。在一次兴奋后，以心室肌细胞为例，细胞的兴奋性一次发生一下改变，如图 3.2 所示：

- 1) 相对不应期 (Relative Refractory Period): 指的是心肌细胞在此期间受到一定刺激，可引起扩布性兴奋，产生动作电位。
- 2) 超常期 (Super Normal Period): 在这一时期中，心肌的兴奋性会高于正常水平，给予稍微低点的刺激，就可以引起心肌细胞的兴奋。
- 3) 有效不应期 (Effective Refractory Period): 此时期包括绝对不应期。在此时期内，不管给予什么强度的刺激，均不可能产生可扩布的动作电位。对于心肌细胞来说，它的有效不应期为 200ms，相当于心电图中包括 ST 段、QRS 波群和 T 波升支前期在内的部分。

心肌细胞经过上面的三个阶段，电位恢复到正常水平。在心肌细胞中存在着一些特殊的细胞，他们可以依靠自身的内在变化自发而有节律的兴奋，这一特性的细胞成为自律细胞。这种细胞和组织在没有外界刺激的情况下，可以自动地发生有节律的兴奋。正常情况下，窦房结的自律性很高，主导心脏的收缩和兴奋，其他的自律细胞只发挥传导功能。

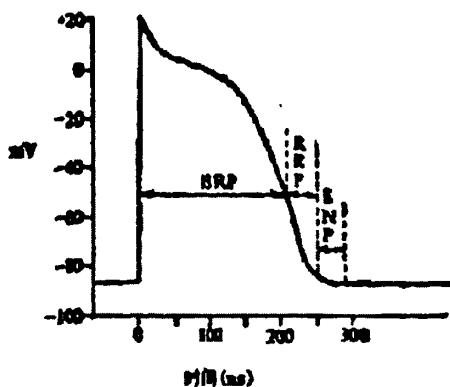


图 3.2 心室肌细胞电位变化示意图

3.2.2 心电图的特征及导联

通过上面的讲述我们知道，心脏不断地进行着有节奏的舒张和收缩活动，心脏在机械收缩之前，心肌首先产生电激动，心肌激动所产生的微小电流可经过身体组织和体液传导至体表，在体表不同部位产生不同的电位，使身体各部位每一心动周期中都发生有规律的电变化活动。在体表放置两个电极，分别用导线联接到心电图机的两端，它就会按照心脏激动的时间顺序，将体表两点间的电位差记录下来，形成一条连续的曲线，这就是常规心电图(electrocardiogram, 简称 ECG)。

心电图反映心脏兴奋的产生、传导和恢复过程中的生物电变化。不同的导联所得到的心电图在波形上有所不同，但基本上都包括一个正常心电图所具有的部分，一般都包括一个 P 波，一个 QRS 波群和一个 T 波，有的时候在 T 波的后面，P 波的前面会有一个小的波 U 波出现。正常的心电图波形如图 3.3 所示：

1. P 波：代表左、右心房兴奋过程。心室产生的这种兴奋通过心电图机采集显示出来。心电图上最先出现的就是 P 波，它的持续时间一般不超过 0.11s，幅度一般小于 0.25mV。
2. P-R 期间：代表心房开始除极的时间，即心房从开始激动到心室受到激动的时间。指的是从 P 波的起点至 QRS 波群的起点。心率正常时，PR 间期为 0.12-0.20s。在心动过速及幼儿的情况下，PR 间期相应减小。在心动过缓及老年人的情况下，PR 间期可稍微延长，但不会超过 0.22s。P-R 期间随着人的年龄增加有增长的趋势。
3. QRS 波群：指的是心室肌除极时的电位变化。时间：正常成年人 QRS 时间小于 0.12s，多数在 0.06-0.10s。波形和振幅：正常人 V1 导联多呈 rS 形，V1 的 R 波一般不超过 1.0mV。V5 导联 QRS 波群可呈 qR、qRs、Rs、R 型，且 R 波一般不超过 2.5mV。典型的 QRS 波群包括密切相连出现的三个波形 Q、R、S 波。第一个向下凸的波为 Q 波，其后紧接出现一个快速向上凸的

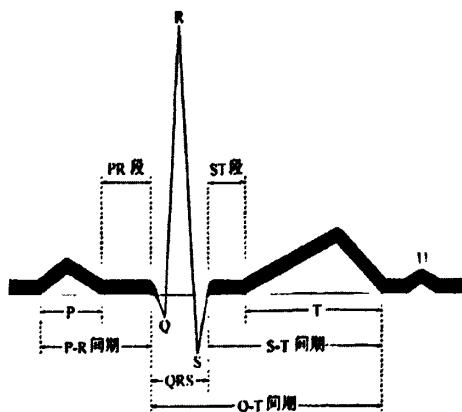


图 3.3 正常心电图波形

波称为 R 波, R 波之后紧接着一个向下凸的波为 S 波。它们都反映心室的电激动过程, 所以合并成为 QRS 波群。

4. S-T 段: 自 QRS 波的终点至 T 波起点的间距, 代表心室缓慢复极的过程。正常的 ST 段为一电位相等的线 (等电位线), 有时也可有微小的偏移。然而在任一导联, ST 段下移一般不超过 0.05mV ; ST 段上移在 V1 导联一般不超过 0.3mV , V5 导联不超过 0.1mV 。
5. T 波: 代表心室快速复极时的电位变化。它是继 S-T 段之后的一个幅度较低而占时较长的波。T 波由基线慢慢上升达到顶点, 随即较快速下降, 故上下两肢不对称, 倒置的 T 波也是如此, 但 T 波不应低于 R 波的 $1/10$ 。
6. Q-T 期间: 指 QRS 波群的起点至 T 波终点的间距, 代表整个心室从开始除极到复极完毕的总时间。
7. U 波: 在 T 波之后 $0.02\text{--}0.04\text{s}$ 出现的振幅小且正向的波称为 U 波, 代表心室后继电位, 其产生机制目前尚未完全清楚。U 波方向大体与 T 波相一致。将两个贴片电极置于人体表面任意两点处, 并把心电电极线与心电图机中的正极 (+)、负极 (-) 两极相连, 就可将人体两点间的电位差导入心电图机, 从而描出一系列心电波, 这种连接方法和连接使用的装置被称为心电图的导联。临幊上广泛应用的心电图导联有三种, 即标准导联、单极肢体导联和胸前导联。各种导联并无实质上的差别, 只是以不同的角度反映心脏的功能。

3.3 心电信号的基线纠漂

心电信号是一种微弱生物信号, 由于受到人体诸多因素的影响, 有着一般信号所没有的特点^[41]:

- (1) 信号弱, 心电信号是体表的电生理信号, 一般比较微弱, 幅度在 $10\text{uV}\sim 5\text{mV}$, 频率为 $0.05\sim 100\text{Hz}$ 。
- (2) 噪声强, 由于人体自身信号弱, 加之人体又是一个复杂的系统, 因此信

号容易受到噪声干扰。

(3)随机性强, 心电信号不仅是随机的, 而且是非平稳的。

由于心电信号具有上述的特点, 本实验中采集到的信号信息很容易受到由仪器、人体轻微运动等方面的影响, 所采集的信号常常存在如下 3 种噪声: ①基线漂移, 它是一种由人体呼吸, 动作等引起的低频干扰, 频率一般是小于 1Hz; ②工频干扰, 一般是由所使用的实验仪器所造成的干扰, 一般其频率固定为 50Hz; ③肌电干扰, 一般是由人体的肢体抖动、肌肉紧张而引起的。肌电干扰的频率范围较广, 一般为几赫兹到几千赫兹, 其中所含有的低频成分也比较多。以上讲到的这些干扰有时会淹没微弱的有用信号。如果对采集的信号做预处理时, 不将这些噪声进行抑制或消除就会影响到后续信号处理、检测、分析、识别等环节的准确性。因此, 在对信号进行处理的第一个工作, 就是消除这些干扰。在本文中, 分析处理生理信号之前, 必须进行生理信号的预处理工作。引起心电信号基线漂移的原因很多, 如: 呼吸运动、运动伪迹、信号记录和处理中电子设备引起的干扰等。下面讲述几种滤波方法去除 ECG 信号的基线漂移的效果。

3.3.1 中值滤波

由于基线漂移的存在, 信号处理的难度会变大, 信号特征测量的误差也会非常大, 所以, 在对信号进行处理的第一个工作, 就是消除这种干扰, 即基线纠漂。此处讲述运用中值滤波算法去除心电信号的基线漂移噪声。

中值滤波自 1970 年被提出以来, 因为具有优良的边缘保持性和消除脉冲噪声的能力, 广泛应用于数字图像处理。中值滤波去除基线漂移的步骤是: (1)将采集到的含有基漂的心电信号, 通过窗口宽度为 200ms 的中值滤波器, 得到去除了 P 波和 QRS 波群的信号; (2)将去除 P 波和 QRS 波群的信号。再次通过窗口宽度为 600ms 的中值滤波器, 则 T 波也被剔除, 最终得到基漂干扰信号。Chouhan 等提出了一种全局算法, 实现简单, 不需要人工干涉, 是一种无监督算法, 可以用于一些精度要求比较低的场合, 或是在其基础上进一步用其他算法去除残留的基漂^[42]。

中值滤波的定义: 取长度为 $L=2M+1$, (M 为正整数)的滤波窗口, 设在第 n 时刻输入信号序列在窗口中的样点是:

$$x(n-M), \dots, x(n), \dots, x(n+M)$$

输出定义为:

$$y(n) = med[x(n-M), \dots, x(n), \dots, x(n+M)] \quad (3.1)$$

函数 $med[]$ 表示对窗口内所有数从小到大排序后取中间值的运算。此时, 由于叠加定理不再成立, 故中值滤波不是线性滤波器。蔡坤等将中值算法进行了改

进, 用改变插值策略得出一种快速中值滤波算法, 并成功应用到心电信号的滤波中^[43]。一阶中值滤波去除基线漂移效果图如下图 3.4 所示。

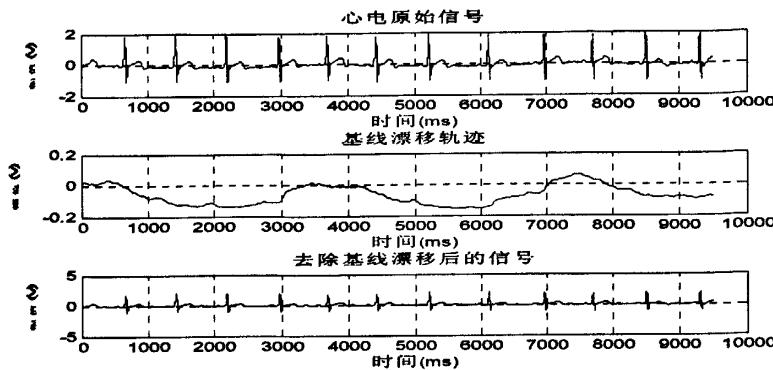


图 3.4 中值滤波去除基线漂移的效果图

运用中值滤波能够粗略地提取出基线漂移的轮廓, 但是也产生了一种“台阶状”失真, 这是中值运算所产生的截断误差, 所以单独运用中值滤波效果不是太好, 造成的失真会影响到 ST 波段的检测。

3.3.2 FIR 滤波

有限长单位冲击响应 (FIR) 数字滤波器滤波可以在设计任意幅度频率特性的滤波器的同时, 保证严格、精确的线性相位特性; 单位冲击响应是有限长的, 可以用一个因果系统来实现。FIR 滤波时允许设计多通带 (或多阻带) 滤波器。N 阶 FIR 滤波器在 Z 平面上有 N 个零点, 其收敛域总是包括单位圆, 因此 FIR 滤波器总是稳定的。FIR 滤波器在滤波时能够保证线性相位这是 ECG 去除噪声干扰所需要的, 但是需要注意的是 N 阶有对称或是及对称的 FIR 滤波器有 $N/2$ 点延时。本文中运用 FIR 滤波器去除心电基线漂移的的波形图如图 3.5 所示。

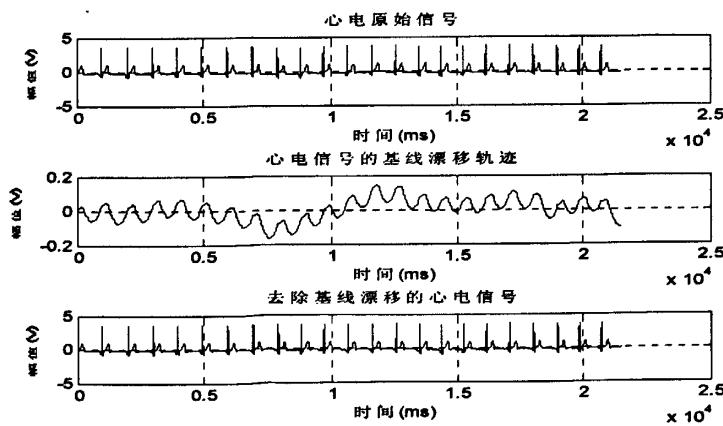


图 3.5 FIR 滤波去除 ECG 基漂的波形图

FIR 滤波的运算简单, 无累积误差, 适于实时场合, 但是幅频失真一般比

较明显，所以本文中没有采用其方法。

3.3.3 零相位 IIR 滤波

零相位IIR滤波法去除基漂具体实现过程是：先将输入信号 $x(n)$ 顺序滤波(第一次滤波)，将所得的结果 $y_1(n)$ 作镜像后，其结果为 $y_2(n)$ ，再通过同一滤波器滤波(第二次滤波)，将所得的结果为 $y_3(n)$ ，作镜像后输出，即可得到精确的零相位失真输出 $y(n)$ 。其滤波原理的时域描述如下：

$$y_1(n) = x(n) * h(n) \quad (3.2)$$

$$y_2(n) = y_1(N-1-n) \quad (3.3)$$

$$y_3(n) = y_2(n) * h(n) \quad (3.4)$$

$$y(n) = y_3(N-1-n) \quad (3.5)$$

其相应的频域描述为：

$$|Y(e^{j\omega})| = |H(e^{j\omega})| |X(e^{j\omega})| \quad (3.6)$$

$$Y_2(e^{j\omega}) = e^{-j\omega(N-1)} Y_1(e^{-j\omega}) \quad (3.7)$$

$$Y_3(e^{j\omega}) = Y_2(e^{j\omega}) H(e^{j\omega}) \quad (3.8)$$

$$Y(e^{j\omega}) = e^{-j\omega(N-1)} Y_3(e^{-j\omega}) \quad (3.9)$$

由式(3.2)与式(3.9)可得：

$$Y(e^{j\omega}) = X(e^{j\omega}) |H(e^{j\omega})|^2 \quad (3.10)$$

从式(3.10)可知：输入和输出之间不存在相位失真，只存在幅度失真 $|H(e^{j\omega})|^2$ 。

因为心电信号的ST段在临幊上有很好的研究价值，为使ST段的相位不发生失真，本文中使用零相位滤波法去基线漂移，低通滤波利用双滤波器组的零相位滤波法。本文中用采集到的全通心电信号减去经过零相位低通滤波法得到的信号，截止频率选取 f_c 为0.7Hz，既消除ECG低频的基线漂移，得到无相位误差同时不影响心电信号的其他特征的光滑信号。零相位滤波去除ECG基漂的过程图如下图3.6所示。

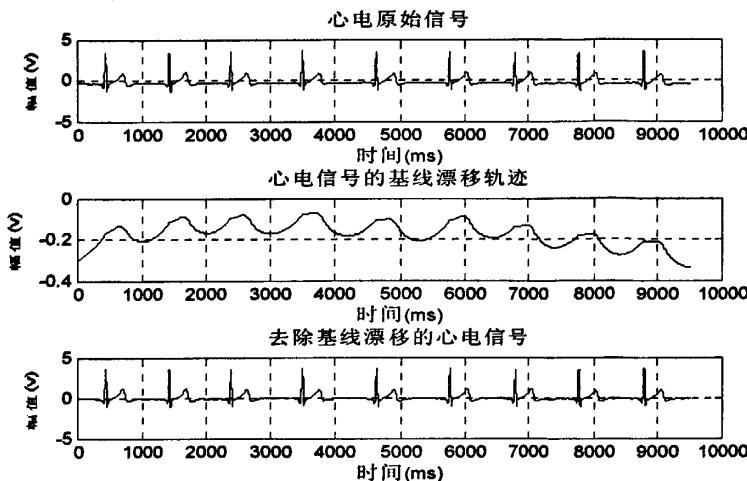


图 3.6 零相位滤波去除 ECG 基线漂移的过程图

3.4 工频干扰和肌电干扰的抑制

3.4.1 工频干扰的抑制

因为人体的心电信号是低频微弱信号, 所以对测试系统的要求要有较高的灵敏度。然而, 灵敏度越高, 就会越灵敏, 极易把干扰引入测试系统。在来自外界的干扰中, 由于人体分布电容和电极引线环路受工频电、磁场影响而产生的 50Hz 工频干扰影响最大, 它会使系统的信噪比下降, 甚至会淹没微弱的有用心电信号。因此, 在心电信号检测技术中, 抑制 50Hz 工频干扰是最重要的问题之一。

目前已有多成熟消除 50Hz 干扰的数字滤波方法可供参考, 常用的滤波器有巴特沃斯(Butterworth)和切比雪夫(Chebyshev) 及椭圆型(Elliptic)滤波器。其中巴特沃斯和切比雪夫滤波器的传输函数相同, 即为一个常数除以一个多项式的形式, 其传输函数为全极点网络。它们的传输函数可以表现出仅在无限大阻带的地方衰减才为无限大。然而, 椭圆函数滤波器与前两者不同, 它在有限频率上既有零点也有极点。这些极零点在通带内会产生等纹波, 有限传输零点在阻带内能够减少了过渡区, 从而可获得极为陡峭的衰减曲线。由此说来, 对于给定的波纹和阶数, 椭圆滤波器能获得较其它滤波器更窄的过渡带宽, 是最优的选择。因此, 本文采用椭圆带阻滤波器来消除 50Hz 工频干扰, 并且取得了理想的滤波效果。

设计一椭圆带阻滤波器, 其通带截止频率为 48Hz~52Hz, 阻带截止频率为 49Hz~51Hz, 通带内波纹的最大衰减为 0.1dB, 阻带内波纹的最小衰减为 50dB, 采样频率为 1000Hz。

该椭圆带阻滤波器的幅频响应特性曲线如图 3.7 所示。

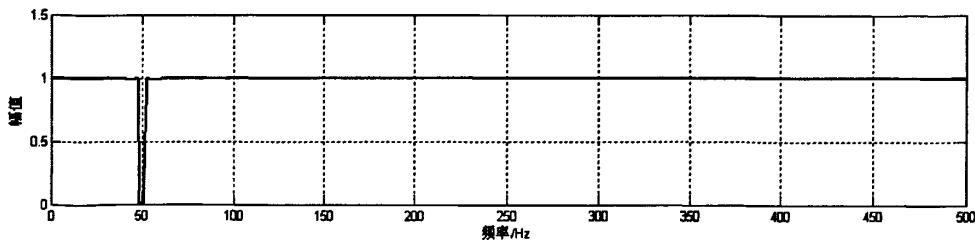
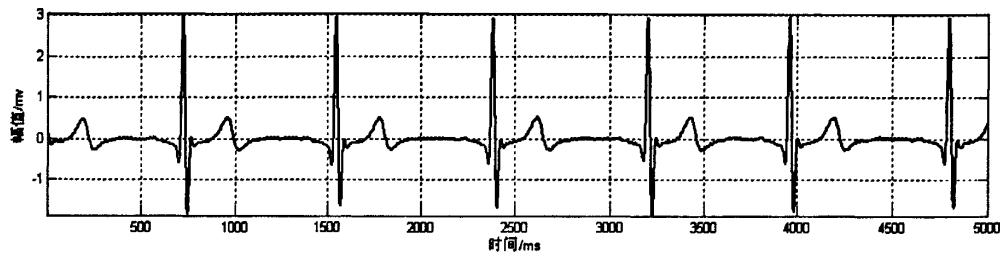
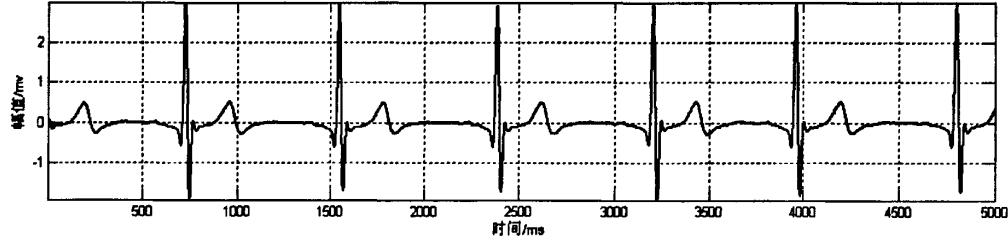


图 3.7 椭圆带阻滤波器的幅频响应特性曲线

将一个本实验所采集到的去除基线漂移后的心电信号,应用上文所述的椭圆带阻滤波器滤波,其滤波前后的心电信号时域波形如图3.8所示。采集的心电信号工频干扰的频率固定为50Hz,频率成分比较单一,从时域上来观察心电信号滤波前后的波形效果不太明显。



(a) 含有50Hz工频干扰的心电信号的时域波形



(b) 椭圆带阻滤波器滤波后心电信号的时域波形

图 3.8 椭圆带阻滤波器滤波前后心电信号的时域波形

为了看到明显的滤波效果,通过快速傅里叶变换FFT变换得到滤波前后的心电信号频域波形如图3.9所示。从图3.9 (a) 中可以看出,没有去除工频干扰的心电信号的幅频特性曲线在50Hz处有一个非常明显的干扰;从图3.9 (b) 中可以看出,去除工频干扰后的心电信号的幅频特性曲线在50Hz处幅值为零,可见,工频干扰得到了很好的抑制。结果表明:经过椭圆带阻滤波器滤波后,原来心电信号中的50Hz工频干扰成分得到了有效的滤除。



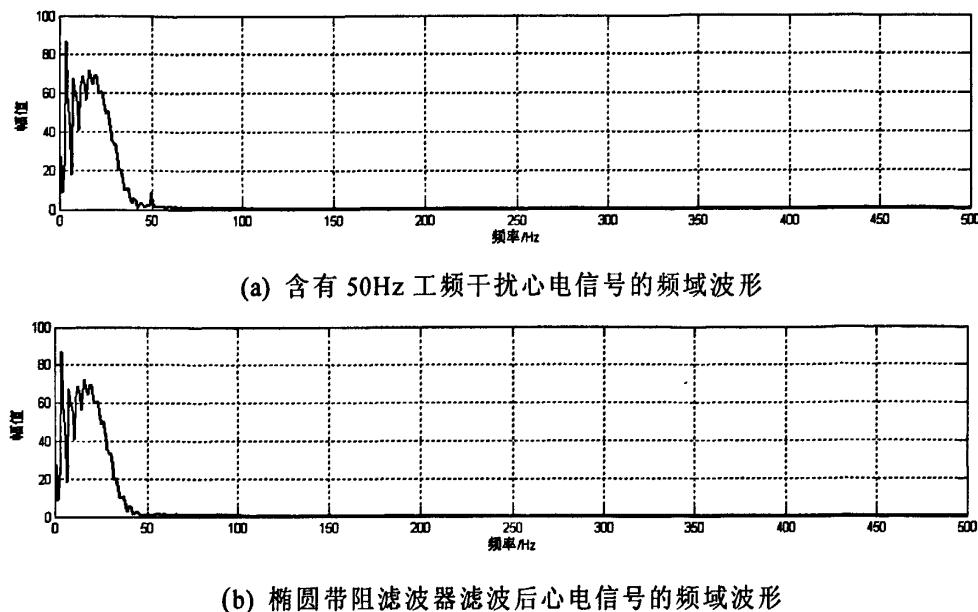


图 3.9 椭圆带阻滤波器滤波前后心电信号的频域波形

3.4.2 肌电干扰的抑制

心电信号的肌电干扰的频率范围比较广，一般在 5~2000Hz，本文中可以利用小波分解的方法，此方法将在下一章进行详细叙述。肌电干扰信号的能量主要反映在小波分解尺度的 1~4 的小波系数上。使用小波变换的方法对信号进行去除肌电干扰，选择合适的的小波基函数，对信号进行 10 尺度小波分解。为去除心电信号中的肌电等干扰，在此选取 bior3.5 样条小波，为何选取此小波基函数，对此样条小波也在下一章进行了详述，利用其对 ECG 信号进行小波分解。利用小波变换的多层分解将采集到的原始 ECG 信号分解成不同尺度下的小波系数，通过阈值处理剔除与肌电干扰噪声相关的小波系数，实验编程中，重构第 4 层近似信号和第 5 层细节信号，保留信号中有用成分^[44,45]。通过小波分解与重构后，可以得到去除肌电干扰的光滑的 ECG 信号。经过此方法处理所得的心电信号的效果如图 3.10 所示。

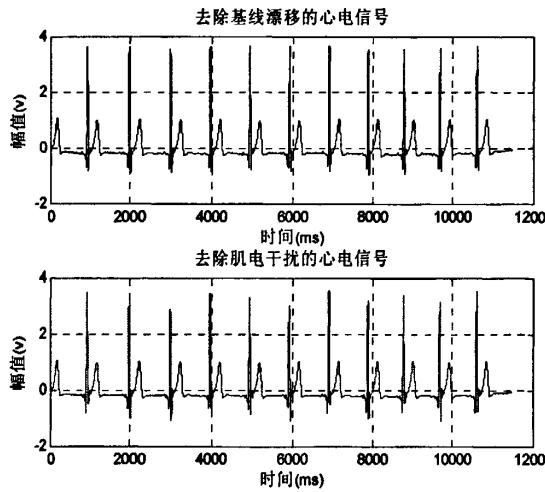


图 3.10 小波分解去除心电肌电干扰的波形图

3.5 心电信号的分析与特征提取

3.5.1 Teager 能量算子

Teager 在进行语音信号的非线性建模时首次提出了 *TEO* (Teager Energy Operator, *TEO*) 能量算子。该算子可以实现频带信号的快速检测问题, 于是被广泛应用于语音信号处理。能量算子计算简单, 能够快速跟踪信号的变化情况, 适于对信号进行实时检测处理^[46]。

选用采样频率 f_s , 对一个幅值 a , 频率为 f 的心电信号 $x(t)$ 进行采样, 得到信号的离散形式为:

$$x(n) = a \cos(\omega n + \theta) \quad (3.11)$$

式(3.11)中, $\omega = 2\pi f / f_s$, θ 任意初相角。注意到式 (3.11) 中有三个未知量: A, Ω, θ 理论上应该可以用三个互不相关的方程构成一个线性方程组来得到这三个量的值, 信号上三个相邻的点可以组成这样一组方程:

$$\begin{cases} x(n) = a \cos(\omega n + \theta) \\ x(n+1) = a \cos[\omega(n+1) + \theta] \\ x(n-1) = a \cos[\omega(n-1) + \theta] \end{cases} \quad (3.12)$$

解此方程组 (3.12), 可得

$$a^2 \sin^2(\omega) = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad (3.13)$$

当 ω 足够小时, $\sin \omega \approx \omega$, 当把 ω 限制在 $\omega < \pi/4 = 0.7845$, 即 $f/f_s < 1/8$ 时, $\sin \omega$ 与 ω 两者的相对误差小于 11%, 于是, 式 (3.13) 可表示为:

$$a^2 \omega^2 \approx x^2(n) - x(n+1)x(n-1) \quad (3.14)$$

上式给出了信号 x_n 的一个简单的能量测度方法, 即 *TEO* 能量算子测度法,

定义信号 x_n (式 (3.11)) 的 TEO 算子 $\psi(\bullet)$ 为

$$\psi[x(n)] \cong E(n) = x^2(n) - x(n+1)x(n-1) = a^2 \sin^2(\omega) \approx a^2 \omega^2 \quad (3.15)$$

对于具有恒定幅度和恒定频率的信号, 需要考虑信号

$$x(n) = c(n) \cos[\theta(n)] \quad (3.16)$$

其频率表达式为:

$$\omega_i(n) \approx \frac{d}{dn} \theta(n) \quad (3.17)$$

以及它的两个采样点构成的对称差分信号

$$s(n) \approx -c(n) \sin[\omega_i(n)] \sin[\theta(n)] \quad (3.18)$$

可以得出 $s(n)$ 的能量算子为

$$\psi[s(n)] = c^2 \sin^4[\omega_i(n)] \quad (3.19)$$

综合式 (3.16)、式 (3.19), 得

$$\sin^2 \omega_i = \frac{1 - \cos(2\omega_i)}{2} = \frac{\psi[s(n)]}{\psi[x(n)]} \quad (3.20)$$

$$c^2(n) = \frac{\psi^2[x(n)]}{\psi[s(n)]} \quad (3.21)$$

于是, 信号的频率和幅度可以求得如下

$$\omega_i \approx \arccos\left[1 - \frac{\psi[x(n+1) - x(n-1)]}{2\psi[x(n)]}\right] \quad (3.22)$$

$$|c(n)| = \frac{\sqrt{2}\psi(x(n))}{\sqrt{\psi[x(n+1) - x(n-1)]}} \quad (3.23)$$

从该式可以看出能量算子 $\psi(\bullet)$ 具有的特性:

- (1) 与初相角 θ 无关。
- (2) 对称性, 即 $n \rightarrow -n$ 或 $x(n) \rightarrow -x(n)$, 算子的值不变。
- (3) 健壮性, 由于算式中没有除法, 即使信号过零点, 也不会影响算子的结果。
- (4) 快速响应能力, 因只使用信号的三个样点, 算子能迅速跟踪信号的幅值 a 和角频率 ω 的变化。

3.5.2 QRS 波群及 T 波的检测

由上节式 (3.15) 可以得出: TEO 算子的输出与输入信号幅度和频率的乘积成正比。 TEO 算子已经广泛的应用于振幅和频率的解调, 主要反映信号瞬时电压和瞬时频率的变化, 对信号幅值和频率的变化反映非常敏感, 本文中采用 Teager 能量算子的方法来确定心电信号 R 波的位置。相对于其他的心电图波形的特征

点, R 波具有较高的幅度, 能量也最大, 心电信号的能量主要集中在 QRS 波群。显然, 在采集的心电图中, 当 QRS 波群出现时, ECG 幅值和频率都会出现明显的变化。我们可以运用频率变换的方法将时域的信号进行频率变换, 将时域信号转换到频率来研究。如 Wigner-Ville 变换、短时 Fourier 变换等。通过分析心电图的频谱图, 我们可以知道, QRS 波群的中心频率大约在 17Hz, 带宽约为 10Hz, 而 T 波, P 波和基线漂移的中心频率都低于这个频带。利用 QRS 波群所具有的这些特征, 可以运用 TEO 来确定 R 波的位置, 继而可以根据心电波形中各特征点的相对位置关系找出 Q、S、T 波位置。

本文中, 运用 TEO 能量算子提取 R 波的波形图如图 3.11 所示。通过对比经过预处理去除基线漂移、工频干扰和肌电干扰后的心电信号 (如图 (3.12 (a) 所示) 和经过能量算子 TEO 处理的信号 (如图 3.12 (b) 所示), 明显可见, P 波、T 波和背景噪声干扰都得到了很好的抑制, 由于心电信号能量主要集中在 QRS

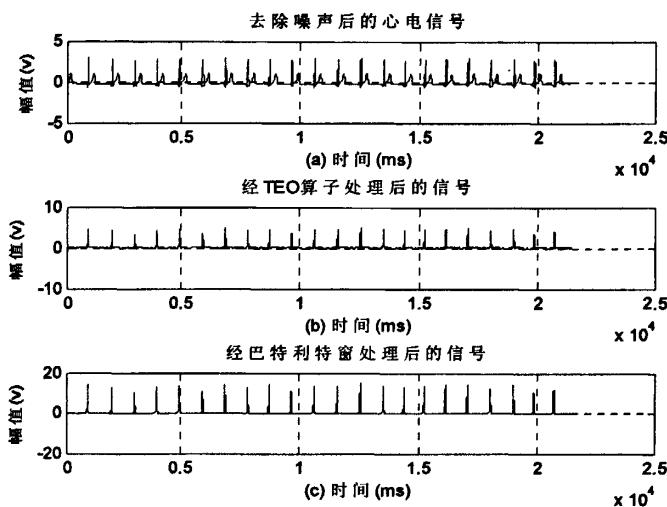


图 3.11 R 波检测

波群, 根据其本身所具有的这一特性, 可知经过 TEO 能量算子处理后, 就可以主要反映出 QRS 波的能量信息, 而且运算速度快, 能够快速的跟踪信号的变化。为进一步抑制干扰, 选取一个长度为 9 的巴特利特窗函数与经过 TEO 算子处理后的信号进行卷积, 得到处理后的信号 (如图 3.12 (c)) 所示, 在本文中, 通过阈值法设定阈值, 然后通过局部极大值法检测心电信号 R 波位置。在此, 所用的方法, 对于 MIT / BIH 心律异常数据库中的 ECG 数据, 该方法 R 波检测率为 98.7%^[50], 而对于本次实验采集的数据, 检测正确率高达 99.7% 以上。

在精确找出 R 波的位置 $R(i)$ 后, 利用 QRS 波群各个特征点之间的相对位置关系找出 Q、S 波位置 $Q(i)$ 和 $S(i)$ 。具体的做法是: 在精确确定出 R 的位置之后再在经过预处理后的心电信号 $xd(n)$ 波形中寻找位于 $R(i)$ 波前后的极值点。 $xd(n)$ 在 $[R(i)-50\text{ms}, R(i)]$ 内的最小值作为 Q 波峰值点, 记录下 Q 波的峰值点位置 $Q(i)$ 。

采用相同的方法确定 $[R(i), R(i)+50 \text{ ms}]$ 内的最小值作为 S 波波峰点，记下 S 波峰值点的位置 $S(i)$ 。在此要说明，根据采集仪器和采样频率的不同，本处 50ms 的选取不定，可以根据实际的采集数据来确定自己所需要的移动参数值。精确找出 R 波后可以确定 RR 间期 $RR(i) = R(i+1) - R(i)$ 、心率 (Heart Rate, HR)、RR 间期标准差以及 HRV 信号的时域参数 RMSSD 和 PNN50。由 $S(i)$ 向前滑动 0.55 $RR(i)$ ，在此间期中寻找正向最大值点的位置即可得 T 波峰值点的位置 $T(i)$ 。在得到了心电信号的各个特征点的位置后，可以得出 Q、R、S、T 四个波的幅值 AQ、AR、AS、AT，同样我们可以得到 QS 和 QT。在得到 R 波后，可以求得 RR 间期序列，对其做谱分析，可以得到 HRV 的各频率指标。

本文对几个参数的求解公式如下：

1) MEAN 心电间期 RR 的平均值：

$$MEAN = \sum_{i=1}^N RR_i / N \quad (3.24)$$

2) SDHR 检测时间内全部 RR 间期的标准差：

$$SDHR = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (RR_i - MEAN)^2}{N}} \quad (3.25)$$

3) RMSSD 相邻 RR 间期差的均方根：

$$RMSSD = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (RR_{i+1} - RR_i)^2}{N-1}} \quad (3.26)$$

3.5.3 心率变异性信号

心率变异性 (HRV) 是指连续心跳的间期 RR 间期的微小涨落。HRV 是公认的测量应激水平的可靠指标，但是疲劳时 HRV 有何特点，目前还存在相当大的争议。基于 HRV 的疲劳驾驶研究相对较多。HRV 反应的是应激水平，应激水平不能直接反映疲劳程度，但是疲劳和应激是密切相关的，在结合负荷类型、强度和作用时间、被试者的主观努力等情况后，可以用 HRV 指标来表示疲劳水平^[47]。

引起心跳间 RR 间期这种微小涨落的因素包括大脑的高级神经活动、中枢神经系统的自发性戒律活动、有压力、化学传感器传入的心血管反射活动以及呼吸活动等。长久以来 HRV 都被忽视，或经常利用平均速率来代替瞬时心率，知道信号处理技术出现，人们开始运用信号处理的技术分析心率变异信号。通常利用谱分析将 HRV 信号分为三个区域^[48]：(1)超低频 (Very Low Frequency, VLF)，频率范围为 0.04Hz 一下，是一种分析信号，该频段信号对于人体精神疲劳的评估有

着极其重要的作用；(2)低频 (Low Frequency, LF)，频率范围0.04Hz~0.15Hz，LF主要是反映了交感神经活性；(3)高频 (High Frequency, HF)，其频率范围为0.15~0.4Hz，它主要与呼吸有关，而呼吸与副交感神经有关，因此HF反映了副交感神经活性，即是迷走神经活性。LF/HF是用来量化交感神经和副交感神经张力平衡状态的指标。上述所述的各种因素对交感神经和副交感神经的综合调节作用最终影响心率的波动。因此，HRV反映了心脏交感神经和副交感神经活动的均衡性和紧张性^[49]。

3.5.4 ECG 与 HRV 特征参数提取

本文中的实验数据是由第二章讲到的实验方案基础上所采集获得，被试者在算术精神疲劳实验后，获得了各个状态的实验数据，本节主要做的工作是对信号进行特征参数提取。

对于心电信号考虑个体差异，截取每阶段变化规律的5分钟ECG数据进行处理。pq代表疲劳前（被试者未做任何精神疲劳测试），作为参考阶段，其他的分析阶段有：疲劳后（ph）、自然恢复后（zrh）、疲劳测试实验前期（cq）。取各个阶段的心电信号指标的相对比值（因此几个阶段分别为‘1’向量， pq/ph 、 zrh/pq 、 cq/pq ；疲劳后、自然恢复后与测试前期的相对比值分别为 ph/cq 、 zrh/cq ；自然恢复后与疲劳后的相对比值为 zrh/ph ），这样就降低了由于个体差别而造成的对心电信号各参数特征的统计偏差，便于分析比较。具体以心率为例，假如被试者中的两个样本，他们的疲劳前的心率分别为62beat/min、75beat/min，疲劳后的的心率都为70beat/min时，其含义不同，但是，相对比值可以说明问题。对于 $70/62>1$ ，表明HR疲劳后较疲劳前升高了；而 $70/75<1$ ，表明疲劳后较疲劳前的心率降低了。这样就把各个样本绝对比值的比较变为相对比值与‘1’的比较。

该文提取了心电信号的Q、R、S、T的幅值变化的平均值（mAQ、mAR、mAS、mAT）及QT、QS的间隔变化的平均值（mQT、mQS），心率HR，同时提取了HRV的时域、频域指标。时域指标有RMSSD和PNN50；频域指标有VLF、LF、HF、LF/HF、LFnu、HFnu^[50,51]。对RR间隔采用改进协方差方法计算功率谱，分别计算频段VLF（0.04Hz以下）、LF（0.04~0.15）、HF（0.15~0.4Hz）的绝对值与相对值LF/HF、LFnu、HFnu的均值变化情况。HRV的功率谱图如图3.12所示。

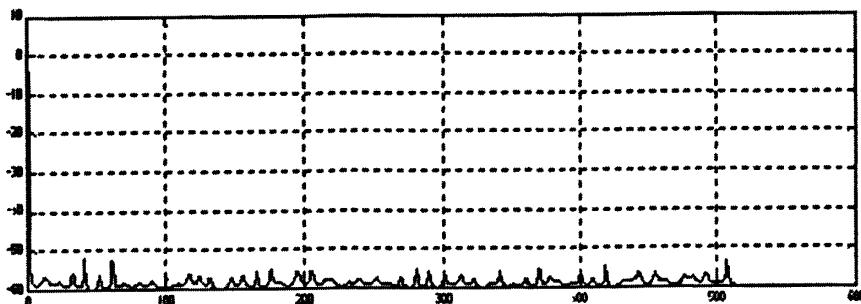


图 3.12 RR 间期序列的功率谱估计图

3.5.5 VDT 精神疲劳状态分析

本文对上一节讲到的通过实验获得的 VDT 精神疲劳各个状态的心电信号与 HRV 信号特征参数进行了分析, 所得到的心电信号与 HRV 信号的参数变化情况如表 3.1 所示, 疲劳前 (pq) 作为参考阶段。在此分析考虑心电信号的时域、频域特征, 进行 t 检验统计分析。

表 3.1 精神疲劳测试实验组心电信号参数变化情况

心电信号参数	疲劳后/疲劳前 (pq/ph)	自然恢复后/疲劳前 (zrh/pq)	测试前期/疲劳前 (cq/pq)	疲劳后/测试前期 (ph/cq)	自然恢复后/测试前期 (zrh/cq)	自然恢复后/疲劳后 (zrh/ph)
HR	0.98±0.07	0.91±0.08***	1.02±0.06	0.96±0.04***	0.89±0.05***	0.93±0.05***
RMSSD	1.18±0.50	1.24±0.29**	1.14±0.30	1.03±0.23	1.12±0.27	1.11±0.22
PNN50	2.16±1.77*	2.69±2.87*	1.68±1.86	1.71±1.20*	2.41±3.00	1.62±1.61
mVLF	0.91±0.20	0.88±0.24	1.07±0.22	1.25±0.25	0.91±0.22	1.00±0.34
mLF	0.93±0.20	0.92±0.23	1.00±0.19	0.94±0.22	0.93±0.19	1.02±0.33
mHF	0.93±0.15	0.92±0.15	0.99±0.15	0.97±0.18	0.95±0.18	1.01±0.19
LFnu	0.98±0.11	0.97±0.11	1.01±0.09	0.97±0.11	0.96±0.08	1.00±0.15
HFnu	0.99±0.07	0.98±0.04	1.02±0.06	0.99±0.06	0.99±0.07	1.00±0.08
LF/HF	0.99±0.10	0.99±0.11	1.01±0.08	0.99±0.10	0.98±0.07	1.00±0.15
mQT	1.02±0.04	1.11±0.23	1.00±0.04	1.02±0.05	1.11±0.20	1.09±0.25
mAR	0.95±0.11	1.04±0.13	0.96±0.11	1.00±0.10	1.10±0.17*	1.10±0.09***
mAS	0.94±0.10*	1.00±0.10	0.97±0.08	0.97±0.08	1.03±0.06	1.07±0.05**
mAQ	1.03±0.19	1.10±0.27	1.06±0.17	0.98±0.13	1.05±0.21	1.06±0.12
mAT	1.15±0.34	1.29±0.42*	1.00±0.14	1.41±0.24*	1.28±0.27***	1.13±0.17**
mQS	1.02±0.10	1.10±0.13**	1.04±0.14	1.01±0.15	1.07±0.18	1.07±0.11*

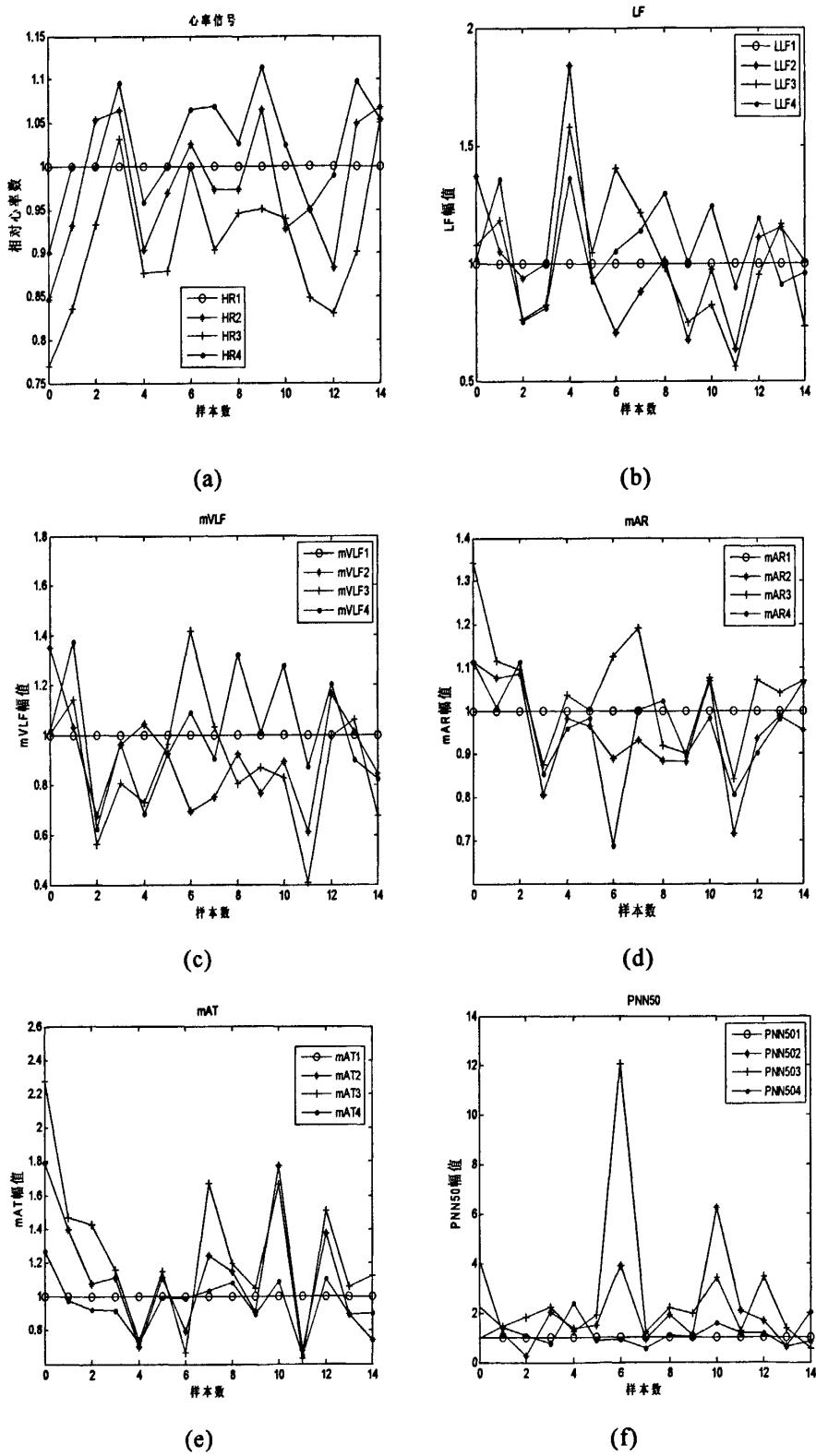
注: * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

由表 3.1 可见, 被试者在精神疲劳测试实验后, HR 有下降趋势, PNN50 明显升高 ($P<0.05$), 这可能反映了疲劳的累积效应: 随着疲劳程度增加, 被试者的心率下降, 精神应激能力逐步降低, 是心理抑制性保护的作用; 心电信号的 S

波的幅值明显下降 ($P<0.05$)。自然恢复后, PNN50 变化不明显且波动大, S 波的幅值显著升高 ($P<0.01$), 心率显著下降 ($P<0.001$), 表明经过休息后精神疲劳有所缓解。

VDT 精神疲劳后相对于测试前期 HR 显著下降 ($P<0.001$), PNN50、T 波的幅值明显升高 ($P<0.05$), RMSSD 也升高, 但是不显著, 而 HRV 的其他频域参数表现出了下降趋势; 自然恢复后较之于疲劳后的状态, HR 显著降低 ($P<0.001$)、心率变异性增大, 并有趋于疲劳前的趋势, R 波 ($P<0.001$)、S、T 波 ($P<0.01$) 幅值都显著升高; 自然恢复后相对于疲劳前, HR ($P<0.001$) 显著下降, RMSSD ($P<0.01$) 显著升高, PNN50 ($P<0.05$) 明显升高, HRV 的其他指标降低, 心电信号的其他特征点都有升高趋势, 从均值看, HR 下降, HRV 减小, 但无显著性, 且样本差异大, 表明精神疲劳测试实验后, 被试者经过短暂休息, 精神疲劳有所缓解, 没有完全恢复。心电信号时域、频域变化明显的几个特征, 用图 3.13 直观表示如下。图 3.13 中, 每个图中的参数名称后的 1、2、3、4 数字(例 HR1 中的‘1’), 分别对应着疲劳前, 疲劳后, 自然恢复后, 疲劳测试前期四个状态。

综上分析可知, 被试者在精神疲劳测试实验中处在高的应激水平; 持续精神负荷状态下, 被试者为了完成任务一直保持高的应激水平, 但是随着疲劳的累积应激能力逐渐下降; 精神负荷停止, 经过短暂休息精神疲劳有所缓解。



(a) HR 的变化情况; (b) LF 的变化情况; (c) VLF 的变化情况; (d) R 波幅值的变化情况; (e) T 波幅值的变化情况; (f) PNN50 的变化情况

图 3.13 心电信号时域、频域变化明显的几个特征

3.6 本章小结

本章介绍了心电信号的产生原理,同时研究讨论了心电信号的噪声干扰的去除方法,通过对中值滤波算法、FIR 滤波算法和零相位滤波法,最终选择零相位滤波法来滤除 ECG 信号的基线漂移。同时介绍了 TEO 能量算子提取心电信号 R 波,并提取了相应的 P 波、S 波、T 波等特征点。对心电信号的时域特征和 HRV 时域、频域特征参数作了统计分析,来实现对精神疲劳状态识别。

第四章 脉搏信号预处理及特征提取

4.1 引言

同心电信号一样，脉搏信号也是一种微弱的生物医学信号，具有非平稳、非线性、信号弱、噪声强、随机性强的特点。采集过程中很容易受到仪器、呼吸、动作的干扰，脉搏信号干扰噪声有基线漂移、肌电干扰、工频干扰、呼吸波干扰以及人体动作等。通常脉搏信号基线漂移的表现形式为在脉搏上形成一个缓慢的变化分量，这一分量有时可以使脉搏波的波形发生大的变化，对脉搏的识别和分析造成较大的影响。实验中采集到的脉搏信号主要的干扰噪声有基线漂移、肌电干扰、工频干扰、呼吸波干扰以及人体动作。采用常规的信号处理方法很难实现对脉搏信号的噪声处理与特征点提取^[52]。本文采用小波变换的方法对脉搏信号进行了预处理工作，去除基线漂移、工频干扰和肌电干扰。

4.2 脉搏信号的产生机理及波形描述

4.2.1 脉搏信号的产生机理

心脏是人体非常重要的、复杂的器官之一。人体心脏主要功能是指不停地泵血，通过血液循环来维持机体的正常生理功能，同时还是人体有节律形式的主要发生器。脉搏信号的产生首先归结于心脏的搏动。心脏与大脑有着密切的联系，它每天搏动次数为 10 万余次，每次搏动大脑都会把激素的、神经的、压力的各种信息以复杂的形式传输给心脏及全身。因此，心脏也是生理、情感和认知等诸多因素相互作用的重要结点，医学界工作者们把它视为连接头脑、身体、精神和情感的通讯网络的入口点。心脏的解剖结构如下图 4.1 所示。

人是一种高级生物，心脏由左心房、左心室、右心房、右心室四个腔组成。心脏在血液循环过程中，血液首先流入右心房，再通过右心室射入肺动脉。血液在肺部进行氧气交换。携带氧的血液经肺静脉回流至左心房，再流经左心室。由左心室泵出的血含氧丰富供给全身各个组织器官使用。左心室的肌层最厚、收缩力最大。心脏自身获得氧气及营养物质是通过位于其表面的三条冠状动脉来实现。

以上讲述了心脏的结构及其血液循环过程，可以知道，脉搏波其实是一种压力波。脉搏波的产生是由心脏的心室周期性收缩和舒张，引起主动脉收缩和舒张，心室射出的血液从主动脉根部出发沿动脉系统循环流动时形成的压力波。在每次

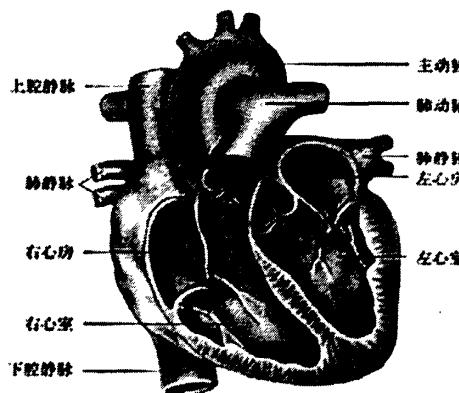


图 4.1 心脏解剖图

左心室收缩时，把血射入主动脉，促使主动脉壁扩张，而当左心室舒张时，主动脉中的血液会回流，由于主动脉与心室之间有动脉瓣的存在，在左心室舒张时，主动脉的动脉瓣关闭，血液不会再回流回左心室，这样就会使动脉血管壁产生弹性回缩，血管中的压力上升，在此会形成一个重搏波。脉搏波产生于主动脉根部的搏动，并沿着动脉血管壁向全身各处的动脉进行传播。脉搏波可以反映出主动脉血管内压力的周期性变化。随着心脏有节律的收缩和舒张，动脉也会有节律地一张一缩得搏动，在一些人体浅表的动脉，如颞动脉、足背动脉和桡动脉等，可以通过手指来容易地触摸到。

正常人的脉搏跳动次数和强度，是同心脏的跳动次数和强度相一致的，所以可以用脉搏信号的波形特征来判断心脏跳动的频率和强度。血液通过血液循环系统流遍整个人体系统，人体很多内脏器官的机能状态的变化，可以通过心血管活动状态来反映，比如心脏跳动的强度、快慢及血管壁内压力大小的变化，这些都可以从脉搏信号的波形特征中表现出来。

4.2.2 典型脉搏信号的波形描述

典型脉搏信号波形图如图 2.7 所示。由图我们可以看出脉搏信号体现出了不同的电压值。当心室收缩、快速射血、主动脉血量增加时，动脉血管壁内的血压会升高。脉搏波曲线上最前面的陡峭而平滑的上升分支就反映了这一过程。在脉搏波信号中，最先出现的波是脉搏主波。主波峰值点对应收缩期的最高血压，即收缩压。随后心室舒张，即下降分支过程。主动脉瓣关闭是舒张期开始，此时心室也停止向主动脉射血，主动脉内的血液有回流趋势，即向主动脉瓣方向回流，这时在迅速下降的脉搏波下降分支上出现一个切迹，随后在脉搏波波峰的后边缘将出现一个潮波，潮波的大小和位置与血管阻力和动脉硬化强度有关系。潮波出现之后，动脉中的血液回流冲击主动脉瓣，但因动脉瓣膜的阻挡而退向主动脉，使动脉血管壁内的压力又再一次迅速增大，即出现重搏波。在重搏波之后，由于

动脉血管壁内的血液继续向前流，流向全身各处，动脉内的压力又会减小，体现在波形图中脉搏波压力曲线下降。当脉搏波压力下降到最低点时，该点是心室舒张末期的压力，称此时压力值为舒张压。

根据上述的描述，知道脉搏波有上升分支和下降分支，图 2.7 脉搏波中的 A 波称为上击波，B 波为主波，D 波为潮波，F 波为重搏波，E 波为重搏波谷波等。在脉搏波形图中，脉搏波每个波段对应的状态是：BA 波段间期代表脉搏传输时间；ED 波段间期代表心脏舒张期从开始到关闭的时间；AB 波段间期代表心脏收缩射血时间；AA 波段间隔代表心脏跳动的周期，也即是脉搏周期；BE 波段间隔代表心室喷发的慢期。

正确判读脉搏波形图如图 2.7 中所示脉图的波、峡高度(h)、相应时值(t)等参数，可以很好的来研究脉搏信号带给我们的丰富生理信息。各主要参数的生理意义如下：

h_1 ：主波幅度，从脉搏波图基线到主波峰值点的高度。主要反映左心室的射血功能和大动脉的顺应性。左心室收缩力强，大动脉顺应性好的状态下， h_1 高大，反之则小。

h_2 ：潮波，即重波前波幅度，指的是从脉搏波图基线到潮波峰值点的高度。主要反映动脉血管外周阻力和弹性状态。

h_3 ：降中峡幅度，为脉搏波图基线到降中峡谷底的高度。降中峡高度主要与动脉血管外周阻力、主动脉瓣关闭功能有关，与舒张压相应。外周阻力增加， h_3 会相应增加，反之降低。

h_4 ：重搏波幅度，为降中峡谷底与重搏波峰值点所作的基线平行线之间的高度。

t_1 ：对应脉图起点到主波峰值点的间隔，为左心室的快速射血期。

t_2 ：对应脉图起点到降中峡的间隔，为左心室的收缩期。

t_3 ：对应降中峡到脉图终止点的间隔，为左心室舒张期。

t ：对应脉图起点到脉图终点的间隔，为左心室的心动周期，或脉动周期。

为了更好地从脉搏上反映出脉图特征和心血管状态的关系，一般取以上各个参数的相对值来分析脉图所体现出来的信息。

h_2/h_1 ：主要反映血管壁的顺应性和外周阻力。当血管顺应性差，外周反射波折返速度快时，潮波出现的早。 h_2/h_1 增大时，潮波角呈钝角； h_2/h_1 升高，甚至大于 1，潮波呈锐角时，表明血管张力高，而血管零压顺应性尚好。多见于各种因素刺激出现的紧脉，在中医脉象判别中具有重要意义。

h_3/h_1 ：主要反映外周阻力高低。当外周血管收缩时，阻力增大， h_3/h_1 升高；反之，外周阻力降低时， h_3/h_1 减小。多见于中医辨证的气虚、血虚症。

h_4/h_1 ：主要反映主动脉顺应性和主动脉瓣功能情况。当动脉顺应性差，或

主动脉瓣闭锁时, h_4/h_1 不全等于 0, 可为负值; 当主动脉瓣功能正常, 动脉顺应性佳, 血容积量充盈时, h_4/h_1 升高。

t_1/t : 与心脏射血功能有关。当左心室收缩功能减退, 射血速率减少时, t_1/t 延长。

$(t_2-t_1)/t$: 与心脏射血功能有关。当心搏输出量减少时, $(t_2-t_1)/t$ 减少。

t_2/t_3 : 与心率有关。心率加快时 $t_2/t_3 > 1$ 。在中医辨证中, 多见于阴虚火旺。

上述是对脉搏特征参数, 及其与心脏功能之间的关系作了阐述。图 2.7 中脉搏波波形特征点的定义方法很多, 如文献[53]所示, 有时将脉搏主波定为 P 波, 重波前波(潮波)定为 T 波, 重搏波定为 D 波, 在本文实验中就是采取此定义方法, 对于上述的描述只是对脉搏特征点的介绍, 便于读者了解。特征点只是一种描述的方便, 还有很多典型的脉搏波形描述定义方法, 在此不再赘述。

4.3 脉搏信号基线漂移的抑制

本文实验中采集到的脉搏信号与心电信号一样常存在如下 3 种噪声: (1)由于人体呼吸或是移动引起的基线漂移, 它的频率小于 1Hz, 是一种低频噪声; (2)由于肌肉紧张、肢体抖动所引起的肌电干扰, 频率范围很广, 频率范围在 5~2000Hz; (3)工频干扰的频率固定为 50Hz 干扰。一般脉搏信号的有效频率范围是 0~20Hz。

基线漂移的去除方法目前主要有数字滤波补偿法、RC 滤波、基线拟合等方法。采用数字滤波补偿法去除基线漂移时, 截止频率设置太低或是太高都会使波形发生失真。用基线拟合方法去除基漂花费的时间较长, 不便使用。利用小波变换可以容易的将小波分解大尺度上的基线漂移信号去除, 使用起来简洁、快速、准确。因此, 在本文中利用小波变换的方法来去除脉搏信号中的噪声干扰, 选用的算法是 Mallat 算法。运用此方法将含有各种噪声的脉搏信号进行多层小波分解, 得到一系列的近似分量与细节分量, 在各层分量上进行特征识别和阈值处理, 再经小波重构后得到光滑的信号。本章节讲述的脉搏去噪, 主要是采用小波变换的方法有效地去除人体手指脉搏信号中所含有的基线漂移、工频干扰、肌电干扰等噪声干扰。

4.3.1 小波分析的概念和基本理论

小波变换(Wavelet Transform)的概念是 1984 年法国地球物理学家 J.Morlet 在分析处理地球物理勘探资料时提出来的^[54]。小波变换的发展依靠数学基础, 此数学基础是 19 世纪的傅里叶变换, 它是建立在泛函分析、样条分析、Fourier 分析及调和分析基础上的分析处理工具, 是一种多分辨率、多尺度的分析方法,

在时域、频域上同时具有良好的局部化特性，常被誉为信号分析的“数学显微镜”。小波变换具有良好的局部化特征，同时具有多分辨率分析的特点。既适用于多数非稳定信号的分析，也适用于具有分形结构的信号。小波变换方法在微弱、背景噪声较强的随机信号分析中具有重要的意义。近十多年来，小波分析的理论和方法得到了广泛的应用。小波分析已经在信号处理、影像处理、边界问题、特征提取、分类、预测、去噪声等科学领域扮演了非常重要的角色。

小波变换是一种信号的时间-尺度分析方法，具有如下3方面的特点：（1）具有多分辨率的特点，可以有粗至精地逐步观察所处理的信号；（2）小波变换可以视为用基本频率特性为 $\varphi(\omega)$ 的带通滤波器，在不同的尺度 a 下，对信号进行滤波处理；（3）适当地选择基本小波，或母小波，使 $\varphi(t)$ 在时域上为优先支撑，这样就会使 $\varphi(\omega)$ 在频率上也比较集中，可以在时域、频域都具有表征信号局部特征的能力，因此有利于检测信号的瞬态特征或奇异点。

下面讲述基本小波变换的定义，给定一个基本函数 $\varphi(t)$ ，令

$$\varphi_{a,b}(t) = \frac{1}{\sqrt{a}} \left(\frac{t-b}{a} \right) \quad (4.1)$$

对于式（4.1）中， a, b 均为常数，且 $a > 0$ 。显然， $\varphi_{a,b}(t)$ 是由基本函数 $\varphi(t)$ 先作移位，移位 b 个单位，再做伸缩，伸缩 a 个单位以后得到 $L^2(R)$ 。对于一个连续信号 $x(t)$ 的小波变换（wavelet transform，WT）定义为

$$WT_x(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int x(t) \varphi^*(\frac{t-b}{a}) dt = \int x(t) \varphi_{a,b}^*(t) dt = \langle x(t), \varphi_{a,b}(t) \rangle \quad (4.2)$$

上式（4.2）中， a, b 和 t 三个变量均是连续变量。因此该式又称为连续小波变换（CWT）。如没有特别的说明，该式积分是从 $-\infty$ 到 $+\infty$ 。信号 $x(t)$ 的小波变换 $WT_x(a, b)$ 是 a 和 b 的函数， b 是时移因子， a 是尺度因子。 $\varphi(t)$ 又称为基本小波，或母小波。 $\varphi_{a,b}(t)$ 是基本小波经移位和伸缩之后所产生的一组函数，又称之为小波基函数，或小波基。这样，式(4.2)中的 WT 又可解释为信号 $x(t)$ 和一组小波基函数的内积。

小波基函数可以是实函数，也可以是复函数。若信号 $x(t)$ 是实信号，基本函数 $\varphi(t)$ 也是实函数，则小波变换 $WT_x(a, b)$ 也是实函数，反之，小波变换 $WT_x(a, b)$ 是复函数。

小波变换理论，可以理解为用一组分析宽度不断变化的基函数对信号 $x(t)$ 作分析，基函数的这一变化正好适应了对信号分析时，在不同的频率范围内，需要不同的分辨率这一基本要求。于是我们知道小波变换具有这样的特点，即当用较小的尺度 a 对信号做高频分析时，实际上使用高频小波对信号做细致的观察，观察的是细节分量信息；当用较大的尺度 a 对信号做低频分析时，实际上使用低频小波对信号做概貌的观察，观察的是近似分量信息。如此说来，小波变换所具有

的这一特点既符合对信号做实际分析时的要求,也符合给所观察的人们一种视觉变化的特点。本文中在处理脉搏信号是选用了小波变换中的Mallat算法来进行分析处理的,对于信号的处理好坏在算法选取上也是很重要的,下面来讲一下,Mallat算法的理论基础,从而来了解小波的分解和小波重构思想。

4.3.2 Mallat 算法

1986年S.Mallat在多分辨率理论分析的基础上,引入一种计算离散小波变换的快速算法,即Mallat算法,或称塔式算法。这一算法在小波分析中的地位非常重要,他可以与快速傅立叶变换(FFT)在经典傅立叶分析中的地位相媲美。

在Mallat算法研究中,首先要定义小波滤波器和尺度滤波器的概念。

(1)小波滤波器:指的是宽度为偶数L的滤波器 $\{h_l: l=0,1,\dots,L-1\}$,它满足以下条件:

$$\sum_{l=0}^{L-1} g_l g_{l+2n} = \begin{cases} 1, & n=0 \\ 0, & \text{其他} \end{cases} \text{ 且 } \sum_{l=0}^{L-1} g_l h_{l+2n} = 0 \quad (4.3)$$

(2)尺度滤波器:可以借助于小波滤波器的概念来定义尺度滤波器的概念,小波滤波器和尺度滤波器之间满足“正交镜像”的关系,即:

$$g_l = (-1)^{l+1} h_{L-l-1} \quad (4.4)$$

尺度滤波器满足以下条件:

$$\sum_{l=0}^{L-1} h_l = 0 \text{ 且 } \sum_{l=0}^{L-1} h_l h_{l+2n} = \begin{cases} 1, & n=0 \\ 0, & n \text{ 是非零整数} \end{cases} \quad (4.5)$$

在实际应用中, $\{g_l\}$ 是一个低通滤波器, $\{h_l\}$ 是一个高通滤波器。对于不同的小波函数,都有不同的低通滤波器系数 h_0 和高通滤波器系数 h_1 ,对于一个基本母小波,这些系数都是固定并且可以查得。

由图4.2可以看到运用Mallat算法进行信号分解的过程是:将原始信号X,经过第一层低通滤波器和高通滤波器滤波后,保留低通滤波器输出值的奇数位置上的值,这样就产生了第j层尺度系数和小波系数,称为2抽样,这样就得到了 a_1 和 d_1 ,即尺度系数和小波系数。然后,再对第一层尺度系数 a_1 做相同的滤波处理,进行下一尺度的分解,得到尺度系数 a_2 和小波系数 d_2 ,再将尺度系数 a_2 同样分解成尺度系数 a_3 、小波系数 d_3 ,依次逐层分解下去。这里需要注意的是小波系数 d_2 以后的尺度系数其实是信号X经过一个带通滤波器(Bandpass Filter),例如:小波系数 d_2 是信号X先经过低通滤波器得尺度系数 a_1 , a_1 再经过高通滤波器得小波系数 d_2 ,依此类推得 d_2 以后更高尺度的小波系数 d_n 。

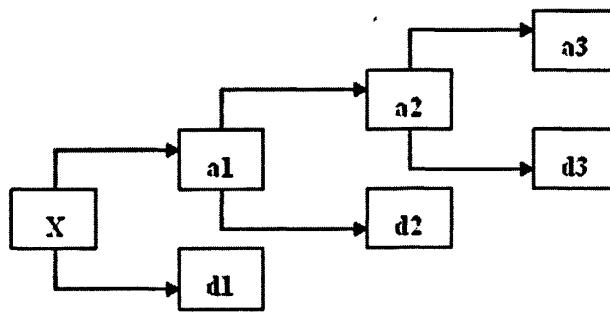


图 4.2 信号 X 作小波多重分解示意图

以上讲述的是Mallat算法的信号分解过程，对于Mallat算法进行信号重构的过程是：首先对 a_n 、 d_n 信号奇数位置插0进行二插值运算，然后分别利用尺度滤波器 g_0 和 g_1 对 a_n 、 d_n 进行滤波，把滤波后的信号进行求和，得到重构的 a_{n-1} ，然后将 a_{n-1} 和 d_{n-1} 进行相同的运算，得到 d_{n-2} ，这样就对每一层的信号进行了重构。

本文采用Mallat算法对脉搏信号进行分解和重构，来消除脉搏信号中的高频噪声，主要考虑以下两个问题：

(1)小波基函数的选择。不同的小波基函数具有不同的特点，运用不同的小波基函数处理信号可以表现出它的适应性，反映出不同的信号特征。因此，针对含噪声的脉搏信号，需要考虑选取什么样的小波基函数才能达到有效的目的来去除脉搏信号中所存在的噪声。

(2)在小波分解中，对于各个小波系数进行压缩时阈值选择，及对小波系数调整方式的选择。

4.3.3 小波基函数选取原则

上节讲到在对脉搏信号进行分解和重构时，小波基函数的选择是需要考虑的问题。若小波基函数选取不当，在运用小波变换方法处理信号时，会造成信号信息的失真和流失。小波基函数的选取很重要，不管怎么来构建它，小波基函数仍然是人为引入的因子。对脉搏信号的处理运用了小波分解，在消除噪声的同时还要能够保证对信号进行逼真的重构，因此，在选择合适的小波基函数时要考虑以下几个问题：

(1)小波滤波器的长度大，可以更好的反映时间序列的特征，但是使用这些滤波器时，可导致更多的小波系数被边界所影响。一个合理的方案是要选择可以得到满意波形形态的滤波器长度最小的滤波器长度。

(2) 小波滤波器的长度小，如滤波器长度为2、4、6，有时会在分析结果中引入所不希望的人工痕迹。

(3)为了使小波滤波器和尺度滤波器的相位更接近线性相位，即各细节尺度

上离散小波变换系数在时间上是对齐的，最好使用最接近对称小波或者coiflet小波，如果选择了最接近对称小波，那么最好选择一个长度为4的倍数的最接近对称的小波，这样的小波滤波器和尺度滤波器的相位更接近线性相位。

根据以上小波基函数的选取原则，同时考虑能比较准确地重构脉搏信号，小波的正则性要好，因此选用近似对称、正交或双正交母小波来进行实验，下面讲述几种常见小波基函数是：Haar小波、Daubechies小波、Symlet小波、Coiflet小波、Morlet小波和Biorthogonal小波。

Daubechies小波是双正交、紧支撑、非对称的小波。它是由世界著名小波分析学者Inrid Daubechies所构造的小波函数。

Haar小波是Daubechies小波组中的一个特例，它是由Haar在二十世纪初构造的第一个小波基函数，它是最简单、最紧支撑的小波函数。Haar小波是双正交、对称的小波。它可以进行离散、连续小波变换。

Symlet小波基函数是近似对称、双正交小波函数，在时域上是有限支撑，是对Daubechies小波的改进，在频域上具有很好的局部性，对信号进行重构时，相位比较准确，所用滤波器可接近于线性相位。它是Daubechies提出并构造的，可以进行离散、连续小波变换。

Coiflet小波基函数是一个双正交、近似对称、紧支撑的小波函数。它具有很好的正则性，因此在频域上具有较好的局部性。小波函数的消失矩阶数为 $2N$ ，相应尺度函数的消失矩阶数为 $2N-1$ ，可以进行离散、连续小波变换。

Morlet小波不具有正交性，而且不存在尺度函数，是对称函数，但不是正交函数。

Biorthogonal小波是一种双正交、紧支撑、对称小波，解决了小波函数对称性和精确信号重构的不相容性，对偶的小波对，一个用于信号的分解，一个用于信号的重构。它的主要特征在处理信号时可以体现出具有线性相位性。

4.3.4 脉搏信号的纠漂

通过前文的阐述可知，脉搏信号的基线漂移是一种低频信号，频率一般低于1Hz，基漂的产生有多种原因：被试者呼吸引起的移动；身体移动引起的漂移；以及实验测试者在采集数据过程中的抖动都可造成脉搏信号基线漂移信号的存在。对于脉搏信号的基线漂移噪声的抑制可以采用同ECG信号的方法，但是在此对脉搏信号的相位信息没有特别要求，所以可以考虑用小波变换的方法来去除，达到了更加简便、实用、快速的效果。

本文采用小波变换方法对信号进行基线的抑制。上节我们提到了小波基函数的选择很重要，同时讲解了几种常用的小波基函数。利用不同的小波基函数对信

号进行处理，可以突出信号不同的特征。在本文对脉搏信号的处理主要采用了一维多层小波分解技术，运用的编程环境是 matlab，在 matlab 软件中运用小波工具箱内 Mallat 算法中的两个小波函数，一个是小波分解函数 `wavedec` 和一个是小波重构函数 `wrcoef`。在上节讲到 Biorthogonal 小波是一种双正交、紧支撑、对称的样条小波，而且此样条小波具有分频能力强，频率特性好，光滑性较高的特点。在进行信号处理时，具有线性相位特性。因为其具有对称的特性，所以只要在处理的时候采取合理的延拓方法，可忽略不计边界效应引起的误差。由于 Biorthogonal 小波具有以上优点所以在本文的脉搏信号分解重构中选择其作为小波基函数，具体实验中使用的是 `bior3.5`。

在实验数据处理中，选好了小波分解函数，也确定了分解所用的小波基函数，接下来的工作是确定小波分解的层次。本文所采集的实验数据是在采样率为 1000Hz 的情况下采集的，高的采样率可以得到好的精确度和可信度。对信号进行处理时，小波分解层次的选择也很重要，分解层次不同，所得到信号的消噪效果就会不同。对于采样率为 1000Hz 的人体手指脉搏信号，采用 8 层小波分解已经可以满足要求。但是，如果在做实验时，仪器的使用或是外界的干扰，使采集的脉搏信号产生了严重的基线漂移，在此为了获得好的去除此干扰的脉搏信号，需要进行 10 尺度以上的小波分解，经 8 尺度分解后的细节分量和近似分量仍含有基线漂移噪声。在尺度 1~5 上分解得到的细节分量与高频干扰（此文中对于脉搏信号主要是肌电干扰）相对应；尺度 5 下分解得到的细节分量与工频干扰相对应；10 层分解下得到的近似分量与低频信号相对应，较好的反映了脉搏的基线漂移。

通过上面的分析可以得到，在本文脉搏信号去基线处理中，可以通过用采集到的原始脉搏信号减去 10 尺度小波分解下的近似分量，既可以去除基线漂移噪声。本文的处理结果图如图 4.3 所示。

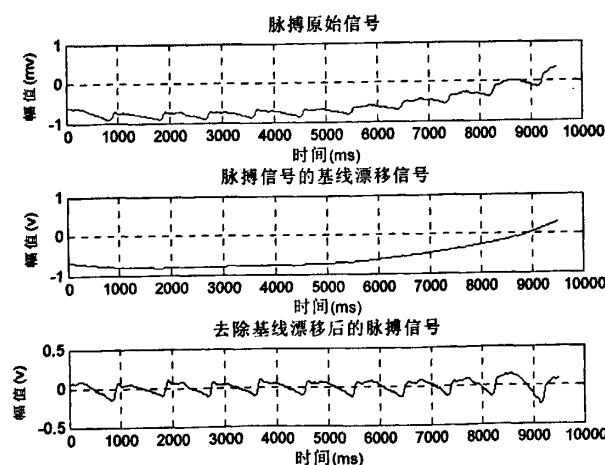


图 4.3 脉搏信号去除基线漂移信号的过程图

4.4 工频干扰和肌电干扰的抑制

实验中所采集到的脉搏信号,有用的信号部分通常为低频信号或是相对比较平稳的信号,而噪声干扰通常表现为高频信号。由于被试者年龄、性别等生理特征的差异,再加上采集仪器的影响,采集到的脉搏信号存在很大差异。采用一般的消噪方法很难达到一种好的处理效果。本文利用小波变换,对脉搏信号进行小波分解,再对每一层近似分量或是细节分量进行阈值法检测保留有效成分,最后进行信号重构可以很容易实现脉搏信号的消噪。

经过大量研究分析可以知道,脉搏的有效频率范围一般为 0~20Hz。工频干扰的频率固定为 50Hz,脉搏信号中存在的肌电干扰的频率范围较广一般在几千赫兹的范围。上一节我们讲述了小波变换的方法去除脉搏的基线漂移,此处还需要对脉搏信号中工频干扰和肌电干扰进行处理。首先利用小波分解函数对信号进行分解,所选用的小波基函数还是 bior3.5。选定了小波基函数后,对原脉搏信号仍进行 10 尺度分解。对于采样频率为 1000Hz 的实测脉搏信号来讲,工频干扰主要反应在小波分解的 1~5 尺度上,而肌电干扰信号的能量主要反映在小波分解尺度的 1~4 的小波系数上。

本文中利用小波分解去除脉搏信号中的高频噪声主要是:将小波分解下的尺度 1 至尺度 5 的细节分量利用 matlab 工具箱中的函数 wavedec 进行统一的软阈值(sorh='s')去噪处理,这样可以去除工频干扰与肌电干扰等高频噪声。再将经过阈值量化处理后的尺度 1 至尺度 5 小波分解下的细节分量与未作处理的尺度 6 至尺度 10 的细节分量进行小波重构,可以得到去除工频干扰与肌电干扰噪声的光滑信号。文中去除工频干扰和噪声干扰的波形图如图 4.4 所示。

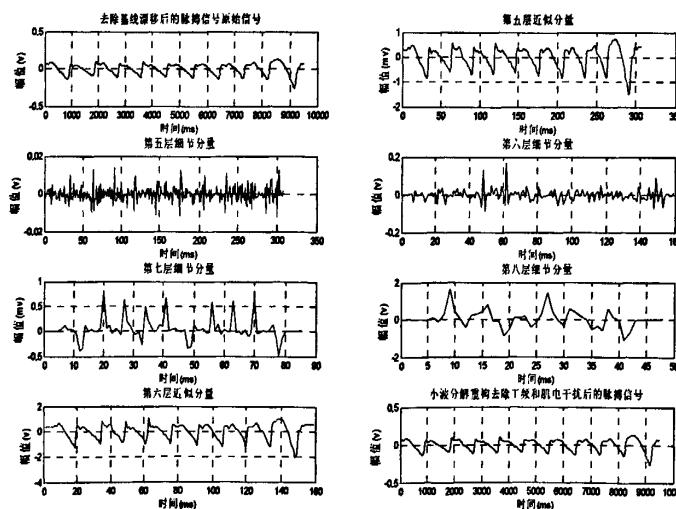


图 4.4 去除工频干扰和肌电干扰的波形图

4.5 脉搏信号特征点提取

脉搏信号同心电信号一样都携带了反映人体生理状态的多种生理病理信息，而且是反映人体健康状态的重要生理指标之一。脉搏信号中含有人体丰富的生理信息，在信号处理中，对脉搏信号特征点的正确识别，对进一步分析研究脉搏信号所蕴含的生理病理信息具有十分重要的意义。

本文实验中采集到的脉搏信号图如图 4.5 所示。图中没有重搏波 D 波，所以对于一些有用的脉搏特征参数不能提取出来，但是还是有部分特征参数可用而且具有很好的研究参考价值，比如脉搏的幅值，高度及脉搏的频谱。

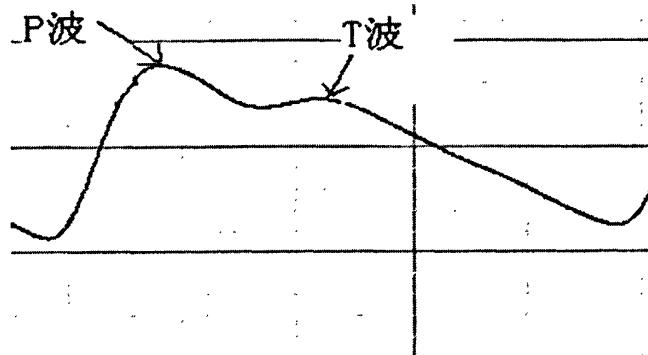


图 4.5 实验所采集脉搏信号波形

4.5.1 主波 P 波峰点的提取

本文实验数据使用 MP150 多导生理记录仪采集得到，该仪器可以同时同步采集各种生理信号，实验中所采集的心电、脉搏、温度和呼吸信号都是具有同步性的。本文在第三章讲到了心电信号 R 波的检测方法，对 R 波的检测准确率可以达到 99.7% 以上，这样对脉搏 P 波的检测可以利用心电和脉搏之间同步的关系来实现，达到一种简洁、快速的运算效果，提高了程序运行的效率。

在此，利用心电、脉搏信号的同步关系和心电信号突变明显的特点，从心电信号特征点的角度出发，寻找心电、脉搏两信号在时域上的关系，以便通过心电信号的特征信息来提取脉搏信号的特征。在此，要想快速、准确的提取脉搏信号的特征点，可以从脉搏信号的一阶差分信号角度来考虑。首先，对经过了预处理后的脉搏信号 $z_2(n)$ 进行后向差分运算^[56]，差分式如式 4.6 所示：

$$d(n) = \text{abs} \left(\sum_{k=1}^4 y_4(n+k) - y_4(n-k) \right) \quad (4.6)$$

对采集到的脉搏信号经过式 (4.6) 做一阶差分运算后，就会在对应于预处理后的脉搏信号的波谷与波峰之间，有一个局部极大值出现。于是，根据心电信号的 T 波波峰点往往在同步脉搏信号的波谷与波峰之间，而且一般是在波峰与波谷之间的局部极大值附近。在本文中为了更好的寻找局部极大值两侧第一个过

零点, 采用平滑滤波方法对经过一阶差分后的脉搏信号 $d(n)$ 进行处理, 可有效去除高频脉冲噪声、窄带噪声和工频干扰^[56]。实验中所用到的平滑滤波公式为:

$$z_3(n) = (d(n-N) + d(n-(N-1)) + \dots + d(n+(N-2)) + d(n+(N-1))) / (2N) \quad (4.7)$$

其中, N 的长度取为 10, 相应的窗口宽度取为 20。将脉搏信号经过一阶差分后的信号, 再通过平滑滤波后得到信号 $z_3(n)$, 如图 4.6 所示。此图包括预处理后的心电信号, 预处理后的脉搏信号以及脉搏信号经过一阶差分后的信号。从图中可以看出脉搏信号经过一阶差分后瞬时变化值很明显, 脉搏峰值与潮波峰值的差分值点明显分开, 在特征点检测过程中容易正确的检测出。根据心电信号与脉搏信号同步, 不存在时域上的延迟, 可以通过心电信号的 T 波先来找到脉搏信号的一阶差分局部极大值, 如图中所示的 D 点, 记录此位置。然后, 在此位置的左右两侧, 寻找第一个过零点的位置, 对应到时域脉搏信号中的位置, 即可得到脉搏波信号中的波谷 A 和波峰 P。

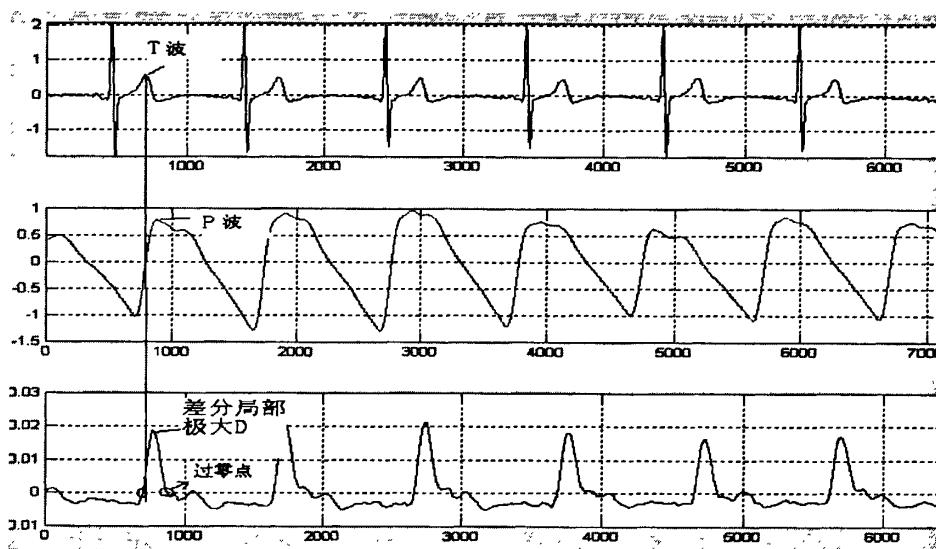


图 4.6 脉搏信号特征点检测图

4.5.2 其它特征点的提取

脉搏信号波形中最先出现的是 P 波, 此特征点是脉搏信号中幅值最大的特征点。根据各波的位置关系可以顺次检测。由于本实验采集数据没有重搏波, 所以只检测潮波即可。潮波 T 波波峰是继 P 波后的波峰, T 波波峰距离主波 P 的波峰距离一般是一个脉搏周期的 0.1~0.4 倍之间。所以本文在测脉搏信号的潮波 T 波波峰时。首先寻找到脉搏的主波 P 波波峰点, 从主波 P 波波峰点向右一个脉搏周期的 0.1 倍处开始查找, 到查到脉搏主波 P 波波峰点后的 0.4 个脉搏周期这段时间内, 寻找脉搏信号最大值, 此最大值位置即为脉搏信号的重波前波 T 波波峰点的位置, 即为潮波 T 波波峰点。

经过上面讨论, 我们确定了脉搏的主波 P 波, 潮波 T 波, 可以提取出如图 2.7 所示脉搏波波形的参数, 如: 脉图起点到主波波峰点的时值 t_1 ; 脉图起点到终点之间的时值 t ; 主波幅度, 为脉搏波图基线到主波波峰点的高度 h_1 ; 重搏前波幅度, 为脉搏波图基线到潮波波峰点的高度 h_2 ; 反映血管壁的顺应性和外周阻力的比值 h_2/h_1 ; 与心脏射血功能有关的参数 t_1/t 。

4.6 本章小结

本章主要介绍了脉搏信号的产生机理与处理方法, 详细介绍了用小波变换方法时所用到的 mallat 算法和小波基函数的选取。讲述了运用心电、脉搏信号同步的相关信息, 提取出去除基线漂移、工频干扰和肌电干扰后的脉搏信号的波峰和波谷。最后, 根据脉搏信号个特征点的相对位置检测出其他特征点。

第五章 多生理信息与 VDT 精神疲劳

5.1 引言

人体生理信号包含了人体的很多信息,现在许多研究者通过研究人体的生理信号信息来了解各种疾病。本文通过自己设计的实验方案来采集实验数据,对VDT精神疲劳状态进行识别研究。实验中采集的生理信号主要有四种:心电信号、脉搏信号、温度信号和呼吸信号。由于时间原因,本文的工作主要是从心电信号、脉搏信号和温度信号方面来对VDT精神疲劳状态进行识别研究。这些生理信号可以很好的反映被试者在经过VDT精神疲劳测试后,人体生理信号的特征参数是如何变化的。

5.2 温度信号处理与分析

通过前面的叙述知道,温度信号是由MP150多导生物记录仪采集的到,它同其余各个信号同步采集到,具有同步性。在本文中,对经过精神疲劳测试实验后采集到的15人的温度信号,分为几个阶段分别是:疲劳前温度信号(qw),疲劳测试过程,疲劳测试后温度信号(hw),以及自然恢复后温度信号($zrhw$)。其中对疲劳测试过程的体温信号进行分段,分为测试前半部分温度信号(cqw)和测试后半部分温度信号(chw)。考虑到个体差异,在对每个阶段的温度信号进行统计分析的过程中,首先对信号进行归一化处理,即把疲劳前温度信号(qw)作为参考,取各个样本的相对比值(因此精神疲劳测试实验组的几个状态阶段向量可为‘1’向量, hw/qw 、 $zrhw/qw$ 、 cqw/qw 、 chw/qw ; 疲劳后与测试前、后半部分温度的相对比值分别为 hw/cqw 、 $zrhw/chw$; 自然恢复后与疲劳后温度的相对比值为 $zrhw/hw$),这样就大大降低了由于样本个体差异而造成的统计偏差,便于分析处理。

对精神疲劳测试实验组中,被试者的疲劳前,疲劳测试中,疲劳后,自然恢复后几个状态的人体温度信号的平均值进行统计分析。在实验过程中,具体的温度变化情况如表5.1所示。

表 5.1 被试者温度信号变化情况 (单位: °C)

实验对象	疲劳前温度 (qw)	测试前半部分温度 (cqw)	测试后半部分温度 (chw)	疲劳后温度 (hw)	自然恢复后温度 (zrhw)
1	33.0718	33.198	33.3152	33.5474	33.9101
2	33.6707	33.7699	33.7359	33.8171	34.8403
3	34.4886	35.0456	35.2389	35.3076	35.3127
4	33.5472	34.1194	34.1272	33.8548	33.6996
5	33.4623	35.1182	35.4303	35.4045	35.3055
6	33.1559	33.7839	33.9367	33.8657	34.1282
7	33.3289	34.0699	34.437	34.4082	34.0515
8	32.5595	33.0676	33.0687	33.0379	33.3636
9	31.8356	32.5759	33.0619	33.0441	32.6716
10	33.0943	34.2948	34.5219	34.6752	35.1541
11	34.1295	34.4166	34.9292	34.7509	34.8036
12	32.1586	33.2614	33.6519	33.5118	33.3836
13	32.6319	33.9025	34.4883	34.4924	33.8549
14	33.4626	33.7336	34.1422	34.4473	34.2141
15	33.1369	33.8172	33.6148	33.2568	33.3566

对表 5.1 中的各个状态的实验数据进行 t 检验统计分析, 所得的统计结果如表 5.2 所示。

表 5.2 温度信号统计分析

参数	结果
cqw/qw	1.02±0.014***
chw/qw	1.03±0.017***
hw/qw	1.03±0.018***
zrhw/qw	1.03±0.015***
zrhw/hw	1.00±0.012
hw/chw	0.98±0.005*
zrhw/cqw	1.01±0.005*

注: * $p<0.05$, ** $p<0.01$, *** $p<0.001$

从表 5.2 中可知, 在 VDT 精神疲劳实验中, 被试者的体温信号几乎在每个阶段都发生了变化。具体表现为: 精神疲劳测试实验过程中被试者体温升高; 精神疲劳后较之于疲劳前被试者体温升高; 精神疲劳后较之于疲劳测试过程中体温下降; 自然恢复后较之于疲劳后被试者体温有所升高。以上结果表明, 在进行精神疲劳实验时, 被试者的体温升高; 在持续精神负荷过程中, 随着疲劳程度的加

深, 体温开始下降; 停止精神负荷后, 疲劳有所缓解, 体温开始上升。图 5.1 为被试者各个阶段体温信号的变化情况。

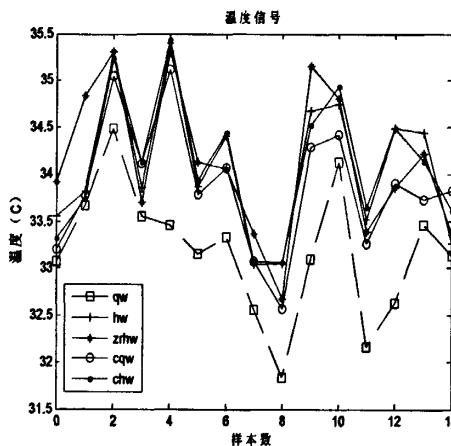


图 5.1 各个状态的体温信号

5.3 多生理信号的处理与分析

在本研究中, 共有两组实验数据, 其中一组是精神疲劳测试实验组, 另外一组是精神疲劳对照试验组。此部分内容主要是对试验对照组数据进行分析处理。为了排除个体差异的影响, 对照组的实验对象为参与疲劳测试实验中的 7 名被试者。由于对照组实验数据是同一被试者在两个不同实验方案过程中采集得到, 因此即使不进行归一化处理也可以满足统计分析要求。测试实验组的目的是让被试者进行高度集中的脑力劳动, 因为在此实验中不仅要保证速度还要保证一定的准确率。本实验中被试者均达到实验要求, 最低准确率不低于 85%, 做题速度也没有大幅度变化。而对照实验组则要求被试者尽量不做脑力劳动, 在实验过程中尽量减少其他思维活动。通过比较两种实验状态下被试者生理信号特征参数的变化, 从而找出识别 VDT 精神疲劳的客观参数指标。对于对照组实验, 仅对对照组疲劳前和对照组疲劳后的数据进行了分析处理, 因此本文中这部分的工作主要是提取对照组疲劳前和疲劳后两种状态的心电、脉搏信号的多特征信息以及温度信号, 并对其进行统计分析, 分析结果如表 5.3 所示。

表 5.3 中的部分参数在第三章已有所描述, 表中 PP 为脉搏主波 P 波波峰之间的间隔, mPPT 为脉搏传输时间的均值, PPT 是指动脉压力从主动脉瓣传导到末梢时间, 临幊上通过测量心电图上 R 波与到达手指脉搏的脉搏波的时间差值来确定。 t 为脉搏起点到终点的时间, 实验中处理结果为两个相邻波谷之间的距离。 t_1 为脉搏起点到主波峰值点时间。map 为脉搏主波 P 波峰值的均值, map1 为脉搏潮波峰值的均值。mdech2 为解释脉搏波形特征参数时提到的 h_2/h_1 , 它反映了血管壁的顺应性和外周阻力。Pxx1 为脉搏信号功率谱峰值的最大值, f1 为功率谱峰值频率。Pz 为功率谱重心, fz 为功率谱重心频率。

表 5.3 心电脉搏信号的特征参数

参数	测试组疲劳前	测试组疲劳后	对照组疲劳前	对照组疲劳后
RR	811.33±106.73	854.44±66.01 [*]	811.47±97.16	866.57±91.77 ^{**}
PNN50	14.11±5.94	11.42±9.33	6.57±9.59	10.45±8.91
RMSSD	56.71±17.84	66.87±16.72	49.51±20.40	47.50±12.91
mAR	2272.20±711.41	2146.70±658.87	2354.80±812.52	2411.40±770.05
mAS	-974.75±467.33	-956.12±413.52	-977.24±270.02	-999.02±289.70
mAT	486.08±262.40	538.19±183.95	524.59±348.14	576.84±222.82
mAQ	-315.76±183.80	-292.67±128.62	-318.12±135.52	-329.34±134.32
mQT	260.98±28.51	268.81±21.25	266.07±25.82	269.67±23.38
HR	75.00±9.97	70.57±5.44	74.86±9.19	69.71±7.65
PP	811.42±106.75	854.65±65.99 [*]	811.36±96.95	866.54±92.00 ^{**}
mPPT	194.33±17.67	200.48±21.23	194.39±22.20	198.31±12.49
t	811.44±106.73	854.63±65.99 [*]	811.48±97.08	866.53±91.78 ^{**}
t1	165.41±43.27	194.13±41.51	165.77±29.13	189.17±43.48
map	1626.90±1036.50	430.89±251.02 ^{***}	1867.50±665.00	956.22±489.86 ^{***}
map1	1388.30±838.67	418.66±247.27 ^{***}	1509.10±539.51	869.25±436.64 ^{***}
t1/t	0.20±0.05	0.23±0.046	0.21±0.05	0.22±0.06
mdech2	0.92±0.17	1.24±0.47	1.51±1.18	0.92±0.10
mLF	-49.80±6.08	-41.14±7.26	-51.08±8.07	-50.15±7.59
mHF	-52.45±4.38	-42.77±7.96 [*]	-54.21±8.63	-52.25±7.10
LFHF	0.42±0.04	0.43±0.03	0.42±0.03	0.42±0.03
mVLF	-42.28±6.44	-35.25±5.51	-45.25±6.10	-43.70±7.73
LFnu	0.11±0.01	0.10±0.01	0.11±0.01	0.11±0.01
HFnu	0.26±0.01	0.24±0.02	0.26±0.00	0.25±0.02
Pxx1	0.73±6.35	-11.17±6.24	3.34±3.78	-3.49±4.29
f1	0.55±0.07	0.59±0.06	0.55±0.07	0.55±0.07
pz	2.27±2.32	0.15±0.13 ^{***}	2.79±1.81	0.68±0.64 ^{***}
fz	0.58±0.03	0.58±0.02	0.57±0.02	0.57±0.02

注: ^{*} $p<0.05$, ^{**} $p<0.01$, ^{***} $p<0.001$

由表 5.3 中的统计结果可知, 被试者在进行精神疲劳实验后, RR 间期明显增大($P<0.05$), 在平静状态下, RR 间期也有明显地增大($P<0.01$), 但从两者的变化程度来看, 平静状态下, 被试者的心脏跳动比精神疲劳测试过程时缓慢。相应的脉搏 PP 间隔发生了类似 RR 间隔一样的变化规律, 说明了心电信号和脉搏信号都是由心脏的跳动引起。心电信号是由于电位差的存在而被检测得到, 而脉

搏信号则是由于波动被检测得到；此外，心电信号是电信号，脉搏信号为物理信号，这一点很容易被说明。同时，从表中还可以看出，脉搏信号的主波峰值和潮波峰值在两种状态下都有了显著的变化 ($P<0.001$)，但从下降的程度来看，被试者在进行精神疲劳测试实验后，脉搏的峰值幅度较之于平静状态下被试者的脉搏峰值幅值下降更为显著。这些说明被试者在不进行精神疲劳测试时，处在自然状态下也会有生理上的疲劳，从而导致了生理信号特征的变化，但是如果被试者进行精神疲劳测试实验，信号的生理特征变化更为显著，更为突出。LF 反映了心脏交感神经的活性，HF 反映了心脏迷走神经的活性，精神疲劳测试实验后 mHF 出现了明显的升高 ($P<0.05$)，说明被试者随着疲劳程度的增加，应激能力下降，迷走张力增加，这可能是生理抑制性保护效应所致。精神疲劳测试实验后 Pz 显著降低，说明精神疲劳后，人体的脉搏信号的能量主要向低频靠拢，人在平静状态下和精神疲劳状态下，脉搏能量都会发生变化，人体生理都会产生疲劳感，较之于精神疲劳状态下，平静状态下生理信号变化缓慢，疲劳程度低。通过研究表明，这些变化明显的特征，如心电 RR 间期、脉搏 PP 间期、脉搏波峰 map、脉搏潮波波峰 map1、心率变异性频域指标 HF、脉搏功率谱重心 Pz 等特征参数可以作为评测 VDT 精神疲劳状态的客观指标。

此外，对测试组和对照组的温度信号做了分析，实验对象 7 人，温度信号分为以下几个阶段：测试组疲劳前温度 (csqw)，测试组疲劳后温度 (cshw)，对照组疲劳前温度 (dzqw)，对照组疲劳后温度 (dzhw)。取每阶段 10 分钟的温度信号数据求其均值，所得到的实验数据结果如下表 5.4 所示。

表 5.4 测试组和对照组的温度信号变化 (单位: $^{\circ}\text{C}$)

对象	测试组疲劳前温度 (csqw)	测试组疲劳后温度 (cshw)	对照组疲劳前温度 (dzqw)	对照组疲劳后温度 (dzhw)
1	33.0718	33.5474	33.4305	34.1691
2	33.6707	33.8171	34.3741	34.9455
3	33.1559	35.4045	33.2376	34.7119
4	32.5595	33.0379	32.1682	33.7748
5	33.0943	34.6752	33.0539	33.9303
6	34.1295	34.7509	32.1137	34.4556
7	32.1586	33.5118	32.0060	34.8823

对表 5.4 中两组温度信号数据进行统计分析，同样，为了避免个体差异，对两组实验数据分别进行归一化处理，即将疲劳前的温度均值作为参考 (csqw, dzqw)，将其视为 ‘1’ 向量，此后将疲劳后的温度均值与之相比，得到两个归一化温度特征，分别为 cshw/csqw、dzhw/dzqw。对两组实验数据疲劳前和疲劳后的归一化温度特征进行 t 检验，结果如下表 5.5 所示。

表 5.5 测试组和对照组的温度信号统计分析

参数	cshw/csqw	dzhw/dzqw
结果	$1.0299 \pm 0.0230^{**}$	$1.0460 \pm 0.0273^{***}$

注: $^{*} p < 0.05$, $^{**} p < 0.01$, $^{***} p < 0.001$

从表 5.4 和表 5.5 的结果分析可知, 在测试组中, VDT 精神疲劳后较之于疲劳前温度信号有了明显升高 ($P < 0.01$); 在对照组中, 对照组疲劳后(自然状态休息后)温度信号较之于疲劳前显著升高 ($P < 0.001$)。但是由两者的比较结果可以看出, 精神疲劳测试实验组的温度变化程度低, 精神疲劳对照实验组的温度升高程度更显著, 这说明在经过精神疲劳测试实验后, 被试者处于疲劳状态, 温度较未进行精神疲劳状态时有下降趋势, 这与上节所述结果相符合, 即被试者在精神疲劳测试中温度上升, 而且在每一个阶段都上升, 但是疲劳后, 随着疲劳程度加深, 温度有下降趋势, 经过短暂休息后温度升高疲劳有所缓解相符合。由对照组统计结果可以看出, 人体在自然状态下, 也有生理上的温度变化, 但是精神疲劳测试实验后, 温度信号会有相应的降低。此结果可以从图 5.2 看出 (CK 参照, DZ 对照, CS 测试)。

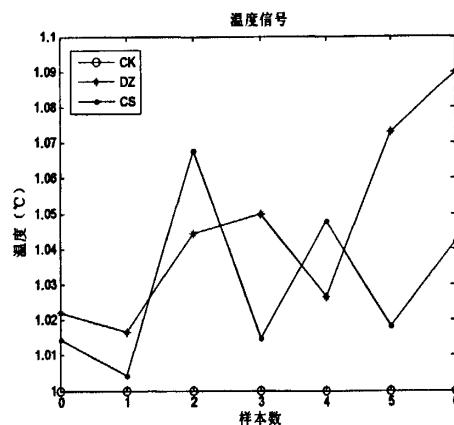


图 5.2 测试组和对照组温度信号变化情况

5.3 特征分类

分类是信号处理系统中一个重要的组成部分。分类方法是用来检测提取的精神疲劳状态特征参数优劣的标准, 合适的分类算法可以更准确、客观地区分精神疲劳状态和非精神疲劳状态。高效率的分类方法应该具备这样几点: 对特征量进行准确的分类, 高精度的反馈系统和高效的传输率, 以使测试者和系统之间更好的配合。

线性判别式分析 (Linear Discrimination Analysis, LDA) 是一种小样本线性分类器, 以线性判别式分析为代表的线性分类算法, 只需要很少的样本就能获得

可靠的分类结果。本文中运用 LDA 的分类器和留一法估计在不同的状态下所提取特征的准确率，此方法减少了带入时训练集和测试集之间缺乏独立的特点。

支持向量机 (Support Vector Machines, SVM)是在统计学习理论的基础上发展起来的一种新的学习机器^[55]。它将低维的原始空间映射到高维的特征空间，把非线性问题转化为了线性问题，同时又采用了核函数的方法，巧妙的避开了高维空间的复杂运算，使算法的实现成为可能。支持向量机的基本思想为：对于一个具有有限数量训练样本的学习任务，根据有闲的样本信息在模型复杂度和学习能力之间寻找最佳折中，以期得到最佳的分类效果。支持向量机能够解决小样本学习问题。支持向量机中核函数的选择非常重要，本文中选取的径向核函数 RBF：

$$K(x_i, x_j) = \exp\left(-\frac{1}{2\sigma^2} \|x_i - x_j\|^2\right) \quad (5.1)$$

将训练样本输入空间映射到训练样本可分的线性空间

$$w(\lambda) = \sum_{i=1}^N \lambda_i - \frac{1}{2} \sum_{i=1}^N \sum_{j=1}^N \lambda_i \lambda_j y_i y_j K x_i^T x_j \quad (5.2)$$

其中， λ 为拉格朗日乘子，决策函数为：

$$g(x) = \text{sgn}\left(\sum_{i=1}^N \lambda_i y_i K x_i^T x + b\right) \quad (5.3)$$

本文通过对脉搏的功率谱峰值和功率谱重心，以及人体的温度信号做了一下分类来说明 SVM 分类较之于线性分类器 LDA 效果比较好。分类结果如表 5.6 所示。此表数据是对精神疲劳测试实验组中 15 个被试者的脉搏信号和温度信号进行处理得到。

表 5.6 两种分类器对精神疲劳前后状态下数据的分类效果比较

分类	LDA 分类(%)	SVM 分类(%)
脉搏功率谱峰值	86.67	90.00
脉搏功率谱重心	83.33	88.81
温度 (tem)	73.33	76.67

从表 5.6 中可以看出支持向量机的分类效果比 LDA 线性分类器的分类效果好，所以本文中采用的是 SVM 分类。

用 SVM 分类器对文中提取的变化明显的特征参数，做了单一特征分类和组合特征分类。所得到的结果如表 5.7 和表 5.8 所示。两表中的数据是精神疲劳疲劳前状态和疲劳后状态中生理信号的特征参数。表中的特征参数 ctem 是精神疲劳测试实验组的温度，dtem 是精神疲劳对照实验组的温度，单位是℃，其余的特征参数在上文中都有说明。

表 5.7 单一特征分类结果

特征参数	准确率 (%)	特征参数	准确率 (%)
PNN50	54.05	PP	50.00
map	50.00	ctem	65.48
mAS	48.33	dtem	96.67
tem	76.67	RR	50.00
map1	50.00	t	50.00

表 5.8 组合特征分类结果

组合特诊	准确率 (%)	组合特征	准确率 (%)	组合特征	准确率 (%)
PNN50&tem	100.00	map1&dtem	92.86	RR&ctem	98.81
PNN50&mAS	100.00	map1&ctem	92.86	RR&PP	92.86
tem&mAS	96.67	PP&dtem	91.67	t&dtem	90.48
dtem&ctem	85.71	PP&ctem	100.00	t&ctem	98.81
map&dtem	92.86	PP&map	94.05	t&map	94.05
map&ctem	92.86	PP&map1	94.05	t&map1	94.05
map1&map	92.86	RR&dtem	90.48	t&PP	92.86

从表 5.7 中可以看出, 对于单一特征分类, 即使所用的分类器分类效果很好, 但是还是得到的准确率比较低, 不能满足需要。在此考虑用特征组合的思想进行分类, 可以考虑特征信息融合, 从表 5.8 中可以很容易看出, 分类效果提高了, 有的分类率可以达到 100%, 所以, 可以通过特征信息融合的思想来判断被试者是否已经疲劳了, 通过多个特征组合来分类提高了分辨率, 从而使所得到的判断更加准确。

5.4 本章小结

本章主要讲述了, 实验采集的人体生理信号的变化情况。对精神疲劳测试实验组的 15 个被试者的温度信号作统计分析, 识别精神疲劳的状态。同时, 以 7 名被试者形成对照来分析经过精神疲劳测试实验和平静状态下, 人体温度信号以及心电和脉搏信号的特征参数变化情况, 从而找到具有评价精神疲劳状态的客观参数指标。最后讲述了本文中选用 SVM 进行分类, 并对提取的特征中变化明显的做了分类, 分类准确率可以达到 100%。

结论与展望

随着科学技术的迅速发展, VDT 作业已广泛应用于人们日常的工作和学习中, 成为人们不可或缺的一部分。视频显示终端给人们带来方便和高效率的同时也产生了一些新的职业卫生问题。与 VDT 作业相关的许多事故的发生都与疲劳有关。因此, 研究 VDT 精神疲劳状态具有非常重要的意义。

目前, 关于精神疲劳方面的研究国内外多是在脑电方面或是事件相关电位方面来研究, 他们的信号获取比较复杂, 对外围电路的要求很好, 但是他们的研究得到了很好的成果。结合多生理信息来研究的课题目前还很少, 而且实验的成果也是在单方面的。本文主要从人体的心电、脉搏和温度信号方面做了深入的分析, 仅对呼吸信号方面做了简单的数据分析。从这几种生理信号角度出发, 通过探讨 VDT 精神疲劳状态对人体的生理信号产生的影响, 提出了基于多生理信息的 VDT 精神疲劳状态识别方法研究。本文主要做的工作任务有如下几方面:

(1) 对比分析了几种滤波方法对心电信号的预处理结果, 选择零相位 IIR 滤波法去除基线漂移; 采用椭圆带阻滤波的方法消除工频干扰, 达到了很好的效果; 小波变换法进行信号消噪处理, 为数据分析提供了可靠的数据来源。

(2) 在心电特征提取方面, 提取了心电信号的 R 波, 并得到了 RR 间期序列, 从而研究了 RR 间期之间的微小波动心率变异性 (HRV), 从 HRV 的时域、频域的参数来进行了 HRV 与精神疲劳状态的识别研究。

(3) 运用了小波变换的方法, 选用了 Mallat 算法, 选取 bior3.5 样条小波作为小波变换的基函数, 在去除脉搏信号的基线漂移、工频干扰和肌电干扰噪声方面有很好的处理效果, 得到了去除噪声后的光滑信号, 对后边准确提取特征点做好了铺垫。本文在脉搏信号的主波 P 波与波谷的提取工作中, 运用了心电信号和脉搏信号在时域上的同步性和信号之间的相互关系, 用心电信号的特征来提取脉搏信号的特征信息, 此方法快速、有效。

(4) 本文分析了人体在精神疲劳测试实验组时温度信号的变化情况, 通过研究知道, 被试者在精神疲劳实验后, 体温显著升高 ($P<0.001$), 说明人在精神疲劳工作中, 处在紧张状态身体的温度是升高的。本文还分析研究了精神疲劳测试实验组与精神疲劳对照实验组中, 心电、脉搏信号与 VDT 精神疲劳状态的关系。并使用 SVM 分类器, 对文中提取的变化明显的心电、脉搏、温度信号的特征参数做了分类, 分类分为单一特征分类和组合特征分类, 分类率最高可以达到 100%。

通过以上几方面工作的研究说明, 对 VDT 精神疲劳状态下人体生理信号做了深入的研究, 找到了一些客观有效地评价精神疲劳状态客观指标, 但是我们做

的只是小样本的实验对象数据,而且是针对在校健康学生的研究,不具有普遍性,还有待进一步研究。

本文还有待进一步做的工作有如下几方面:

(1) 就本文四种生理信号来说,可以进一步研究呼吸信号和心电、脉搏信号周期、频率之间的关系,以及它们频域方面的关系,对四种生理信息的参数变化结合分析,找出更加准确的具有说服力和临床医学价值的结论。

(2) 进一步寻找心电、脉搏信号之间的相关性,更深入的分析研究可以很好的评价精神疲劳状态的客观有效地生理信号特征参数指标。结合多个生理信号,进行更加全面、准确的多生理信息融合找出最有效的特征组合来客观评价精神疲劳状态。

(3) 在信号的软件处理上,需要进一步的研究,提出可以 100%检测生理信号特征的方法,编写出可以对信号进行自动检测分析的软件,运用到实际的生产设备中,开发出好的实用的产品,这将对便携式监护诊断设备的开发有深远意义。

目前,我们对人体健康状态的研究还处在初期阶段,还有很多需要继续探究的地方,人体生理信号是可以很好的反映人体状况的信号,它们比主观的问卷调查更具有说服力,心电、脉搏信号中可能潜在的更有意义的特征信息还有待挖掘,如果结合信号频域特征和脑电信号分析也许能获得更好的识别效果。所以我们将继续在生物医学信号方面做研究,向临床医学使用的结果分析方面前进。

参 考 文 献

- [1] 詹发尚. 疲劳研究的现状[J]. 中国行为医学科学, 2006,15(2): 188-189
- [2] Linder D, Frese M, Meijnam TF. Mental fatigue and the control of cognitive process: effects on perseveration and planning[J]. *Acta Psychologica*, 2003,113:45-65
- [3] 焦昆, 李增勇, 王成焘. 模拟驾驶过程中精神疲劳的实验分析[J]. 上海交通大学学报, 2003,27(1):130-134
- [4] 顾力刚, 韩福荣. VDT 作业与视觉疲劳[J]. 人类工效, 2009, 4,10(3):58-60
- [5] 彭晓武, 王正伦, 杨磊. VDT 阅读作业脑力负荷的评价[J]. 工业卫生与职业病, 2006,32(6): 321-325
- [6] Dimitri Vander Linden, Michael Frese, Theo FMeijman. Mental fatigue and the control Cognitive processes: effects on perseveration and planning [J]. *Acta Psychologica*, 2003,113(1):45-65
- [7] T.Akerstedt, A.Knutsson, P.Westerholm, etal. Mental fatigue,work and sleep[J].*Journal of Psychosomatic Research*, 2004,57(5):427-433
- [8] 翁黄念慈. 抑郁舒抗抑郁作用和相关功效研究[D]. [成都中医药大学博士学位论文]. 成都: 成都中医药大学, 2006:5-10
- [9] 葛如海, 陈彦博, 刘志强. 基于计算机视觉的驾驶疲劳识别方法的研究[J]. 中国安全科学学报, 2006,16(9):134-138
- [10] 焦昆, 李增勇, 陈铭等. 驾驶精神疲劳的心率变异性与血压变异性综合效应分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2005,22(2):343-346
- [11] KATO Y, ENDO H, KIZUKA T. Mental fatigue and impaired response process: Event-related brain potential in a Go/NoGo task [J].*International Journal of Psychophysiology*, 2009, 72(2):204-211
- [12] Kai Quan Shen, Chong-Jin Ong, Xiao-Ping, et al. A feature selection method for multilevel mental fatigue EEG classification [J].*IEEE transactions on biomedical engineering*, 2007, 54(7):1231-1238
- [13] M.Emin Tagluk, Necmettin Sezgin, Mehmet Akin. Estimation of sleep stages by an artificial neural network employing EEG, EMG and EOG[J].*Journal of Medical Systems*,2009:1-9
- [14] 张崇, 郑崇勋, 裴晓梅等. 生理性精神疲劳的多参数脑电功率谱分析[J]. 生物医学工程学杂志, 2009,26(1):162-163
- [15] 张崇, 郑崇勋, 张连毅等. 基于多导脑电特征的生理性精神疲劳分析[J]. 西

安交通大学学报, 2007,41(2):250-251

- [16] Zhang Chong, Zheng Chongxun, Yu Xiao-lin. Evaluation of mental fatigue based on multipsychophysiological parameters and kernel learning algorithms[J]. Chinese Scinence Bulletin, 2008, 53(12): 1835-1847
- [17] 聂欣. 基于生理信号非线性分析的人体精神疲劳的量化评估[D]. [东北大学硕士学位论文]. 沈阳: 东北大学, 2005, 2:11-24
- [18] 张连毅, 郑崇勋, 李小平等. 基于柯尔莫哥洛夫熵的生理性精神疲劳分级的可行研究[J]. 航天医学与医学工程, 2005,18(5):375-280
- [19] 赵春临, 郑崇勋, 赵敏. 基于核学习算法的驾驶精神疲劳分级研究[J]. 数据采集与处理, 2009,24(3):335-341
- [20] 张连毅, 郑崇勋, 李小平等. EEG 柯尔莫哥洛夫熵测度用于精神疲劳状态的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2007,26(2):170-176
- [21] 张爱华, 李永平. 脉搏图像化检测方法对精神疲劳状态的识别[D]. [兰州理工大学硕士学位论文]. 兰州: 兰州理工大学, 2007,6:1-9
- [22] 张爱华, 豆小玺, 王龙. 脉搏信号功率谱分析对精神疲劳状态的识别[J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2007,11(1):118-121
- [23] 张崇, 沈开泉, 于晓琳等. 基于多通道线性描述参数的生理性精神疲劳分析 [J]. 西安交通大学学报, 2007,41(6):737-741
- [24] 焦昆, 李增勇, 杨渝书等. 哈慈五行针对改善驾驶精神疲劳的实验[J]. 上海交通大学学报, 2003,37(5):798-801
- [25] 李延军, 严洪, 杨向林等. 基于心率变异性精神疲劳的研究[J]. 中国生物医学工程学报, 2010,29(1):1-6
- [26] Dimitri van der Linden, Paul Eling. Mental fatigue disturbs local processing more than global processing [J]. Psychological Research,2006, 70(5):395-402
- [27] Atsushi Uetake, Atsuo Murata. Assessment of Mental Fatigue during VDT Task using Event-related Potential (P300) [C].In:The 9th IEEE International Workshop on Robot and Human Interactive Communication (RO-MAN2000), Osaka, Japan, 2000, 27(29): 235 -241
- [28] Atsuo Murata, Atsushi Uetake. Evaluation of Mental Fatigue in Human-Computer Interaction-Analysis Using Feature Parameters Extracted from Event-related Potential [C].In:The 10th IEEE International Worksop on Robot and Human Interactive Communication, Paris, France,2001, 1:630-635
- [29] Y.Y.Pang, X.P.Li, K.Q.Shen,et al. An auditory vigilance task for mental fatigue detection [C]. In:Proceedings of the 2005 IEEE. Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference,2005, 9:5284-5286

- [30] Kei Mizuno, Yasuyoshi Watanabe. Utility of Advanced Trail Making Test as Neuropsychological Tool for an Objective Evaluation of Work Efficiency During Mental Fatigue[J]. *Fatigue Science For Human Health*, 2008:47-54
- [31] 周华青. 图像脉诊法[M]. 合肥: 安徽科学技术出版社, 1991.
- [32] 费兆馥. 现代中医脉诊学[M]. 第1版. 北京: 人民卫生出版社, 2003
- [33] 封根泉. 心脑电图电子计算机分的原理和应用[M]. 北京: 科学出版社. 1986, 10(1):48-89
- [34] 上海市第一人民医院内科、心电图室等合编. 心电图、心向量图学[M]. 上海: 上海人民出版社, 1976, 11(2)
- [35] 张文博, 张晓梅. 心电图诊断手册[M]. 北京: 人民军医出版社, 2003:44-45
- [36] 黄志伟, 林大权. 心电信号的检测技术与临床应用[J]. 中国测试技术, 2005, 31(2): 24-26
- [37] 李智, 赵岗金, 虞绵等. 24h 动态心电记录及分析系统. *北京工业大学学报*, 1996, 22(1):117-120
- [38] B M Pannier, A P Avolio, A Hoeks, et al. Methods and devices for measuring arterial compliance in humans[J]. *American Journal of Hypertension*, 2002, 15:743-753
- [39] 周玉珍. 简明心电图手册[M]. 人民军医出版社. 2002: 32-41
- [40] 姜孝华, 姚柏祥. 心电信号特征提取与心率变异性信号分析方法研究[D]. [中山大学硕士学位论文]. 广州: 中山大学, 2008, 5:
- [41] 季忠, 秦树人. 微弱生物医学信号特征提取的原理与实现[M]. 北京: 科学出版社, 2007, 3-4
- [42] Chouhan VS, Mehta SS. Total Removal of Baseline Drift from ECG Signal[C]. In: International Conference on Computing: Theory and Applications (ICCTA '07). USA, Washington DC, IEEE Computer Society, 2007:512-515
- [43] 蔡坤, 陆尧胜. 基于中值滤波的心电基线校正方法的研究[J]. *医疗设备信息*, 2004, 19(2):5-7
- [44] John, Darrington. Towards real time QRS detection: A fast method using minimal pre-processing[J]. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2006:169-176
- [45] S.W.Chen, H.C.Chen. A real time QRS detection method based on moving-averaging incorporating with wavelet denoising[J]. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 2006, 82 :187-195
- [46] Zhang Aihua, Chai Long, Dong Hongsheng. QRS Complex Detection of ECG

- Signal by Using Teager Energy Operator[C]. In: The 2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering, Shanghai, China, May.2008:2095-2098
- [47] 卞春华, 马千里, 司俊峰等. 短时心率变异符号序列的熵分析方法[J]. 科学通报, 2009, 54(3):340-344
- [48] 明东, 田锡惠, 杨春梅等. 心率变异(HRV)信号的谱分析方法研究[J]. 北京生物医学工程, 2001, 20(12):251-255
- [49] 李莉, 朱经武, 曹银祥等. 副交感神经和交感神经系统不同活动状态对心率变异性的影响[J]. 生理学报, 1998, 50(5): 519-524
- [50] Salahuddin L, Cho J, Jeong MG, et al. Ultra short term analysis of heart rate variability for monitoring mental stress in mobile setting[C]. In: Proceeding of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS, Lyon, France, 2007:4656-4659
- [51] Lee HB, Kim JS, Kim YS, et al. The relationship between HRV parameter and stressful driving situation in the real road[C]. In: Information Technology Applications in Biomedicine of 6th Information Special Topic Conference on ITAB, Tokyo, 2007:198-200
- [52] Ramsry M W, Stewart W R, Jones C J H. Real-time measurement of pulse wave velocity from arterial pressure waveforms[J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 1995, 29(4): 631-645
- [53] 罗志昌, 张松, 杨文鸣等. 脉搏波波形特征信息的研究[J]. 北京工业大学学报, 1996, 22(1): 71-79
- [54] 葛哲学, 沙威. 小波分析理论与 MATLAB2007 实现[M]. 北京: 电子工业出版社, 2007, 29-35
- [55] 李新战, 赵震宇. 支持向量机基础及其应用前景[J]. 科技信息, 2009, 17:431-432

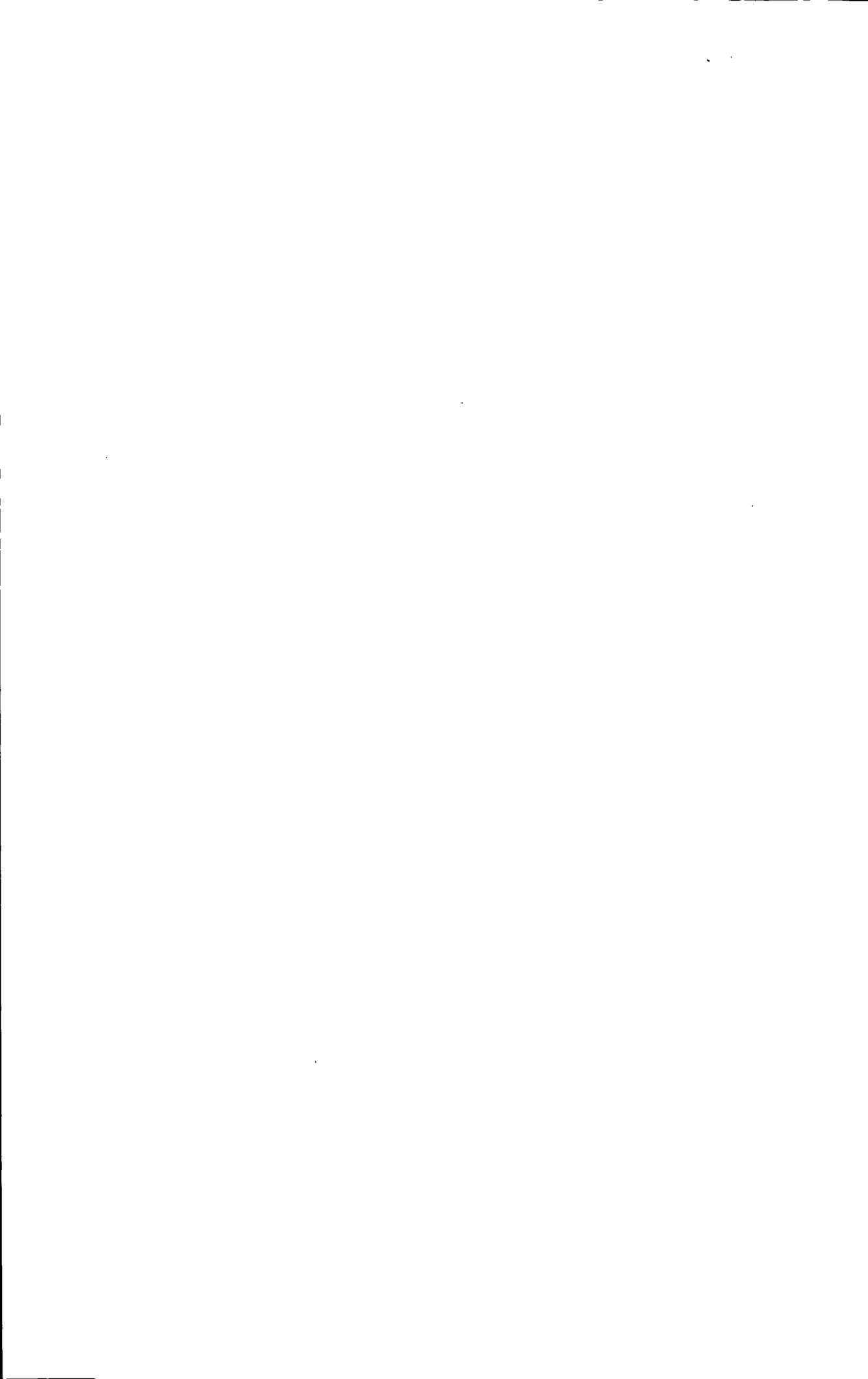
致 谢

关于本论文能够顺利完成，首先我要感谢的是我的导师张爱华教授！张老师渊博的知识、严谨的治学态度和无私的奉献精神使我在研究生阶段收获很大，受到了很好的启迪，这将使我在以后的工作和学习中更加有信心。张老师关于我的研究生课题工作曾给出过非常好的建议，帮助我解决了很多实际问题，比如精密的实验采集仪器的购置。在此我向张老师表示衷心的感谢，感谢您像母亲一般的关心爱护我，让我有了一种不怕困难，勇于挑战困难的毅力。希望自己在以后的工作和学习中取得更好的成绩来报答老师，也报答支持和鼓励我的父母。

感谢在我的课题整个研究过程中，赵治月、毛蕴娟、蔡海燕等诸位同门师兄弟姐妹的帮助，在此表示衷心的谢意。

在此衷心的感谢我的父母，他们在我工作最困难时，聆听我的不开心事，给予我精神上和物质上的支持，使我能够顺利的完成学习任务，我爱您们！

最后，衷心地感谢所有帮助过我的老师和同学们，同时也衷心地感谢在百忙之中评阅本论文和参与答辩工作的各位专家们！



附录 A 攻读学位期间所发表的学术论文目录

- [1] 张爱华, 杨华, 孔令杰. 基于生理信息的视频显示终端精神疲劳状态研究, 生物医学工程学杂志, 已录用, 将在 2011 年 05 期发表.



附录 B 健康状况自评表

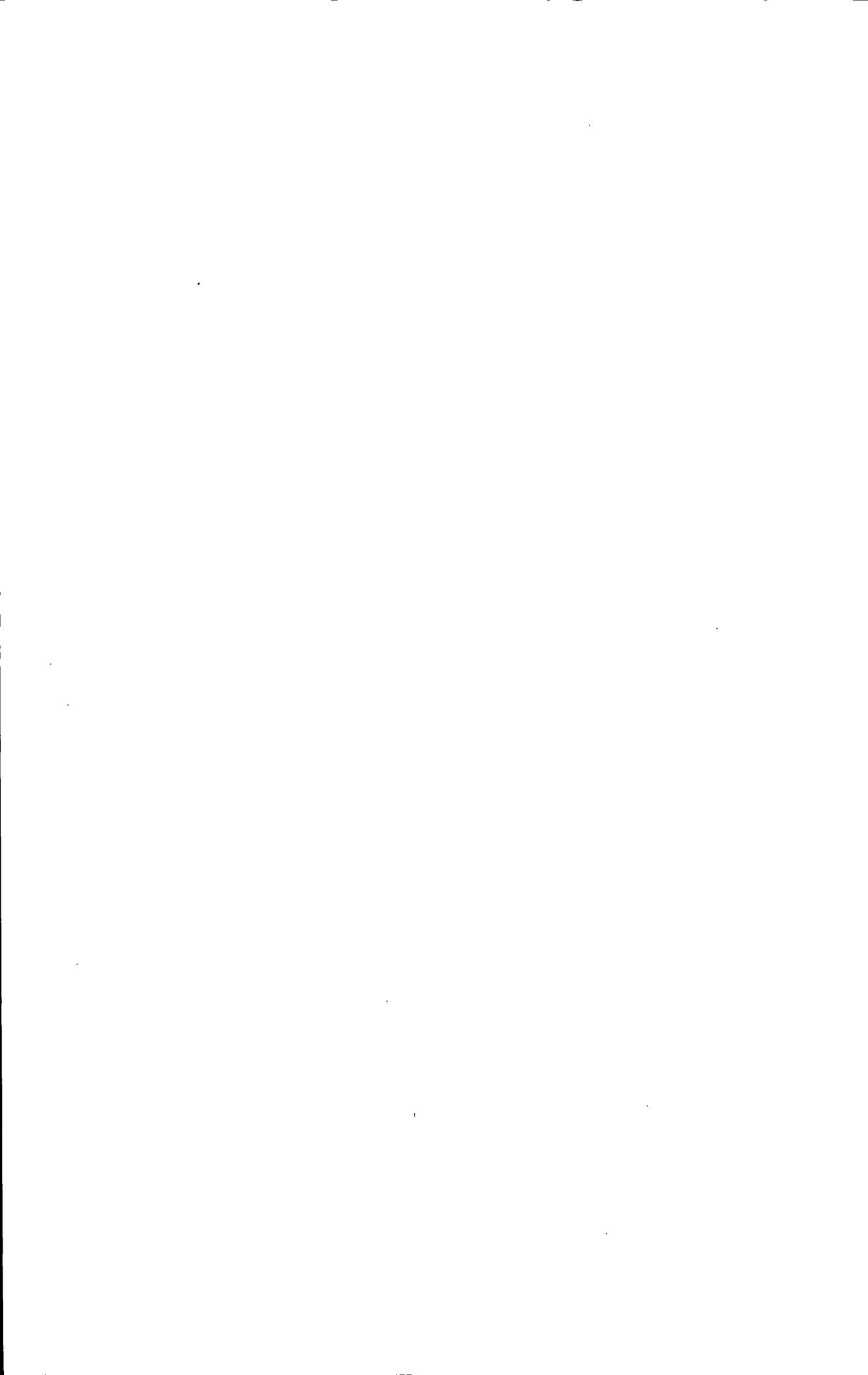
依据近来一个月的时间，是否有以下的感受，没有（1分）、轻度（2分）、中度（3分）、偏重（4分）、严重（5分），统计所得分数，参考评分标准分析自己是否健康。

1. 近来时常觉得打不起精神，对什么都没有兴趣。
2. 近来常有恐慌之感，似乎有灾难要发生。
3. 后背痛，肌肉酸痛。
4. 日子过得挺灰暗，常感到压抑。
5. 心跳得厉害，呼吸也不顺畅。
6. 工作一小时后，就感到身体倦怠，头脑也变得迟钝。
7. 不想面对同事和上司，有逃避的愿望。
8. 工作感受不到乐趣和成就，完全成了一种负担。
9. 睡眠质量差，且早上起床后仍感到头脑昏沉。
10. 工作效率下降，上司已表示了对你的不满。
11. 食欲减退，即使符合自己胃口的饭菜，也感到索然无味。
12. 常感到疲惫，渴望休息，可通过休息也难以恢复。
13. 体重明显减轻，早上起床后常是眼眶深陷，下巴突出。
14. 熟悉的工作感到困难重重，自己也感到什么地方出了毛病。
15. 不再热衷于朋友的聚会，以至于许多好朋友长时间不来往。
16. 早上起床后，有持续的头发掉落近期经常如此。
17. 感到火气很大，一脸愤愤不平的样子。
18. 手脚总是冰凉的。
19. 昨天想好的事，今天怎么也想不起来了，这样的事近来总发生。
20. 常怀疑自己的能力，不敢尝试新事物，对他人的成功则是既羡慕又嫉妒。
21. 社会发展得太快，感到无所适从认为时代已将自己抛弃。
22. 性欲减退，对配偶的亲昵动作无动于衷，暗自怀疑自己的性能力。
23. 感到孤独，满腹的心事，却找不到倾诉的对象。
24. 感到自己挺可怜，希望有人能保护自己。
25. 事情一多就感到心情烦乱，有应付不了的感觉。
26. 配偶和孩子对自己不满意，自己很伤心，也很内疚。
27. 生活没有了激情，很少碰到使自己开心的事，整日茫然的过日子。
28. 容易感冒，流感一来，自己必感冒。
29. 对城市的污染、噪声、拥挤非常敏感，实在难以忍受，渴望清静。



30. 感到事情变得很糟糕，且看不到改善的征兆。

以上测试为大致评定范围，实际情况要根据专业医务人员检查判断为准。如果有，而且累积分数超过40分，需要反思你的生活状态，加强锻炼和营养搭配等；累积总分超过70分，该赶紧去医院，检查一下身体各器官有没有潜伏的病，或是申请休假，好好休息，同时调整自己心态和生活状态。



附录 C 测试人员健康状况调查表

日期：

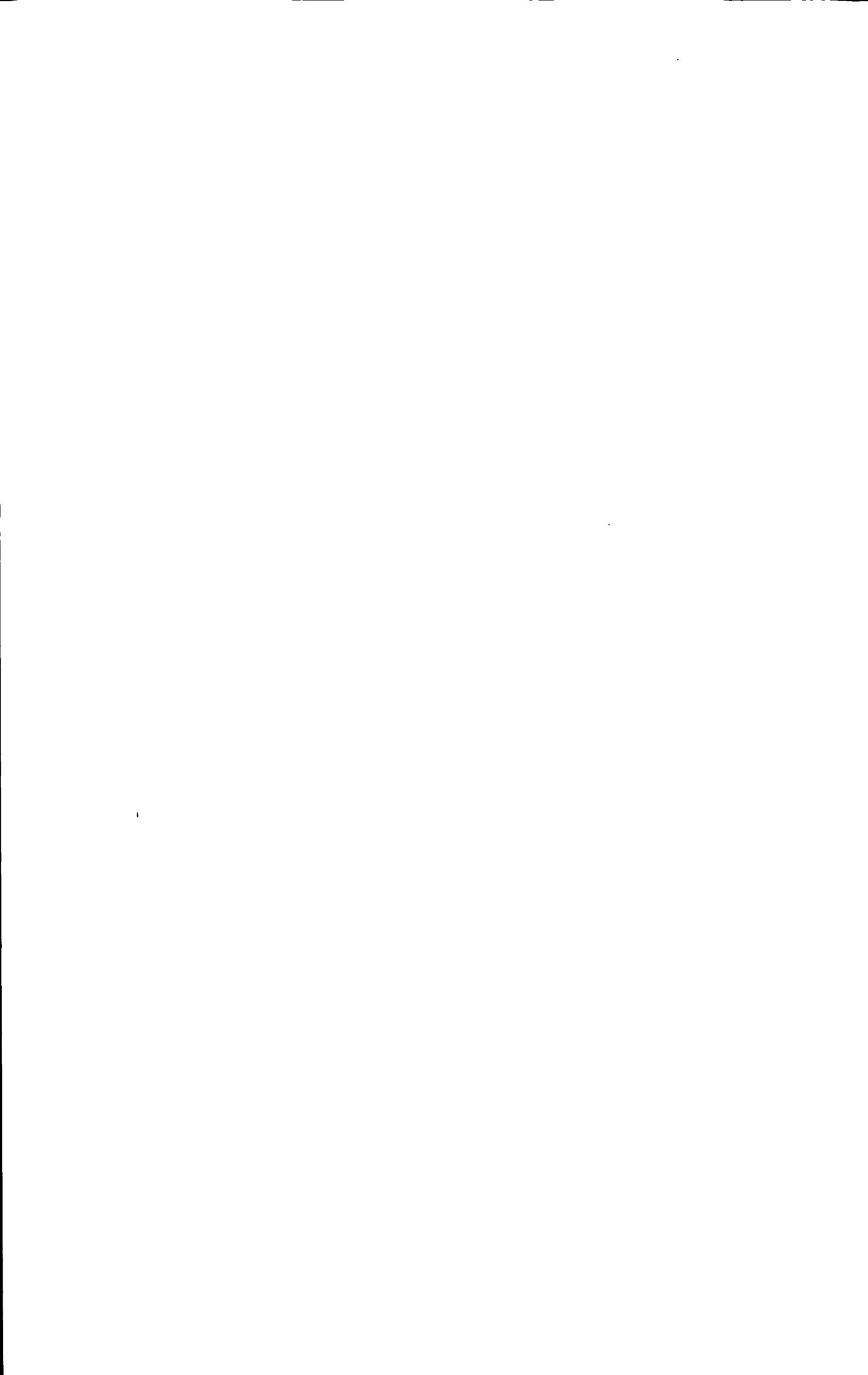
姓名		学号		班级					
性别		出生年月		屈光度*	左眼				
					右眼				
有无全身疾病 (有: √, 无: ×)									
高血压		甲亢		贫血		糖尿病		心功能不全	
高血脂		典型心绞痛		非典型心绞痛		流行性感冒、发烧		先天性心脏病	
有无以下症状 (有: √, 无: ×)									
精神病早期		鼻副窦疾患				哺乳期、分娩期			
青光眼家族史		慢性睑缘炎、结膜炎				斜视(隐斜或显斜)			
心理疾病或病史		心理疾病病史				其它眼病或眼病史			
累积暴露剂量 ICE*	低: <2 000h		中: 2 000~7 500h			高: >7 500h			
一周有几天接触电脑				平均每次使用时间					
测试实验熟练程度	从未接触		初级		中级		熟练		
项目	很差		一般			良好			
昨晚休息、睡眠如何									
生理状况如何									
此时感觉是否清醒									
此时心理状态如何									
此前两小时内有无接触 VDT*									
需要交代和说明的									

备注：

屈光度：正视是 0DS，近视是-DS，远视是+DS，散光是+或-DC。如 200 度近视记：-2DS，150 度远视记：+1.5DS。

累积暴露剂量：以从事 VDT 作年限乘以平均每日连续上机时间求得累积上机时间作为累积暴露剂量(index of cumulative exposure, ICE)

VDT：视频显示终端 (Visual Display Terminal)



附录 D 实验记录表

日期：

姓名		班级		专业	
室内温度 (℃)			室内湿度(%)		
实验前闪光 融合测试 (Hz)		数据 采集 时间		测试 开始 时间	
注意事项：					
数据采集结 束时间		试验后闪 光融合频 率测试 (Hz)		测试 结束 时间	
补充说明：					
穴位按摩时 间		穴位按摩结束 时间			
测试结束自 然状态恢复 时间		恢复结束时间			
外界方法干 预后数据采 集时间		数据采集结束 时间			
身高(cm)		体重(Kg)			



附录 E 问 卷 调 查 表 1

日 期：

(疲劳前、后)

姓 名	学 号		班 级				
症 状	程 度	无	轻 度	次 轻 度	中 度	次 重 度	重 度
眼 痛							
眼 胀							
眼 干							
眼 痒							
视 力 模 糊							
重 影							
异 物 感							
畏 光							
流 泪							
屏 幕 有 黑 线 闪							
头 痛							
头 晕							
眼 花							
眼 疲 倦							
眼 沉 重							
恶 心							
呕 吐							

在有症状的项目后面根据症状程度划上“√”



附录 F 问 卷 调 查 表 2

日 期：

(疲劳前、后)

姓 名		学 号		班 级			
症 状	程 度	无	轻 度	次轻度	中 度	次重 度	重 度
头 痛							
头 沉							
口 干、口 粘							
身体某处不适、痛、抽筋							
肩膀酸痛							
腿 软							
胸 闷							
打 哈 欠							
出 冷 汗							
头 脑 不 清							
焦 躁 不 安							
困 倦 思 睡							
一 时 想 不 起 普 通 的 事							
注 意 力 不 集 中							
不 想 说 话							
耳 鸣 耳 背							
思 维 迟 钝、失 误							
眼 皮 或 其 它 处 发 抖							
眼 睛 疲 乏、恍 惚、不 清 楚							
眼 睛 发 滞、发 干							
眩 晕							
手 脚 打 颤							

在有症状的项目后面根据症状程度划上“√”

