

**Psychophysiologische Untersuchung
mentaler Beanspruchung
in simulierten Mensch-Maschine-Interaktionen**

von

Sven Ribback

Durchgesehene und korrigierte Fassung der im November 2002 an der Humanwissenschaftlichen Fakultät der Universität Potsdam (gem. § 4, Abs. 5 der Promotionsordnung v. 11. 10. 2001) eingereichten Dissertationsschrift.

Datum der Disputation: 14.08.2003

Erstgutachter: Fr. Univ.-Prof. Dr. rer. nat. habil. A.-M. Metz

(Lehrstuhl für Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie, Institut für Psychologie, Humanwissenschaftliche Fakultät der Universität Potsdam).

Zweitgutachter: Prof. Dr. rer. nat. habil. H.-J. Rothe

(Lehrstuhl für Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie, Institut für Psychologie, Humanwissenschaftliche Fakultät der Universität Potsdam).

„Es gilt, von einer neuen Wissenschaft zu sprechen, die zwischen der Volkswirtschaft und der Laboratoriumspsychologie vermitteln soll. Das psychologische Experiment soll planmäßig in den Dienst des Wirtschaftslebens gestellt werden.“

Hugo Münsterberg, 1912

Danksagung

Allen, die durch ihre vielfältige Unterstützung zum Gelingen der vorliegenden Arbeit beigetragen haben, möchte ich an dieser Stelle meinen herzlichen Dank aussprechen.

An erster Stelle möchte ich mich bei meiner Chefin Frau Univ.-Prof. Dr. rer. nat. habil. A.-M. Metz und bei Herrn Prof. Dr. rer. nat. habil. H.-J. Rothe (beide Lehrstuhl für Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie am Institut für Psychologie der Universität Potsdam) für die wissenschaftliche Betreuung der Arbeit bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dipl.-Ing. (FH) A. Klopffleisch (Lehrstuhl für Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie am Institut für Psychologie der Universität Potsdam) für die Anpassung der Software und Messtechnik für den Versuchsablauf und für seine Hilfe bei technischen Problemen. Ohne seine vielfältige Unterstützung wäre die vorliegende Arbeit nicht durchzuführen gewesen.

Herrn Dr. Ing. H. Rüdiger (Abteilung Arbeitsmedizin, Institut und Poliklinik für Arbeits- und Sozialmedizin, Medizinische Fakultät Carl-Gustav-Carus der Technischen Universität Dresden) danke ich für die Unterstützung bei der Auswertung der Herzfrequenzvariabilität.

Herrn Dr. F. Schäfer (Abteilung Physiologische Psychologie, Institut für Psychologie der Bergischen Universität-Gesamthochschule Wuppertal) danke ich für die Anpassung der Software EDR-PARA zur Auswertung der elektrodermalen Aktivität.

Frau cand. psych. A. Reimer und Frau cand. psych. W. Seeger danke ich für die Unterstützung bei der Datenerhebung.

Inhaltsverzeichnis

1. THEORETISCHER TEIL	8
1.1 EINLEITUNG: PROBLEMSTELLUNG UND ZIEL DER UNTERSUCHUNG.....	8
1.2 ZUM ZUSAMMENHANG ZWISCHEN MENTALER BEANSPRUCHUNG UND PSYCHOPHYSIOLOGISCHEN REAKTIONEN	10
1.2.1 Begriffsdefinitionen.....	10
1.2.2 Darstellung verschiedener Ansätze mentaler Beanspruchung	22
1.2.2.1 Ressourcentheoretische und kognitiv-energetische Ansätze mentaler Beanspruchung.....	24
1.2.2.1.1 Mentale Beanspruchung als ressourcentheoretisches Konzept	26
1.2.2.1.2. Mentale Beanspruchung als kognitiv-energetisches Konzept.....	30
1.2.2.1.3 Integration ressourcentheoretischer und kognitiv-energetischer Ansätze mentaler Beanspruchung	38
1.3. BEFUNDLAGE ZU DEN PSYCHOPHYSIOLOGISCHEN INDIKATOREN MENTALER BEANSPRUCHUNG	45
1.3.1 Hirnelektrische Indikatoren mentaler Beanspruchung	46
1.3.1.1 EEG-Spontanaktivität	46
1.3.1.1.1 Alpha-Frequenzband	47
1.3.1.1.1.1 Befundlage	47
1.3.1.1.1.2 Fazit zur Alpha-Frequenz	49
1.3.1.1.1.2.1 Befundlage	52
1.3.1.1.1.2.2 Fazit zur Theta-Frequenz.....	53
1.3.1.1.3 Beta-Frequenzband.....	55
1.3.1.1.3.1 Befundlage	55
1.3.1.1.3.2 Fazit zur Beta-Frequenz	55
1.3.1.1.4 Zusammenfassende Beurteilung des Spontan-EEG.....	56
1.3.1.2 Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale	58
1.3.1.2.1 Die P-300-Komponente des Ereigniskorrelierten Hirnpotenzials	58
1.3.1.2.1.1. Befundlage	59
1.3.1.2.1.2 Fazit und zusammenfassende Beurteilung der ereigniskorrelierten Hirnpotenziale	63
1.3.2 Peripherphysiologische Indikatoren mentaler Beanspruchung.....	65
1.3.2.1.1 Herzrate	65
1.3.2.1.1.1 Befundlage zur Herzrate.....	66
1.3.2.1.1.2 Fazit zur Herzrate	74
1.3.2.1.2 Herzratenvariabilität	75
1.3.2.1.2.1 Befundlage zur Herzratenvariabilität.....	77
1.3.2.1.2.2 Fazit zur Herzratenvariabilität	79
1.3.2.1.3 Blutdruck	83
1.3.2.1.3.1 Befundlage zum Blutdruck.....	83
1.3.2.1.3.2 Fazit zum Blutdruck	88
1.3.2.1.4 Elektrodermale Aktivität	90
1.3.2.1.4.1 Befundlage zur Elektrodermalen Aktivität	91
1.3.2.1.4.2 Fazit zur elektrodermalen Aktivität.....	95
1.3.3 Zusammenfassende Beurteilung der Biosignale als Indikatoren mentaler Beanspruchung	98
1.3.4 Kognitive Mechanismen bei Dekodierungsprozessen und das Kodierungsproblem.....	101
1.3.4.1 Bedeutung des Kodierungsproblems für die vorliegende Untersuchung	107

2. EMPIRISCHER TEIL	110
2.1.1 Fragestellung und Operationalisierung.....	110
2.2 METHODIK.....	112
2.2.1 Stimulusmaterial und Paradigma.....	112
2.2.2 Stichprobe	114
2.2.3 Versuchsaufbau	114
2.2.4 Versuchsdurchführung	115
2.2.5 Datenaufzeichnung.....	117
2.2.6 Hypothesen.....	120
2.2.7 Vortests	122
2.2.7.1 Gedächtnisleistung.....	122
2.2.7.2 Einschlusskriterien der Leistungsdaten und Dauer der einzelnen Experimentalphasen	124
2.2.7.3 Umgang mit Missing Data im physiologischen Datenbereich	125
2.2.7.4 Physiologische Daten.....	126
2.2.7.4.1 Theoretische Begründung der Ausgangswertanalysen und Korrekturfaktoren.....	126
2.2.7.4.2 Kennwertbildung der peripherphysiologischen Daten	128
2.2.7.4.3.1 EEG: Frequenzanalyse	135
2.2.7.4.3.2 EEG: Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale.....	137
2.2.7.5 Methodenbezogene Analysen der psychophysiologischen Daten.....	138
2.2.7.5.1 Reliabilitätsprüfungen der peripherphysiologischen Daten	139
2.2.7.5.2 Testung auf Ausgangswertunterschiede.....	141
2.2.7.5.4 Testung auf Unterschiede zwischen vor- und nachexperimenteller Ruhephase.....	147
2.2.7.5.5 Testung auf mentale Beanspruchung in der letzten Prüfphase (steady state).....	150
2.2.7.6 Variablenliste.....	154
2.3 ERGEBNISSE.....	155
2.3.1 Ergebnisse der Leistungsdaten und subjektiven Daten.....	156
2.3.1.1 Leistungsdaten	156
2.3.1.1.1 Anzahl der Fehler	156
2.3.1.1.2 Dekodierungszeiten	157
2.3.1.2 Zusammenfassung der Ergebnisse der Leistungsdaten	158
2.3.1.3 Subjektive Daten.....	159
2.3.1.3.1 Subjektive Beurteilung der Beanspruchung.....	159
2.3.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der subjektiven Daten	162
2.4 ERGEBNISSE DER PSYCHOPHYSIOLOGISCHEN DATEN.....	163
2.4.1 Ergebnisse peripherphysiologischer Parameter	163
2.4.1.1 Elektrodermale Aktivität.....	163
2.4.1.1.1 SCR-Anzahl.....	163
2.4.1.1.2 SCR-Amplitude	164
2.4.1.1.3 SCL.....	165
2.4.1.2 Herzrate	167
2.4.1.3 Herzraten-Differenz	168
2.4.2 Ergebnisse weiterer peripherphysiologischer Parameter.....	169
2.4.2.1.1 Herzraten-Blutdruck-Produkt	169

2.4.2.1.2 Arterieller Mitteldruck.....	171
2.4.3 Ergebnisse zentralnervöser Parameter.....	173
2.4.3.1 EEG: Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale	173
2.4.3.2 EEG: Frequenzbänder.....	178
2.4.3.2.1 EEG-Frequenzbänder: Theta	178
2.4.3.2.2 EEG-Frequenzbänder: Beta-2-Band	179
2.4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der psychophysiologischen Parameter	183
2.5 EXPLORATIVE DATENANALYSE: RESTRUKTURIERUNG DER KODEALPHABETE UND ERNEUTE ANALYSE DER EEG-PARAMETER.....	184
2.5.1. Einschlusskriterien der Codes	184
2.5.2. Ergebnisse der Leistungsdaten der restrukturierten Kodealphabeten	187
2.5.2.1 Anzahl der Fehler der restrukturierten Kodealphabeten	187
2.5.2.2 Dekodierungszeiten der restrukturierten Kodealphabeten	188
2.5.2.3 Zusammenfassung der Leistungsdaten der restrukturierten Kodealphabeten	189
2.5.3 Ergebnisse zentralnervöser Parameter der restrukturierten Kodeliste	190
2.5.3.1 EEG: Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale der restrukturierten Kodealphabeten	190
2.5.3.2 Zusammenfassung der Ergebnisse der EKP der restrukturierten Kodealphabeten.....	194
2.5.3.3 EEG: Frequenzbänder der restrukturierten Kodealphabeten.....	195
2.5.3.3.1 EEG-Frequenzbänder: Theta	195
2.5.3.3.2 EEG-Frequenzbänder: Beta-2-Band	196
2.5.3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der EEG-Frequenzen der restrukturierten Kodealphabeten.....	198
3. DISKUSSION.....	199
3.1 ZUSAMMENFASSUNG DER ERGEBNISSE.....	199
3.1.1.1 Allgemeine Anmerkungen zum Design der vorliegenden Untersuchung	199
3.1.1.2 Zu den Ergebnissen der Leistungsdaten und subjektiven Daten	203
3.1.1.3 Zu den Ergebnissen der psychophysiologischen Daten	206
3.1.1.3.1 Allgemeine Ergebnisse zu den psychophysiologischen Kennwerten.....	207
3.1.1.3.2 Zu den Ergebnissen der einzelnen psychophysiologischen Kennwerte	207
3.2 DISKUSSION DER ERGEBNISSE DER RESTRUKTURIERTEN KODEALPHABETE.....	212
3.2.1.1 Zu den Ergebnissen der Leistungsdaten der restrukturierten Kodealphabeten.....	213
3.2.1.2 Zu den Ergebnissen der Ereigniskorrelierten Hirnpotenziale der restrukturierten Kodealphabeten.....	215
3.2.1.3 Zu den Ergebnissen der EEG-Frequenzbänder der restrukturierten Kodealphabeten	217
3.3 DISKUSSION ZU PSYCHOPHYSIOLOGISCHEN REGULATIONSMECHANISMEN	218
3.3.1.1 Bedeutung psychophysiologischer Regulationsmechanismen für die Ergebnisse	222
3.4 ZUSAMMENFASSENDE BEWERTUNG DER ERGEBNISSE UND AUSBLICK	225
4. LITERATUR	226
4.1 ANHANG	256
4.1.1 Aushang zur Anwerbung von Probanden.....	256
4.1.2 Informationsblatt zum Experiment.....	257
4.1.3 Instruktionen.....	258
4.1.4 Kodealphabet – Wörtliche Bedeutung der Abkürzungen der jeweiligen Begriffsebene	260
4.1.5 Kodealphabeten 1 und 2 mit jeweiliger Kodebedeutung.....	263
4.1.6 Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung (KAB).....	265

1. Theoretischer Teil

1.1 Einleitung: Problemstellung und Ziel der Untersuchung

In der vorliegenden Untersuchung wurde ein arbeitspsychologisches Problem aufgegriffen, dass in Mensch-Maschine-Systemen auftritt.

In Mensch-Maschine-Systemen werden die notwendigen Informationen häufig verschlüsselt (kodiert), um Sachverhalte oder Systemzustände dem Operateur schnell zu übermitteln. Diese inhaltlich verkürzte Informationsübertragung hat den Vorteil, keine lange Zustandsbeschreibung zu benötigen, so dass der Mensch auf die veränderten Zustände schnell und effizient reagieren kann. Dies wird aber nur dann ermöglicht, wenn der Mensch die kodierten Informationen (Kodes) vorher erlernten Bedeutungen zuordnen kann. Dabei kommt es immer wieder zu Zuordnungsfehlern. Um diese zu vermeiden, sollten die Kodes nach bestimmten Regeln aufgebaut sein. Je nach Art der kodierten Informationen (visuelle, akustische oder alphanumerische Signale) wurden Gestaltungsempfehlungen entwickelt.

Die Entscheidung über die Güte von Kodealphabeten geschieht in der Arbeitspsychologie in der Regel über Leistungsdaten, d.h. über Dekodierungszeiten und Fehler. Man geht davon aus, dass Dekodierungsprozesse mentale Beanspruchung auslösen. Um diese mentale Beanspruchung zu erfassen, werden Leistungsdaten wie Fehleranzahl und Reaktionszeiten erhoben. Psychophysiologische Daten werden oft nicht herangezogen.

Die in der vorliegenden Arbeit postulierte Notwendigkeit der Ableitung von Biosignalen gründet sich auf die Annahme, dass mit ihrer Hilfe zusätzliche Informationen über die mentale Beanspruchung bei Dekodierungsprozessen gewonnen werden können, die mit der Erhebung von Leistungsdaten nicht erfasst werden. Denn gerade dann, wenn sich die Leistungsdaten zweier Kodealphabeten nicht unterscheiden, können psychophysiologische Daten unterschiedliche Aspekte mentaler Beanspruchung (emotionale und mentale Beanspruchung, inklusive psychomotorischer, perzeptiver und kognitiver Anteile) erfassen, die mit Hilfe von Leistungsdaten nicht bestimmt werden können.

Daher wird in Erweiterung des etablierten Untersuchungsansatzes vorgeschlagen, Biosignale als dritten Datenbereich, neben Leistungsdaten und subjektiven Daten, aufzuzeichnen, um zusätzliche Informationen über die mentale Beanspruchung bei Dekodierungsprozessen zu erhalten.

Diese zentrale Annahme sollte in der vorliegenden Untersuchung überprüft werden.

Es wurden zwei unterschiedliche Kodealphabete, die sich hinsichtlich Buchstabenanzahl (perzeptiver Anteil mentaler Beanspruchung) und anzuwendender Zuordnungsregeln (kognitiver Anteil mentaler Beanspruchung) unterschieden, mit ihren jeweiligen Bedeutungen jeweils einer Stichprobe vorgelegt. Nach einer Lernphase wurden die Bedeutungen der einzelnen Kodes dieser Kodealphabeten in sechs aufeinander folgenden Prüfphasen abgefragt.

Mit der vorliegenden Studie wurden zwei zentrale Fragestellungen verfolgt.

Einerseits wurde die anwendungsbezogene Frage fokussiert, inwieweit psychophysiologische Indikatoren mentaler Beanspruchung über die Leistungsdaten (Dekodierungszeiten und Fehleranzahl) hinaus, zusätzliche Informationen zur Bestimmung der Güte von Kodealphabeten liefern.

Andererseits wurde der Forschungsaspekt untersucht, inwieweit psychophysiologische Indikatoren mentaler Beanspruchung die zur Dekodierung notwendigen perzeptiven und kognitiven Aspekte mentaler Beanspruchung differenzieren können. Emotionale Beanspruchung war nicht Gegenstand der Analysen, weshalb in der Operationalisierung versucht wurde, sie weitgehend zu vermeiden. Psychomotorische Beanspruchung als dritter Aspekt mentaler Beanspruchung (neben perzeptiver und kognitiver Beanspruchung) wurde für beide Experimentalgruppen weitgehend konstant gehalten.

Als Kodematerial dienten Einsatzkodes der Feuerwehr (alphanumerische Kodierung). Um die Zuordnungsregeln und damit den mentalen Aufwand zu variieren, wurden zwei Versionen des originalen Kodealphabets erstellt und jeweils eines der Kodealphabete einer gesonderten Stichprobe zum Erlernen und zur anschließenden Wiedergabe der Kodebedeutungen präsentiert. Neben Leistungsdaten (Dekodierungszeiten und Fehleranzahl) und subjektiven Daten über die mentale Belastung im Verlauf der Experimente wurden zunächst 13 peripherphysiologische und 7 zentralnervöse Parameter berechnet, von denen 7 peripherphysiologische und 3 zentralnervöse Parameter die statistischen Voraussetzungen (Einschlusskriterien) soweit erfüllten, dass sie in die statistische Datenanalyse einbezogen wurden.

Die Ergebnisse zeigen, dass sich, trotz erheblichen technischen und methodischen Aufwands, der ergänzende Einsatz von Biosignalen lohnt und zusätzliche Informationen über den Dekodierungsaufwand gewonnen werden können. Es konnten psychophysiologische Parameter ermittelt werden, die, bei gleichen Leistungsdaten, unterschiedliche Aspekte psychischer Beanspruchung bei der Dekodierung beider Kodealphabeten anzeigten.

1.2 Zum Zusammenhang zwischen mentaler Beanspruchung und psychophysiologischen Reaktionen

Im Folgenden sollen zunächst zur Klärung des theoretischen Hintergrunds der vorliegenden Arbeit einige wichtige Begriffsdefinitionen zum Thema mentale Beanspruchung und psychophysiologischen Reaktionen und dazugehörige Theorien und Ansätze beschrieben werden.

Es wird deutlich, dass nicht immer die in den verschiedenen Theorien verwendeten Begriffe hinreichend definiert sind.

Der Schwerpunkt der folgenden Diskussion um Theorien mentaler Beanspruchung liegt darin, inwieweit eine psychophysiologische Analyse mit einbezogen wird.

1.2.1 Begriffsdefinitionen

Wegen der besonderen Bedeutung für die vorliegende Arbeit und der häufigen Verwendung in der arbeitspsychologischen und psychophysiologischen Forschung sollen zunächst die Begriffe „Belastung“ und „Beanspruchung“ erläutert werden.

Die in der Arbeitspsychophysiologie oft verwendeten Begriffe „**Belastung**“ und „**Beanspruchung**“ gehen auf das **Belastungs-Beanspruchungs-Konzept** (Rohmert, 1984) zurück. Darin werden die ursprünglich aus der Mechanik stammenden Begriffe auf psychologische Sachverhalte und Prozesse übertragen.

In der arbeitspsychologischen Belastungsforschung hat das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept eine große Bedeutung erlangt, obwohl die Verwendung dieser Begriffe inzwischen auch in die Kritik geraten ist (z.B. Nachreiner, 2002; Oesterreich, 1997). Die Begriffe gewannen erneut an Bedeutung für die arbeitspsychologische Forschung und Praxis, nachdem sie in die europäische und deutsche Norm für psychische Arbeitsbelastung aufgenommen wurden (EN ISO 10075-1:2000; Deutsches Institut für Normung, 2000). Dadurch ergänzen und präzisieren sie die rechtsverbindlichen Grundlagen für die Arbeitsgestaltung hinsichtlich psychischer Arbeitsbelastung (s. Ullsperger & Windel, 2002). Seither ist die Forschung verstärkt bemüht, valide psychologische Inventare zu konstruieren, die den hohen Standard einer rechtsverbindlichen Erfassung psychischer Beanspruchung erfüllen, wie es in der Norm und entsprechenden arbeitsrechtlichen Vorschriften ausgedrückt wird (s. Richter, Debitz & Schulze, 2002).

Im Belastungs-Beanspruchungs-Konzept wird zwischen von außen auf den Menschen einwirkenden, objektiv messbaren **Belastungen** (engl.: input load, demands, stressors) und im menschlichen Organismus reaktiv ausgelösten **Beanspruchungen** (engl.: strain) unterschieden (z.B. Rohmert, 1984).

Der Begriff „*mentale Beanspruchung*“ stellt eine Spezifizierung des Begriffspaars Belastung-Beanspruchung dar und gewann bereits seit den 40er Jahren des 20. Jahrhunderts im Zusammenhang mit Beanspruchungsoptimierung in Mensch-Maschine-Systemen an Bedeutung. So definierte bereits Bornemann (1942, zit. n. Manzey, 1998, S. 799):

„Als mental werden Beanspruchungen klassifiziert, die mit Aktivierung der verschiedensten Leistungsfunktionen des menschlichen Informationsverarbeitungssystems zusammenhängen und die die Grundlage für das subjektive Gefühl des Angestrengtseins bei der Bewältigung primär geistiger Leistungsanforderungen (z.B. Aktualisierung von Gedächtnisinhalten, Problemlösen, Überwachen komplexer Systeme) liefern.“ (Hervorh. durch den Autor)

Diese Definition macht deutlich, dass mentale Beanspruchung unterschieden wird von physisch-muskulärer Beanspruchung. Allerdings scheint hier mentale Beanspruchung offensichtlich nicht von emotionaler Beanspruchung deutlich differenziert zu werden, da in dieser Definition auch das „...subjektive Gefühl des Angestrengtseins...“ vorkommt.

Ressourcentheoretische Ansätze definieren mentale Beanspruchung als die *Intensität menschlicher Informationsverarbeitung*. (z.B. Kahneman, 1973, s. unten). Diese Ansätze werden weiter unten ausführlich diskutiert.

Zusammenfassend kann man also folgern, dass **mentale Beanspruchung definiert ist als kognitive, eher nicht-emotionale Reaktion des menschlichen Informationsverarbeitungssystems auf äußere Belastungen**, und dass sie **durch aufgabenspezifische Faktoren wie Schwierigkeit und Komplexität bestimmt** wird.

Mentale, emotionale und physisch-muskuläre Beanspruchung machen zusammen die **Gesamtbeanspruchung** einer Person bei der Ausführung einer Tätigkeit aus (s. Manzey, 1998, S. 799; Boucsein, 1991; Wieland-Eckelmann, 1992).

Emotionale Beanspruchung wird, im Gegensatz zur mentalen Beanspruchung, von *ausführungsspezifischen Belastungsfaktoren* (z.B. Zeitdruck, Lärm, Hitze, Gefahren, soziale Konflikte) ausgelöst, die mit aversiven Gefühlen, wie Angst und Hilflosigkeit verbunden sind (Wieland-Eckelmann, 1992).

In Ermangelung einer allgemein gültigen Definition könnten diese verschiedenen Begriffe zu folgendem Modell zusammengefügt werden (s. Abb.1).

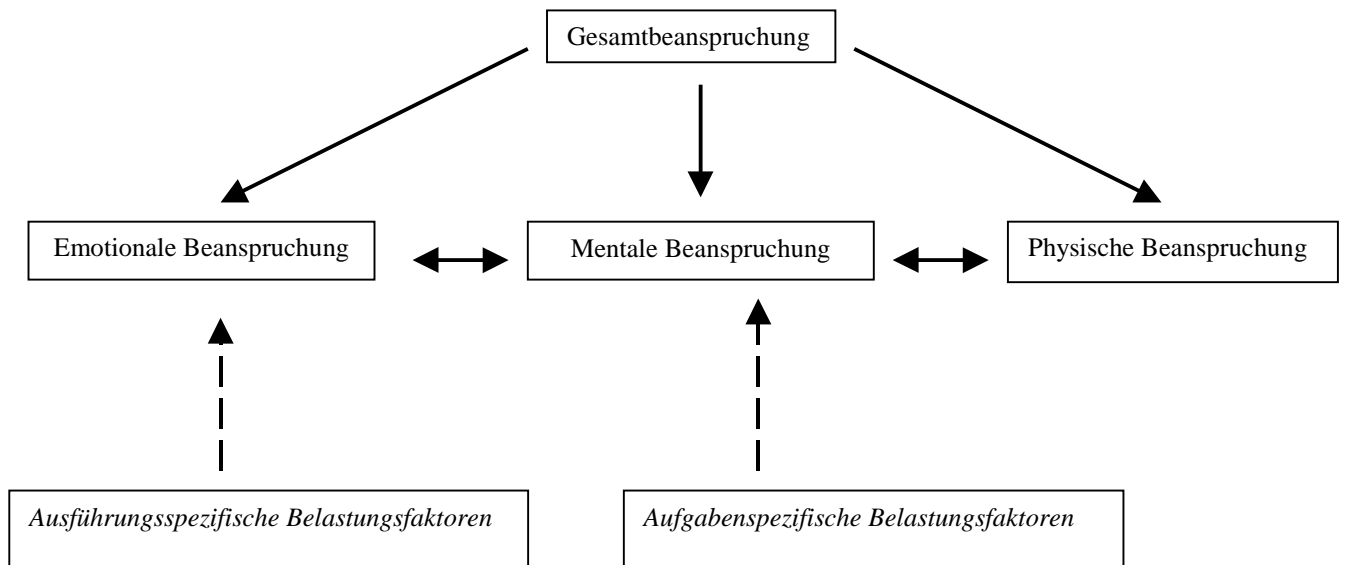


Abb.1: Modell mentaler Beanspruchung (versch. Autoren, angelehnt an Manzey, 1998).

Mentale und emotionale Beanspruchungen treten im realen Arbeitsalltag oft zusammen auf, können aber durch die verschiedenen auslösenden Belastungsfaktoren voneinander unterschieden werden.

In der Forschungspraxis kann jedoch dann ein theoriebezogenes Problem entstehen, wenn man verbreiteten kognitionspsychologisch orientierten Emotionstheorien folgt, die zwischen emotionaler und mentaler Beanspruchung gar nicht mehr differenzieren, sondern emotionale Beanspruchung mit kognitiven Problemlöseprozessen gleichsetzen (z.B. Weiner, 1986; Wieland-Eckelmann, 1992), was zu einer begrifflichen Vermischung der Begriffe „Emotion“ und „Kognition“ führt. Denn in diesen Theorien werden die semantischen Aussagen der Emotionen überbetont und somit Emotionen auf ihre kognitive Bedeutung reduziert, so dass spezifische Aspekte emotionaler Prozesse wie physiologische Reaktionen unberücksichtigt bleiben (s. dazu Ribback, 1996).

Dieses Theorieproblem ist in der Forschungspraxis jedoch weniger relevant, als es zunächst erscheint, da kognitive und emotionale Beanspruchung in der Arbeitswelt häufig zusammen auftreten und somit konfundiert sind. Die Trennung stellt zwar eine begriffliche Präzisierung dar, kann in der Forschungspraxis aber nur in Laborstudien durch Isolierung der Auslösebedingungen (entweder bedingungs- bzw. ausführungsspezifische oder aufgabenspezifische Belastungsfaktoren) realisiert werden, in denen spezifische Aspekte entweder emotionaler oder mentaler Beanspruchung im Zentrum des Interesses stehen.

In der vorliegenden Untersuchung wurde durch eine geeignete Operationalisierung versucht, vorwiegend kognitive und perzeptive Aspekte mentaler Beanspruchung zu analysieren und psychomotorische Aspekte mentaler Beanspruchung zu vermeiden und auch emotionale Beanspruchung im Verlauf des Experiments nicht entstehen zu lassen.

Perzeptive und psychomotorische Aspekte mentaler Beanspruchung werden in gängigen, v. a. psychophysiologisch orientierten, Artikeln zu mentaler Beanspruchung meist vernachlässigt. Außerdem werden die unterschiedlichen Aspekte psychomotorischen, perzeptiven und kognitiven *Aufwands*, die zur Aufgabenbearbeitung notwendig sind und die die jeweiligen Aspekte mentaler Beanspruchung auslösen, meist nicht diskutiert.

In leichter Abwandlung der in der Literatur bevorzugten Konzepte mentaler Beanspruchung (s. oben), wird daher ein auf dem vorher Gesagten aufbauendes, erweitertes Modell mentaler Beanspruchung vorgeschlagen, das der vorliegenden Untersuchung als theoretischer Hintergrund dient.

Dabei wird von einer Gesamtbeanspruchung ausgegangen, die sich aber aus psychischer (statt „mentaler“) Beanspruchung einerseits und physischer Beanspruchung andererseits zusammensetzt. Der auffälligste Unterschied zum oben dargestellten Modell ist, dass die *psychische Beanspruchung nochmals in emotionale und mentale Beanspruchung unterteilt* wird.

Auch hier befinden sich also emotionale und mentale Beanspruchung als Begriffe auf einer Begriffsebene. Diese Differenzierung herkömmlicher Modelle wird als durchaus sinnvoll erachtet, da beide Beanspruchungsarten durch verschiedene Belastungsfaktoren ausgelöst werden.

In Erweiterung des oben dargestellten Modells wird die mentale Beanspruchung nun weiter aufgeteilt in psychomotorische, perzeptive und kognitive Beanspruchung. Diese drei genannten Beanspruchungsarten werden durch aufgabenspezifische Belastungsfaktoren ausgelöst, wobei jeweils ein anforderungsspezifischer Aufwand identifiziert werden kann, der die jeweilige anforderungsspezifische Beanspruchung schließlich auslöst.

In Übereinstimmung mit obigem Modell wird die emotionale Beanspruchung durch ausführungsspezifische (genauer: bedingungsspezifische) Belastungsfaktoren direkt ausgelöst (vgl. Abb. 2). Auf die vielfältigen Wechselbeziehungen kann hier zugunsten der Übersichtlichkeit nicht eingegangen werden.

In der vorliegenden Untersuchung wurde versucht, durch Minimierung bedingungsspezifischer Belastungsbedingungen, emotionale Beanspruchung weitgehend zu vermeiden, da die mentale Beanspruchung im Fokus des Interesses stand. Der Schwerpunkt der Untersuchung lag auf den perzeptiven und kognitiven Aspekten mentaler Beanspruchung. Die aufgabenspezifischen Belastungsfaktoren wurden daher so gewählt, dass der psychomotorische Aufwand nahezu konstant war, der perzeptive und kognitive Aufwand hingegen variierte. Dies wurde über die Variierung des Stimulusmaterials (Kodealphabet) erreicht.

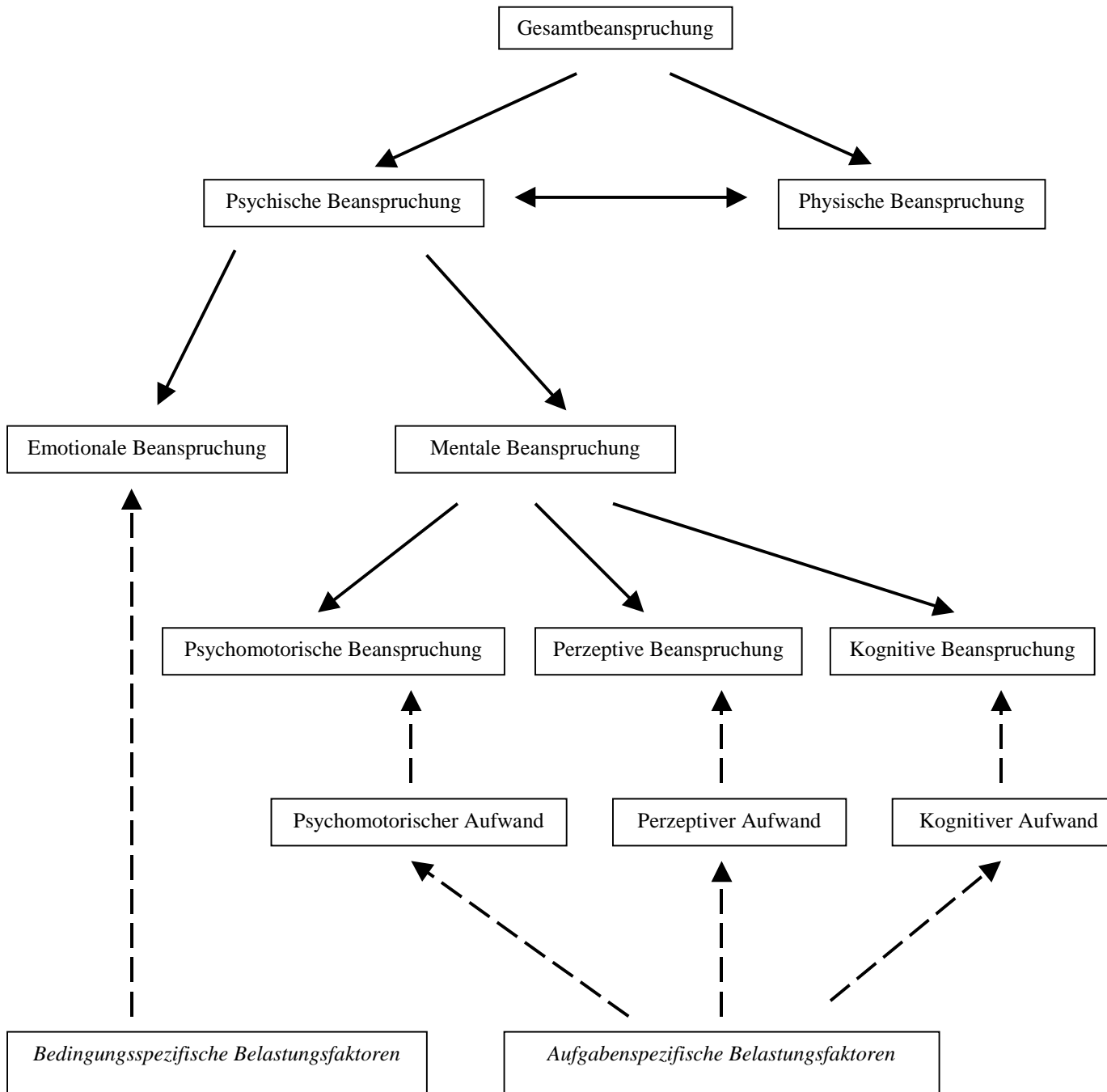


Abb. 2: Konzept mentaler Beanspruchung.

Bei der Betrachtung der Begriffe mentaler Beanspruchung sind weiterhin die Folgen der Beanspruchung zu beachten. Es werden **physiologische, psychische** und **verhaltensbezogene Folgen** differenziert, die jeweils **kurzfristig** oder **langfristig** auftreten können (vgl. Tab. 1). Die langfristigen Folgen sind eher gesundheitsrelevant als die kurzfristigen Reaktionen, die nicht zu Gesundheitsgefährdungen führen.

In der psychophysiologischen Beanspruchungsforschung werden, zumindest in Laborstudien, meist die kurzfristigen Beanspruchungsfolgen untersucht, was das Festhalten der psychophysiologischen Forschung am traditionellen Belastungs-Beanspruchungs-Konzept erklärt. Während andere gesundheitsbezogene Konzepte meist nur in Feldstudien zu untersuchen sind, ist dieser pragmatische Ansatz in Laborstudien gut zu operationalisieren, was die vorherrschende Untersuchungsmethode der Psychophysiologie ist.

Denn obwohl inzwischen neuere Konzepte zum Zusammenhang von Gesundheit und psychophysische Belastung/Beanspruchung vorliegen, ist das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept in der psychophysiologischen Beanspruchungsforschung weiterhin verbreitet. So bleiben neuere, gesundheitsbezogene Belastungskonzepte fast unbeachtet (zsf. Oesterreich, 1997, 2001), so z.B. das Konzept Anforderung/Belastung (Leitner, 1999; Sonntag, Heun & Schaper, 1992; Volpert, 1975, 1994), das Demand/Control-Modell (Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990), das Konzept vollständige Tätigkeit (auch: Auftrags-Auseinandersetzungskonzeption) (Hacker, 1991; Richter & Hacker, 1998), das Konzept psychischer Stress am Arbeitsplatz (Greif, Bamberg & Semmer, 1991) und der soziotechnische Ansatz (Emery & Thorsud, 1982; Strohm & Ulich, 1997; Trist, 1990; Weber, 1997), die nur selten in psychophysiologischen Studien berücksichtigt werden. Auch die inzwischen in Feldstudien gut belegte Pufferfunktion der sozialen Unterstützung gegenüber Stressoren (z.B. Gusy, 1995; Karasek & Theorell, 1990) wurde bisher kaum einer psychophysiologischen Überprüfung unterzogen. Eine Ausnahme bilden einige psychophysiologische Feldstudien, die das Demand/Control-Modell als theoretischen Hintergrund verwendeten (s. Abschnitt „Peripherphysiologische Indikatoren mentaler Beanspruchung“).

Diese erwähnten gesundheitsbezogenen Ansätze beziehen sich allerdings auf die langfristigen Folgen von (Fehl-)Beanspruchung und Stress, die innerhalb der Arbeitspsychologie einen wichtigen Forschungsbereich ausmachen, aber nicht im Fokus der vorliegenden Arbeit liegen, in der die kurzfristigen Beanspruchungsfolgen analysiert wurden.

	Kurzfristige, aktuelle Beanspruchungsfolgen	mittel- bis langfristige Beanspruchungsfolgen
physiologisch, somatisch	Herzrate ↑ Blutdruck ↑ Adrenalin ↑ Muskelspannung ↑ Immunabwehr ↑	psychosomatische Beschwerden arbeits(mit-)bedingte Erkrankungen (z.B. Herz-Kreislauf-Erkrankungen)
psychisch-subjektiv (Erleben)	Anspannung, Enttäuschung, Ärger, Angst, Ermüdung, Monotonie, Sättigung	Unzufriedenheit, Resignation, depressive Verstimmungen, Angst vor künftigem Versagen, Unvermögen von der Arbeit abzuschalten
behavioral (verhaltensbezogen)		
individuell	Leistungsschwankungen, Fehler, Auslassen kontrollierender Arbeitshandlungen	erhöhter Substanzmittelkonsum (Nikotin, Alkohol, Medikamente), erhöhte Fehlzeiten, vermehrt „passives“ Freizeitverhalten
sozial	Konflikte, Streit, Aggression gegen Andere, Rückzug (Isolation)	

Tab. 1: Beanspruchungsfolgen (Metz & Rothe, 1999; verändert nach Kaufmann, Pornschlegel & Udris, 1982)

Bei der Analyse *langfristiger Beanspruchungsfolgen* in Feldstudien sollten auch korrespondierende Aspekte von Beanspruchungen am Arbeitsplatz wie **Verantwortung für Fehlhandlungen** berücksichtigt werden, was nur selten geschieht (Eyferth, 1995). Die Höhe emotionaler Beanspruchung wird in der realen Arbeitswelt zusätzlich durch das Ausmaß möglicher Schäden für Anlagen und Personen z.B. bei Fehlbedienung eines technischen Überwachungssystems bestimmt.

Weiterhin sind, auch bei der Untersuchung kurzfristiger Beanspruchungsfolgen, ergonomische Faktoren entscheidend, inwieweit z.B. das Mentale Modell des Operators vom System den tatsächlichen Abläufen im System entspricht. Hinzu kommt, dass auch die Möglichkeit des Nachvollzugs der Abläufe im System durch Rückmeldungen technischer Prozesse die mentale Beanspruchung des Operators bestimmt.

Schließlich müssen zur Untersuchung mentaler Beanspruchung einer bestimmten Tätigkeit Hypothesen über spezifische Verarbeitungsprozesse gebildet und geprüft werden, die es rechtfertigen, dass der gewählte Indikator die jeweilige Beanspruchungskomponente auch wirklich abbildet.

Die vorliegende Arbeit stellt dies in Rechnung, indem, den Forschungsstand dazu berücksichtigend, mehrere zentralnervöse und peripherphysiologische Parameter erfasst und auf ihre Indikatorfunktion bei der vorliegenden experimentellen Anforderung geprüft werden.

Die oben genannten Faktoren bleiben bei den üblichen Definitionen mentaler Beanspruchung unberücksichtigt. Daher plädieren einige Autoren für die Einführung eines **aufgabenspezifischen Beanspruchungs-Modells** (Eyferth, 1995, 143f.). In diesem Modell bestimmt der Zustand des technischen Systems die Belastung, die wiederum den Beanspruchungsindikator determiniert. Dabei müssen datenlimitierte und ressourcenlimitierte Prozesse (Norman & Bobrow, 1975, s. u.) einerseits und multiple Ressourcen (z.B. Navon, 1984) berücksichtigt werden.

Neben einem Modell und Begriff der mentalen Beanspruchung stehen weitere Konzepte oft im Zusammenhang mit mentaler Beanspruchung, die im Folgenden kurz dargestellt werden.

Der Begriff der **Konzentration** ist ein relativ unscharf definiertes Konstrukt, das sich aus verschiedenen psychischen Funktionen zusammensetzt (z.B. Aufmerksamkeit, Aktivierung). Bisher existiert keine allgemeingültige Begriffsbestimmung. Folgende Definition umfasst verschiedene wichtige Aspekte des Konstrukts:

Zur Konzentration gehört die Abstimmung und Ausrichtung verschiedener an der Informationsverarbeitung und Handlungsregulation beteiligter Funktionen zur Verfolgung eines bestimmten, schwer erreichbaren Handlungszieles. (Walschburger, 1993, S. 184)

Diese allgemein gehaltene Beschreibung verdeutlicht schon die Vielschichtigkeit des Konstrukts und damit auch die Schwierigkeit, alle Aspekte in einer Definition zu berücksichtigen. Es fehlen weitgehend Versuche, die einzelnen Facetten des Begriffs genauer zu erfassen und ihre Beziehungen untereinander zu klären.

Weiterhin von Bedeutung ist der Begriff **Anstrengung**. Die Bestimmungsstücke dieses Konstrukts sind besser definiert und erforscht als die der Konzentration.

Bei anstrengender Aufgabenbearbeitung wird die Informationsverarbeitung durch die Aufmerksamkeit bestimmt und ist ressourcen-limitiert.

Die psychologischen und physiologischen Kosten sind dabei hoch. Der Operateur muss zur Aufgabenbewältigung verstärkt Energie mobilisieren.

Diese Art der Informationsverarbeitung muss dann angewendet werden, wenn die Aufgaben nicht regelgeleitet oder auf der Basis gut eingeübter Fertigkeiten bewältigt werden können (z.B. bei wissensbasierten Aufgaben unter kognitiver Kontrolle, aufmerksamkeitsabhängigen Aufgaben mit hoher Belastung des Arbeitsgedächtnisses, Mehrfachaufgaben, unter Müdigkeit oder Schlafentzug, bei zusätzlichen Belastungen durch Emotionen, Lärm oder Zeitdruck).

Diese Art der Verarbeitung tritt oft auf, wenn die Auswahl des Beschäftigten oder seine Einarbeitung nicht optimal durchgeführt wurde oder die Arbeitsanforderungen gewechselt haben. Die Arbeitsanforderungen sind hierbei entweder zu hoch (Überforderung) oder zu gering (Unterforderung) für die Kapazität und Fertigkeiten des Beschäftigten. Diese Art der Energieregulation kann ebenfalls kurzfristig erforderlich sein, wenn der momentane Zustand des Beschäftigten nicht optimal ist, z.B. bei einer Erkrankung, welche die Aufgabenbearbeitung zwar behindert, aber gerade noch zulässt.

Die Qualität der Leistung ist nicht nur von der Informationsmenge, Informationsqualität und der Bereitstellung von Ressourcen abhängig, sondern auch vom **Willen des Operateurs**, Anstrengung und Fertigkeiten zur Aufgabenbearbeitung mehr oder weniger zu investieren.

Dabei müssen nicht zwangsläufig durch hohe psychologische und physiologische Kosten negative Folgen entstehen. Denn wenn die vermehrte Anstrengung nur kurzfristig erfolgt und die hohen Anforderungen mit interessanten Arbeitsaufgaben gekoppelt sind, kann ein Gefühl der Zufriedenheit bei erfolgreicher Aufgabenbewältigung entstehen. Dies wird in gesundheitsbezogenen Modellen der Belastungsbewältigung, wie z.B. im Control-Demand-Modell von Karasek (z.B. Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990) durchaus berücksichtigt.

Weiterhin von Bedeutung ist der Begriff der **Unterforderung**. Diese Arbeitsbedingung ist durch Abfolge gleichförmiger Tätigkeiten in einer monotonen Umwelt charakterisiert. Die Aufgabe besteht aus sich kurzfristig wiederholenden Tätigkeiten (jede Minute bis alle fünf Minuten) oder aus aufmerksamkeitsfordernden Kontrollaktivitäten, in denen selten Signale (einmal bis zweimal pro Stunde) ein Eingreifen erfordern.

Diese Tätigkeiten erscheinen dem Beschäftigten als langweilig, weil sie nicht die vollen Kapazitäten und Fertigkeiten des Operateurs erfordern und weil der Beschäftigte sie oft wiederholen muss. Die negativen Effekte verstärken sich, wenn diese Aufgabe in sozialer Isolation und bei geringem Entscheidungsspielraum ausgeführt werden muss. Bei solchen Tätigkeiten sinkt die allgemeine Aktivierung des Organismus ab. Um eine angemessene Leistung zu erbringen, muss der Operateur extra Energie mobilisieren. Daher kann Unterforderung ähnlich ermüdend wirken wie Überlastung. Die physiologischen Kosten sind in beiden Fällen hoch, wenn auch die Ursachen verschieden sind.

Im Gegensatz zur Anstrengung hat diese Arbeitsbedingung langfristig negative Effekte auf Arbeitszufriedenheit und allgemeines Wohlbefinden und ruft psychische und psychosomatische Beschwerden hervor.

Der Begriff **Stress** ist ein äußerst populäres Konzept, von dem schon fast inflationär Gebrauch gemacht wird. Daher existieren sehr viele unterschiedliche Definitionen. Nur einige Aspekte der Stressforschung sind für die vorliegende Arbeit von Bedeutung und sollen im Folgenden dargestellt werden (n. Greif, Bamberg & Semmer, 1991; Richter & Hacker, 1998).

Im Stresszustand fühlt sich der Operateur überfordert und befürchtet, die Kontrolle über die Situation zu verlieren. Die Situation ist unsicher und unvorhersagbar. Diese Unsicherheit bezieht sich auf die auszuführende Aufgabe (Material, Geräte, Personal und Informationen) oder auf die Chancen auf Erfolg. Daher führt die Energiemobilisierung nicht zu einer Leistungssteigerung, sondern zu einer Leistungsminderung, wenn es der Person nicht gelingt, die Energiebereitstellung zu kontrollieren.

Der Stresszustand ist kurzfristig durch Überaktivität und Handlungsunterbrechung gekennzeichnet, was sich wie folgt äußert: dem Operateur bereitet es Schwierigkeiten, sich auf die Aufgabe zu konzentrieren, es wird mehr Energie freigesetzt als zur Aufgabebearbeitung notwendig ist, es werden überschüssige energetische Prozesse in Gang gesetzt, die nicht zur Aufgabebearbeitung notwendig sind (z.B. Muskeltonus, der in Kopf- oder Rückenschmerzen resultiert), der Operateur hat Schwierigkeiten, nach der Aufgabebearbeitung zu einem Ruhezustand zurückzukehren.

Diese Effekte führen zu physiologischen Dysfunktionen, die sich in verschiedenen psychosomatischen Beschwerden manifestieren können. Diese Beschwerden werden durch negative Emotionen (Angst, Ärger, Besorgtheit) verursacht, die entstehen, wenn Ziele und Intentionen blockiert werden. Wenn sich die Arbeitssituation nicht ändert, können sich die Beschwerden chronifizieren und über pathophysiologische Prozesse zu späteren Erkrankungen führen (z.B. Steptoe, 1989).

Die Stressreaktion wird von **Stressoren (ungünstigen Umwelteinflüssen)** ausgelöst. Wenn die Arbeitsaufgabe unter dem Einfluss eines oder mehrerer Stressoren (wie Gefühl der Bedrohung oder Schlafmangel) bearbeitet werden muss, hängt die Qualität der Leistung von der Toleranz des Operateurs (beeinflusst durch persönlichkeitsbedingter Stresstoleranz und Erfahrung im Umgang mit dem Stressor in früheren Situationen) gegenüber dem jeweiligen Stressor ab.

Ein möglicher Leistungsabfall wird von der Fähigkeit des Beschäftigten bestimmt, den energetischen Zustand so zu regulieren, dass die Stressoren die Aufgabenbearbeitung nicht behindern. Dabei ist es nicht unbedingt notwendig, negative Emotionen gänzlich zu vermeiden. Denn ein geringes Maß an Unsicherheit und Angst kann auch motivierend wirken und das Energieniveau anheben. Wenn jedoch die Unsicherheit weiter ansteigt, werden die zur Verfügung stehenden Verarbeitungskapazitäten verringert, weil intensive Emotionen aufmerksamkeitsreduzierend wirken.

Andererseits hängt der Einfluss des Stressors auch von seiner Intensität und Dauer ab.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Eintreten eines Stresszustandes durch Vermeidung von bedingungsspezifischen Belastungsfaktoren verhindert. Der Fokus der Untersuchung lag, wie oben schon erwähnt, in der perceptiven und kognitiven Beanspruchung als Teil mentaler Beanspruchung. Emotionale Beanspruchung sollte weitgehend vermieden werden.

Zusammenfassend kann nach der Diskussion der Begriffsdefinitionen für die vorliegende Untersuchung folgendes geschlossen werden.

Im Allgemeinen sind Begriffsdefinitionen nie erschöpfend und widerspruchsfrei. Dies gilt natürlich auch für die hier diskutierten Begriffe. Daraus hingegen die völlige Sinnlosigkeit des Versuchs einer Messung psychischer Belastung und Beanspruchung zu konstatieren (Schmidtke, 2002), wäre jedoch völlig verfehlt. Diese Schlussfolgerung beruht auf der Unkenntnis oder Ignorierung weitgehender Teile arbeitspsychologischer bzw. arbeitspsychophysiologischer Forschung.

Das in Teilen oft zu recht kritisierte Belastungs-Beanspruchungs-Konzept bietet, ebenso wie die neuere Stressforschung, immer noch für psychophysiologische und auch arbeitspsychologische Fragestellungen einen ausreichenden theoretischen Hintergrund. Dies gilt insbesondere für die Messung kurzfristiger Beanspruchungen und personenzentrierte Fragestellungen. Für bedingungsbezogene arbeitspsychologische Fragestellungen und die gesundheitsbezogene Untersuchung langfristiger Fehlbeanspruchung am Arbeitsplatz stehen geeignetere Konzepte zur Verfügung (s. Oesterreich, 1997)

1.2.2 Darstellung verschiedener Ansätze mentaler Beanspruchung

In vielen verbreiteten Theorien wird **mentale Beanspruchung** (engl.: mental workload) häufig allgemein definiert als die **Intensität der menschlichen Informationsverarbeitung** (Kahneman, 1973). **Diese wird bestimmt durch die Schwierigkeit und/oder Komplexität der Aufgabe und die Leistungsvoraussetzungen (Fähigkeit und Motivation) der Person** (Gaillard, 1993; Gopher & Donchin, 1986; Kantowitz, 1988; Kuhmann, 1994; O'Donnell & Eggemeier, 1986; Richter & Hacker, 1998; Wieland-Eckelmann, 1992).

Die psychophysiologische Analyse mentaler Beanspruchung hat das Ziel, körperliche Indikatoren dieser Informationsverarbeitungsprozesse und die Anstrengung der Person zu identifizieren, ähnlich wie dies in der Arbeitsphysiologie bezüglich körperlich-muskulären Beanspruchungen geschieht.

Verglichen mit der Arbeitsphysiologie bestehen in der Psychophysiologie allerdings zusätzliche methodische Probleme.

Erstens lassen sich die körperlich-muskulären Belastungen der Arbeitsphysiologie reliabler skalieren (z.B. in Watt auf dem Fahrradergometer) als mentale Belastungen. Außerdem sind, im Gegensatz zur mentalen Belastung, die körperlichen Folgen körperlicher Belastung sehr gut bekannt (vgl. Manzey, 1998, S. 801). Ein weiteres Problem besteht in der oben thematisierten mangelnden Definitionsgrundlage mentaler Beanspruchung im Vergleich zur eindeutiger bestimmten körperlichen Beanspruchung (z.B. Gopher & Donchin, 1986; Wieland-Eckelmann, 1992).

So werden zur Untersuchung mentaler Beanspruchung je nach Forschungsrichtung ergonomische (Rohmert, 1984), kognitiv-energetische (z.B. Boucsein, 1991; Luczak, 1987), ressourcentheoretische (z.B. Gopher & Donchin, 1986; Kahneman, 1973) und handlungstheoretische (z.B. Richter & Hacker, 1998) Aspekte mentaler Beanspruchung hervorgehoben, ohne eine theoretische Verbindung der Ansätze herzustellen (vgl. Manzey, 1998).

Erschwerend kommt die oft beschriebene Divergenz zwischen physiologischen, subjektiven und Leistungsmaßen der Belastung („psychophysisches Kovariationsproblem“, z.B. Fahrenberg, 1979; s. a. Fahrenberg, 1987, 1983) hinzu. Dies macht in der psychophysiologischen Forschungspraxis eine Mehrebenenanalyse der zugrundeliegenden Prozesse nötig, was in der vorliegenden Untersuchung auch realisiert wurde (s. Abschnitt „Gegenstand und Fragestellung“). Eine theoretische Fundierung dieser Mehrebenenanalyse ist in der Literatur, zumindest teilweise, vorhanden (z.B. Sanders, 1983; Wickens, 1991).

Die meisten Theorien zur mentalen Beanspruchung besitzen jedoch auch bestimmte Gemeinsamkeiten, auf die im Folgenden eingegangen werden soll (Gaillard & Wientjes, 1994).

So wird postuliert, dass das menschliche Leistungsverhalten unter **kognitiver Kontrolle** steht. Die Kontrolle steuert die Verarbeitungsprozesse durch Bewertung der Leistung während der Aufgabenbearbeitung und reguliert die Anstrengung. Weiterhin wird angenommen, dass die Bereitstellung von Energie zur Aufgabenbearbeitung weitgehend autonom erfolgt, wobei aber auch höhere kognitive Prozesse, wie Anstrengung, einen direkten Einfluss auf die Bereitstellung von Energie besitzen.

Ein weiterer Aspekt sind **Emotionen**. Sie können nur wenig von höheren kognitiven Prozessen kontrolliert werden, bestimmen aber wesentlich die Energiebereitstellung. Vor allem mäßig intensive positive Emotionen können die Energiebereitstellung erhöhen und damit zu einer Leistungssteigerung beitragen. Der energetische Zustand wird regelmäßig, meist unbewusst und automatisiert, überprüft. Dabei wird, sofern möglich, die optimale Tätigkeit für die jeweils vorhandene Energiemenge gewählt, wobei auch der Fall möglich ist, durch zusätzliche Anstrengung weitere Energie zur Ausführung von Tätigkeiten mit besonders hohen Anforderungen kurzfristig bereitzustellen, was aber mit hohen psychologischen und physiologischen Kosten verbunden ist (Gaillard & Wientjes, 1994, p. 144).

In den einzelnen Theorien werden bestimmte Prozesse und Begriffe fokussiert: höhere kognitive Verarbeitungsstufe reguliert geringere Verarbeitungsstufe (Broadbent, 1971), Ressourcenbereitstellung (Kahneman, 1973), Leistungsbewertung (Sanders, 1983), Überwachung des energetischen Zustands des Körpers (Hockey, 1986).

Im Folgenden sollen die verschiedenen Ansätze zum Zusammenhang von mentaler Beanspruchung und psychophysiologischen Prozessen genauer dargestellt werden, da sie für die vorliegende Untersuchung von besonderer Bedeutung sind.

Dabei werden die unterschiedlichen Ansätze in zwei verschiedene Theoriengruppen eingeteilt: ressourcentheoretische vs. kognitiv-energetische Ansätze mentaler Beanspruchung.

1.2.2.1 Ressourcentheoretische und kognitiv-energetische Ansätze mentaler Beanspruchung

Die verschiedenen Ansätze mentaler Beanspruchung sollen dahingehend bewertet werden, inwieweit sie die psychophysiologische Erfassung mentaler Beanspruchung direkt mit einbeziehen oder zumindest als deren theoretische Grundlage dienen können.

Damit soll für die vorliegende Arbeit der theoretische Hintergrund der psychophysiologischen Untersuchung mentaler Beanspruchung definiert werden.

Eine Möglichkeit der Gegenüberstellung von Theorien mentaler Beanspruchung und Ansätzen zu psychophysiologischen Prozessen besteht in der Unterscheidung in ressourcentheoretische und kognitiv-energetische Ansätze mentaler Beanspruchung (Manzey, 1998).

Einige Autoren (z.B. Kramer, 1993) begründen die psychophysiologische Untersuchung mentaler Beanspruchung ausschließlich mit kognitionspsychologisch orientierten frühen ressourcentheoretischen Ansätzen (z.B. Gopher & Donchin, 1986; Kahneman, 1973; Norman & Bobrow, 1975; Wickens & Kramer, 1985), die hier jedoch nicht weiter diskutiert werden sollen. Denn dieser Sichtweise wird nicht deutlich, wie die Erfassung mentaler Beanspruchung mit psychophysiologischen Methoden theoretisch begründet sein soll, da keine Verbindung zwischen kognitionspsychologischen und psychophysiologischen Prozessen erkennbar wird.

Zunächst werden die Grundzüge **ressourcentheoretischer Modelle** (z.B. Kahneman, 1973; Norman & Bobrow, 1975; Shiffrin & Schneider, 1977; Wickens, 1984, 1984b, 1991) skizziert, die eher strukturelle und kognitive Aspekte der Informationsverarbeitung, wie z.B. kapazitätslimitierte kognitive Ressourcen, hervorheben.

Anschließend werden **kognitiv-energetische Modelle** (z.B. Boucsein, 1991; Hockey, 1997; Lacey, 1967; Pribram & McGuinness, 1975) vorgestellt, die, aus der Tradition psychophysiologischer Aktivierungsforschung kommend, den energetischen Aspekt der Informationsverarbeitung betonen.

Beide Theoriegruppen besitzen einige Gemeinsamkeiten, so dass diese Einteilung hier weniger als Gegensatz verstanden wird. Dies wird auch darin deutlich, dass einige der Ansätze nicht eindeutig einer Theoriegruppe zuzuordnen sind. Die Theorie von Wickens (1991) kann als aufmerksamkeitstheoretisches Modell oder auch als Theorie der Integration von aufmerksamkeitstheoretischen und aktivierungstheoretischen Ansätzen angesehen werden. Gleiches gilt für die Theorie von Hockey (1997), die als aktivierungstheoretischer Ansatz eingeschätzt, aber auch unter den integrativen Theorien nochmals erwähnt wird.

So soll diese Einteilung verstanden werden als Hervorhebung der unterschiedlichen Schwerpunkte in den Theorien und nicht als Darstellung gegensätzlicher, unvereinbarer theoretischer Standpunkte.

Daher folgt schließlich eine **Integration beider Modellvorstellungen**, in der Theorien vorgestellt werden, in denen die begrenzten Verarbeitungsressourcen der ressourcentheoretischen Modelle als energetische Begriffe aufgefasst werden, die der psychophysiologischen Erfassung zugänglich sind (Hockey, 1997; Sanders, 1983; Wickens, 1991). Dies wird als eine sinnvolle heuristische Strategie zur psychophysiologischen Untersuchung mentaler Beanspruchung angesehen, die mit den Erkenntnissen psychophysiologischer Forschung in Einklang steht und als theoretischer Hintergrund der vorliegenden Arbeit dient.

1.2.2.1.1 Mentale Beanspruchung als ressourcentheoretisches Konzept

Diese Modelle resultieren aus der Forschung zu kognitiven Interferenzeffekten bei Doppeltätigkeiten (s. Manzey, 1998).

Fast alle dieser Ansätze stellen **Kapazitätsmodelle** dar. Es wird davon ausgegangen, dass Leistungseinbußen bei Doppeltätigkeiten auf die limitierten Ressourcen der Informationsverarbeitung zurückzuführen sind. Bei Doppeltätigkeiten reichen die Ressourcen nicht aus, um die Aufgaben ohne Leistungseinbußen zu bearbeiten (Kramer & Spinks, 1991; Manzey, 1988, 1991; Wickens, 1984, 1984b, 1991; s. a. Gaillard & Kramer, 2000).

Der Kapazitätsbedarf der Aufgabe bestimmt bei diesen Modellen das Ausmaß der mentalen Beanspruchung. Je höher der Kapazitätsbedarf, desto geringer ist die jeweilige „Restkapazität“ (engl.: spare capacity, Kahneman, 1973), die noch für weitere Aufgaben zur Verfügung steht (Manzey, 1998, S. 807; s. a. Kramer, 1993, p. 2).

Die verschiedenen Modelle unterscheiden sich lediglich darin, wie die Kapazitätsbegrenzung interpretiert wird.

Frühere Modelle verwendeten die Metapher einer sequenziell arbeitenden Prozessors mit begrenzter Übertragungskapazität (z.B. Broadbent, 1958).

Heutige Modelle benutzen häufig energetische und ökonomische Begriffe (Gopher, 1986; Kahneman, 1973; Navon & Gopher, 1979; Manzey, 1988; Wickens, 1984, 1991; s. a. Gaillard & Kramer, 2000).

Kahneman (1973) nahm an, dass der Mensch über begrenzte Verarbeitungskapazitäten (engl.: capacity) verfügt.

Kritisch anzumerken ist dabei, dass die Begriffe Anstrengung (engl.: effort) und Aufmerksamkeit (engl.: attention) synonym verwendet werden, was zu begrifflichen Unschärfen führt. Anstrengung und Aufmerksamkeit sind unterschiedliche psychologische Funktionen (s. oben, Begriffsdefinitionen), was durch die Gleichsetzung der Konzepte unberücksichtigt bleibt.

Die Kapazität ist unspezifisch, d. h. alle Verarbeitungsaufgaben sind an sie geknüpft.

Die Kapazitätsverteilung ist abhängig von

- dem Kapazitätsbedarf (bestimmt durch die Schwierigkeit der Aufgaben)
- den überdauernden Dispositionen der Person
- den jeweiligen Intentionen des Individuums

Motivationale Aspekte bleiben dabei weitgehend unberücksichtigt. Im letzten Punkt ist die Motivation nur implizit vorhanden.

Obwohl die Gesamtkapazität begrenzt ist, kann sie, im gewissen Umfang, durch erhöhte Anstrengung gesteigert werden.

Die Höhe des Aktivierungsniveaus (engl.: arousal) kann als ein Korrelat der verfügbaren Maximalkapazität verstanden werden. Damit wäre ein theoretischer Zusammenhang zur Aktivierungstheorie hergestellt.

Dabei ist aber kritisch einzuwenden, dass hohe psychophysiologische Aktivierung in einer Belastungssituation nicht unbedingt auf hohe Fähigkeiten, im Sinn von großen Ressourcen, hindeutet. In mentalen Anforderungssituationen brauchen Probanden mit hohen kognitiven Kapazitäten nur einen Teil ihrer verfügbaren Gesamtkapazität einzusetzen, so dass auch nur eine geringe psychophysiologische Aktivierung resultiert. Probanden mit geringeren Kapazitäten werden in der gleichen Situation eventuell alle Kapazitäten einsetzen müssen, was zu einer höheren Aktivierung führt. Als Beispiel sei hier der Zusammenhang zwischen P300-Amplituden des ereigniskorrelierten Hirnpotenzials und den verfügbaren Kapazitäten in EEG-Experimenten zum Kurzzeitgedächtnis genannt (s. Abschnitt „Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale“).

Das eher eindimensionale Kapazitäts-Modell von Kahneman wurde durch **Norman und Bobrow** (1975) und **Shiffrin und Schneider** (1977) erweitert.

Nach deren Theorie wird menschliche Informationsverarbeitung nicht nur mit ressourcentheoretischen Begriffen erklärt, sondern eher noch allgemeiner interpretiert. Sie subsumierten darunter auch Anstrengung, Gedächtnisprozesse und Kommunikationskanäle (Norman & Bobrow, 1975, p. 45). Der Zusammenhang zwischen Leistungsanforderung durch die Aufgabe und kognitiven Ressourcen wird durch die Einführung der **Leistungs-Ressourcen-Funktion (performance-resource-function, PRF)** beschrieben. Darin wird ein **daten-limitierter** und ein **ressourcen-limitierter** Bereich unterschieden (s. a. Kramer, 1993). Im ressourcen-limitierten Bereich der Leistungs-Ressourcen-Funktion steigt die Leistung in einer Aufgabe streng monoton in Abhängigkeit vom Ressourceneinsatz an.

Im daten-limitierten Bereich der Leistungs-Ressourcen-Funktion bleibt die Leistung unabhängig von der Menge investierter Ressourcen konstant. Das Leistungsmaximum wird bereits mit einem Mindesteinsatz der Ressourcen erreicht.

Weiterhin wird in vollständig oder teilweise ressourcen-limitierte Prozesse unterschieden.

Die Schwierigkeit bzw. Komplexität der Aufgabe drückt sich in der Ausprägung bzw. Steigung des ressourcen-limitierten Bereiches der Leistungs-Ressourcen-Funktion aus.

Interferenzeffekte bei gleichzeitiger Bearbeitung von Sekundäraufgaben entstehen nur dadurch, dass ressourcen-limitierte Verarbeitungsprozesse mit anderen kognitiven Prozessen konkurrieren (Norman & Bobrow, 1975).

Die Unterscheidung von vollständig oder teilweise ressourcen-limitierten und andererseits vollständig daten-limitierten Prozessen korrespondiert mit der Differenzierung von Shiffrin und Schneider (1977) hinsichtlich kontrollierter und automatischer Informationsverarbeitung. Kontrollierte Prozesse sind demnach kapazitätsabhängig, intentional steuerbar und bewusst repräsentiert. Sie interferieren in Abhängigkeit von ihrem Kapazitätsbedarf bei gleichzeitiger Ausführung miteinander. Automatische Prozesse hingegen sind kapazitätsunabhängig, reizgesteuert und nicht bewusst repräsentiert. Sie interferieren nicht mit gleichzeitig ablaufenden Prozessen.

Trotz dieser Differenzierung von Norman und Bobrow blieb mentale Beanspruchung auch in ihrem Ansatz ein **eindimensionales Konzept**, das ausschließlich mit dem Ressourcenbedarf in kontrollierten Informationsverarbeitungsprozessen beschrieben wurde (z.B. Mulder, 1980, s. a. 1986).

Spätere Experimente zu Doppeltätigkeiten widersprachen der Auffassung eines undifferenzierten Kapazitäts- bzw. Ressourcenkonzeptes sensu Kahneman (1973), dem prinzipiell auch Norman und Bobrow folgen. Diese Befunde konnten zeigen, dass die Interferenzeffekte bei gleichzeitiger Aufgabenausführung von der *Ähnlichkeit in der Anforderungsstruktur der Aufgaben* abhängen. Effekte der Aufgabenschwierigkeit spielen eine untergeordnete Rolle (z.B. Heuer, 1996; Manzey, 1988; Wickens, 1980, 1984, 1984b). Schwierige Aufgaben lassen sich sehr wohl parallel bearbeiten, ohne miteinander zu interferieren. Sie müssen sich aber dabei in ihrer Anforderungsstruktur deutlich voneinander unterscheiden (z.B. Allport, Antonis & Reynolds, 1972; Manzey, 1991). Nur bei ähnlichen Anforderungen wirkt sich die Schwierigkeit zweier gleichzeitig zu bearbeitender Aufgaben auf die Leistung aus (z.B. Gopher, Brickner & Navon, 1982; Manzey, 1988).

Diese Befunde führten zu den **mehrdimensionalen Ressourcentheorien** (z.B. Navon & Gopher, 1979; Polson & Friedman, 1988; Wickens, 1984, 1991). In ihnen wird davon ausgegangen, dass das Informationsverarbeitungssystem des Menschen über mehrere, voneinander unabhängige Teilsysteme verfügt. Diese Teilsysteme besitzen begrenzte Kapazitäten und sind die Grundlage für spezifische Verarbeitungsfunktionen. Zu Interferenzeffekten bei Doppeltätigkeiten kommt es demnach nur dann, wenn zwei Aufgaben gleichzeitig bearbeitet werden, die in ihrer Struktur sehr ähnlich sind und daher auf dieselben Verarbeitungsressourcen zurückgreifen.

Wickens (1991) postuliert **vier Ressourcenklassen**, die sich in zwei unterschiedliche Dimensionen aufteilen lassen.

Der ersten Dimension werden zwei Stufen der Informationsverarbeitung zugeteilt, wobei eine Stufe für perzeptiv-kognitive Prozesse zuständig ist. Die zweite Stufe steuert die Vorbereitung und Kontrolle motorischer Reaktionen.

In der zweiten Dimension werden Ressourcen zusammengefasst, die verschiedene Arten der Informationsverarbeitung repräsentieren. Dazu zählen Ressourcen für verbal kodierte Verarbeitungsprozesse und für räumlich-analoge Verarbeitungsprozesse.

Frühere Unterscheidungen von Wickens (1980, 1984) zwischen auditiven und visuellen Ressourcen, sind inzwischen von der geschilderten Einteilung abgelöst worden (Wickens, 1991).

Während die frühen Ressourcentheorien durch ihre theoretische Begrenztheit weniger mit psychophysiologischen Ansätzen und Untersuchungsstrategien vereinbar zu sein scheinen, sind die mehrdimensionalen Ressourcentheorien der psychophysiologischen Analyse mentaler Beanspruchung zugänglich (Gopher & Donchin, 1986; Kramer, 1991; Kramer & Spinks, 1991; Wilson & O'Donnell, 1988). Dabei ist es jedoch notwendig, die z.B. im Modell von Wickens unterschiedenen Ressourcenarten mit kognitiv-energetischen Konzepten zu verbinden, um eine theoretische Brücke zwischen Informationsverarbeitungs- und psychophysiologischen Modellvorstellungen herzustellen.

1.2.2.1.2. Mentale Beanspruchung als kognitiv-energetisches Konzept

Die kognitiv-energetischen Modelle mentaler Beanspruchung entstammen der psychophysiologischen Aktivierungstheorie. Daher können sie als theoretische Grundlage der *psychophysiologischen* Analyse mentaler Beanspruchung dienen, da sie direkt mit der Tradition psychophysiologischer Forschung in Verbindung stehen und die Ergebnisse und Erkenntnisse psychophysiologischer Forschung explizit in ihren Theorien berücksichtigt sind. Damit schaffen sie eine theoretische Verbindung zwischen psychophysiologischen Prozessen einerseits und kognitiver Informationsverarbeitung andererseits, die in den (frühen) ressourcentheoretischen Modellen oft fehlt.

In der psychophysiologischen **Aktivierungstheorie** (Duffy, 1951, 1962, 1972; Lindsley, 1951) wurde davon ausgegangen, dass Informationsverarbeitung Energie benötigt. Diese Energiebereitstellung könne man mit psychophysiologischen Methoden erfassen, wobei zwischen Aktivierungsniveau und menschlicher Leistung ein umgekehrt u-förmiger Zusammenhang bestünde (Yerkes-Dodson-Regel). Diese Annahme stellt zwar eine Simplifizierung der tatsächlichen Vorgänge dar, war aber viele Jahre als Modellvorstellung in der psychophysiologischen Forschung vorherrschend (z.B. Fahrenberg, 1983; Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek & Müller, 1979; vgl. zsf. auch Ribback, 1996).

Frühe Versuche, den Grad der psychophysiologischen Aktivierung mit momentanen subjektiven Einschätzungen zu ermitteln (Bartenwerfer, 1969), erwiesen sich bald als nicht adäquat zur Erfassung psychophysiologischer Prozesse.

In der Aktivierungstheorie wurde mentale Beanspruchung ausschließlich durch den Grad ihrer jeweiligen Intensität erfasst. Damit wird deutlich, dass **Aktivierung als eindimensionales Konzept** verstanden wurde (z.B. Duffy, 1951; Kahneman, 1973). Mentale Beanspruchung war folglich direkt aus den psychophysiologischen Aktivierungsindikatoren (z.B. Herzrate, Blutdruck, elektrodermale Aktivität, Theta-Aktivität im Spontan-EEG, s. Schandry, 1996) abzulesen.

Eine besondere Bedeutung innerhalb der allgemeinen Aktivierungstheorie besitzt der Begriff „Energie“, der auch in späteren energetischen Konzepten mentaler Beanspruchung verwendet wurde. Energie wird als diejenige metabolische Kapazität definiert, die zur Aufgabenbearbeitung notwendig ist (Jennings, 1986, p. 200).

Die Ansicht einer allgemeinen Aktivierung wurde schon oft kritisiert. Neben dem oben schon erwähnten psychophysischen Kovariationsproblem (z.B. Lang, 1971; Fahrenberg, 1987), was gegen die Annahme einer allgemeinen Aktivierung spricht, kann außerdem von einer Diversifizierung der Aktivierungsrichtungen ausgegangen werden, die dem Konstrukt widerspricht (Lacey, z.B. 1967). Damit wird der Sachverhalt beschrieben, dass manche Biosignale unter Aktivierungsbedingungen ansteigen, während gleichzeitig sich andere physiologische Indikatoren im Vergleich zu Ruhebedingungen verringern. Dies gilt z.B. für die Orientierungsreaktion (Sokolov, 1960), bei deren Auftreten die Herzrate kurzfristig sinkt, während die elektrodermale Aktivität ansteigt.

Außerdem wurden im Verlauf der weiteren Forschung psychophysiologische Reaktionsmuster (Foerster, Schneider & Walschburger, 1983) identifiziert, was mit der Annahme einer allgemeinen Aktivierung nicht vereinbar ist. Diese Reaktionsmuster beschreiben z.B., dass ein Individuum auf einen bestimmten Reiz (oder Situation) ein gleichartiges physiologisches Reaktionsmuster zeigt wie die anderen Individuen der Bezugspopulation. Daher erscheint es sinnvoll, innerhalb der Beanspruchungsforschung nach bestimmten Reaktionsmustern für spezifische Belastungssituationen zu suchen. Weiterhin können somit mentale von emotionalen Belastungssituationen differenziert werden (Fahrenberg, 1983), was ebenfalls gegen eine allgemeine Aktivierung spricht.

Ein weiterer Kritikpunkt ist, dass sich die Ergebnisse der Aktivierungsforschung nur wenig dazu eignen, verallgemeinerbare Aussagen zu treffen, die eine Anwendung auf individuelle Stressreaktionen erlauben (Walschburger, 1986).

Trotz dieser kritischen Befunde und Einwände zur allgemeinen Theorie der Aktivierung (vgl. auch Ribback, 1996) wurde in der weiteren psychophysiologischen Beanspruchungsforschung der pragmatische Ansatz lange beibehalten, da damit eine einfache theoretische Grundlage existierte, um mentale Beanspruchung über körperliche Reaktionen durch Ableitung von Biosignalen zu erfassen.

Die **psychophysiologische Beanspruchungsforschung folgt dem Belastungs-Beanspruchungs-Konzept** (Rohmert, 1984) und der damit verbundenen Trennung in objektive, äußere Belastung durch die Aufgabenschwierigkeit und interne Beanspruchung, die messbare psychophysiologische Reaktionen hervorruft. Neuere Konzepte (s. oben) bleiben weitgehend unberücksichtigt.

Es gibt jedoch inzwischen auch einen moderneren Ansatz innerhalb der psychophysiologischen Forschung zum Zusammenhang von mentaler Belastung und Stress, der sich von der ausschließlichen Verwendung des Belastungs-/Beanspruchungs-Konzepts unterscheidet. Kognitiv-energetische Modelle zeigen eine theoretische Nähe zum Anforderungs-/Belastungsmodell (Gaillard, 2000; Gaillard, 1993; Gaillard & Wientjes, 1994; Hockey, 1997; Sanders, 1983; Wickens, 1991). Denn es existieren einige Studien, in denen die psychophysiologischen Reaktionen nicht immer als gesundheitsgefährdend betrachtet werden, was mit den Annahmen des Anforderungs/Belastungs-Modells übereinstimmt.

Die widersprüchlichen Befunde und Kritikpunkte zur allgemeinen psychophysiologischen Aktivierung zwangen zu **einer Erweiterung und Ausdifferenzierung des Aktivierungskonzeptes**. Einige dieser differenzierteren Modelle zum Zusammenhang zwischen mentaler Beanspruchung und psychophysiologischen Prozessen sollen im Folgenden kurz dargestellt werden. Sie können **den kognitiv-energetischen Modellen mentaler Beanspruchung** zugerechnet werden.

In ihrem Modell gehen **Pribram und McGuinness** (1975) von drei verschiedenen zentralnervösen Funktionssystemen aus.

1. Ein **Affect-Arousal-System** dient zur Auslenkung der Aufmerksamkeit und wird durch die Amygdala gesteuert. Weitere beteiligte Strukturen befinden sich im Hypothalamus und Teilen der Formatio reticularis. Es wird ein hemmender Schaltkreis, der den orbitofrontalen Kortex, und ein erregender Schaltkreis, der den dorsolateralen frontalen Kortex einschließt postuliert, wobei beide durch die Amygdala gesteuert werden. Aufgabe dieses Systems ist die Steuerung selektiver Aufmerksamkeit (z.B. Orientierungsreaktion), es ruft phasische peripherphysiologische Begleitreaktionen hervor.
2. Ein **Preparatory-Activation-System** erhöht die motorische Reaktionsbereitschaft und tritt bei der Generierung von Erwartungen in Aktion. Es wird durch die Basalganglien und retikuläre Teile des Thalamus kontrolliert und führt zu tonischen peripherphysiologischen Reaktionen.
3. Ein **Effort-System** steuert die Richtung der Aufmerksamkeit und dient als Koordinationszentrum, in dem z.B. eine Entkopplung von Arousal- und Activation-Prozessen stattfindet. Dieses System ist im Hippocampus lokalisiert und koordiniert durch die Steuerung der beiden anderen Systeme die phasischen und tonischen peripherphysiologischen Reaktionen. Diesem System kommt eine zentrale Bedeutung bei der willkürlichen Regulation von Anstrengung zu.

Anstrengung wird in diesem Modell durch die wahrgenommene Schwierigkeit der Aufgabe bestimmt (s. Jennings, 1986, p. 201).

Das Modell von Pribram und McGuinness wird u. a. gestützt durch neurobiologische Befunde zu monoaminergen Bahnen im Gehirn, denen aufmerksamkeitsrelevante Funktionen zugeschrieben werden (Robbins & Everitt, 1994).

Boucsein (1991, 1992, 1993; Boucsein & Backs, 2000) stellt ein Konzept vor, dass sich stark an Pribram und McGuinness (1975) anlehnt. Er bringt die drei Systeme vereinfachend mit emotionalen (arousal), allgemeinen (effort) und motivationalen bzw. tätigkeitsbezogenen (activation) Aktivierungsprozessen in Verbindung.

Das **Arousal-System 1** (effort system) befindet sich in der Umgebung des Hippocampus. Es wirkt hemmend oder erregend auf Input und Output der Informationsverarbeitung, kann Systeme 2 und 3 entkoppeln und steht für allgemeine Aktivierung. Es produziert physiologische Indikatoren speziell der Informationsverarbeitung wie ereigniskorrelierte Hirnpotenziale und Desynchronisation des EEG.

Das **Arousal-System 2** (affect arousal system) ist in und um die Amygdala lokalisiert. Es steht für emotionale Informationsverarbeitung, Aufmerksamkeitsfokussierung und hypothalamische Reaktionsmuster wie z.B. Orientierungsreaktion. Dieses System ruft psychophysiologische Reaktionen wie z.B. Herzratenakzeleration und Anstieg der elektrodermalen Aktivität („EDA 1“ n. Boucsein) hervor.

Das **Arousal-System 3** (preparatory activation system) ist um die Basalganglien zentriert und verursacht eine Aktivierung der motorischen Hirnareale. Als physiologische Reaktionen treten die CNV-Komponente des ereigniskorrelierten Hirnpotenzials und tonische Herzratenveränderungen (und die sog. „EDA 2“ n. Boucsein) auf.

Das Arousal-System 2 (effort system) kann die Verbindung zwischen den Systemen 1 und 3 unterbrechen. Es werden verschiedene interaktive Prozesse dieser drei Systeme in unterschiedlichen Anforderungssituationen postuliert (s. Boucsein, 1992, 1993). Das Modell konnte durch Untersuchungen mit neurologischen Patienten verifiziert werden, bei denen gezielte Aussagen über Ausfälle vegetativer Begleitreaktionen getroffen werden konnten (Boucsein, 1992).

Manche Autoren ordnen diesen drei Systemen verschiedene tonische und phasische Aktivierungsvariablen zu, was bei dem derzeitigen Forschungsstand zwar spekulativ ist, aber einen heuristischen Wert besitzt (Fahrenberg, 1987).

Lacey (1967) zeigt mit dem oben erwähnten **Konzept der direktionalen Fraktionierung** eine Möglichkeit auf, qualitativ unterschiedliche Beanspruchungszustände voneinander zu trennen. Um dieses Forschungsziel zu erreichen, müssten multivariate Forschungsstrategien realisiert werden, was jedoch immer noch zu selten geschieht.

Die ressourcenbezogenen Modelle mentaler Beanspruchung könnten hierzu die theoretische Grundlage bieten, indem Taxonomien mentaler Beanspruchungszustände abgeleitet werden (Backs, Ryan & Wilson, 1994; Kramer, Wickens & Donchin, 1983; Sirevaag, Kramer, Coles & Donchin, 1989).

Ein **kognitiv-energetisches Modell** stellt **Hockey (1997)** vor. Ausgehend von dem Modell von Pribram und McGuinness (1975) werden dabei auch die Vorstellungen ressourcentheoretischer Modelle mentaler Beanspruchung (Gopher, Sanders und Wickens, s. u.) berücksichtigt.

Als Erweiterung des Ressourcen-Ansatzes sind dabei motivationale Energieregulationen als kompensatorische Kontrolle (engl.: compensatory control) der psychologischen und physiologischen Kosten einbezogen (vgl. Abb. 3).

Es wird von begrenzten multiplen Ressourcen ausgegangen (Navon & Gopher, 1979; Wickens, 1984, 1984b). Anstrengung (engl.: mental effort) sorgt für die Energiebereitstellung. Diese Energiebereitstellung führt zu Kosten in Form von sympathikotoner Aktivierung. Die Anstrengung dient in Situationen mit Überforderungscharakter (Stress) als kompensatorische Kontrolle, ähnlich wie im Modell von Kahneman (Kahneman, 1973) beschrieben. Neben der Aufrechterhaltung der notwendigen Energie unter Stress, besteht die zweite Aufgabe der Anstrengung darin, motivational Tätigkeitsziele zu erhalten. Dies ist insofern bedeutsam, da die Aufgabenbearbeitung oft mit anderen Motiven (z.B. Freizeitaktivitäten, Nahrungsaufnahme) konkurriert, so dass die Aufgabenbearbeitung in manchen Fällen als aversiv empfunden wird (Hockey, 1997, p. 77; s. a. Kahneman, 1973).

Das *Konstanthalten der Leistung unter Stressbedingungen* gehört zu den Kernaussagen des Modells (engl.: performance protection strategy, Hockey, 1997, p. 78). Dies geschieht unter der willentlichen Kontrolle des Individuums (engl.: management of effort). Die Effektivität der Aufgabenbearbeitung wird ständig kontrolliert, und zwar unter Berücksichtigung von Handlungszielen, Anforderungswechsel und dem Niveau der energetischen Ressourcen.

Es wird zwischen *zwei Regelkreisen* unterschieden. Einer ist für routinemäßiges Arbeiten unter geringen Anforderungen und energetischen Ressourcen zuständig (Loop A). Er kontrolliert automatisch gut gelernte Fertigkeiten bei bekannten Leistungszielen. Eine aktive Regulation oder Anstrengung ist bei diesen Tätigkeiten nicht notwendig.

Der zweite Regelkreis ist für höhere Anforderungen verantwortlich und wird über die Anstrengung reguliert (Loop B). Der Zielzustand (engl.: target state) wird ständig nach subjektiver Bewertung der Leistungsergebnisse angepasst. Über negative Feedback-Schleifen wird die aktuelle Aktivität überwacht und ggf. verändert, wenn eine Diskrepanz zwischen Leistungsergebnis und Aktivität festgestellt wird. Dabei werden ständig Kosten-Nutzen-Entscheidungen hinsichtlich Anstrengungen und Leistungszielen getroffen.

Ein Anstrengungsmonitor (engl.: effort monitor) registriert steigende Anforderungen, die willentliche Anstrengungen erfordern. Unterhalb eines unteren set-points greift dieser Mechanismus in die Aktivität nicht ein und überlässt das (automatisierte) Aufgabenhandeln dem Loop A. Ein oberer set-point definiert das Maximum der Anstrengung. Während der untere set-point fast konstant ist, wird der obere set-point als variabel angesehen, da er durch die Motivation bestimmt wird. Das obere Anstrengungslimit wird durch die Größe eines Reservebudgets festgelegt, das veränderlich ist und für den Fall notwendiger Anstrengungssteigerung erhöht wird, was z.B. bei weniger geübten Aufgaben, Anforderungswechsel, Störungen durch Lärm oder Arbeitsunterbrechungen notwendig ist. Bei Einfluss solcher Stressoren erhöht sich dieses Anstrengungsbudget, um die Leistungsziele zu erreichen bzw. zu halten, was aber die energetischen Kosten erhöht und sich in gesteigerter sympathischer Aktivierung äußern und z.B. zur Ermüdung führen kann. Da dieser psychophysische Zustand als aversiv empfunden wird und z.B. mit Emotionen wie Angst einhergeht, besteht die alternative Reaktion in einer Herabsetzung der Leistungsziele und einer Herabsetzung des Reservebudgets der Anstrengungsbereitschaft.

Zur Erhaltung der Leistung wird in diesem Fall die Systemeffizienz verringert. Dies kann geschehen durch: freiwillige Erhöhung der Fehleranzahl (z.B. bei Aufgabenteilen geringerer Priorität, Unterlassen von Nebenaktivitäten, Aufmerksamkeitseinschränkung) und Strategieänderungen (z.B. Wahl simpler Strategien, geringerer Gebrauch des Arbeitsgedächtnisses).

In diesem Modell wird deutlich, dass zur Untersuchung der Kosten der Kontrollprozesse unter hoher mentaler Beanspruchung die Erfassung der Leistung nicht ausreicht. Es besteht die Notwendigkeit der Erhebung subjektiver Berichte, die Analyse der Informationsverarbeitungsprozesse bei sekundärer Aufgabenbearbeitung und die Verwendung *physiologischer Untersuchungsmethoden*.

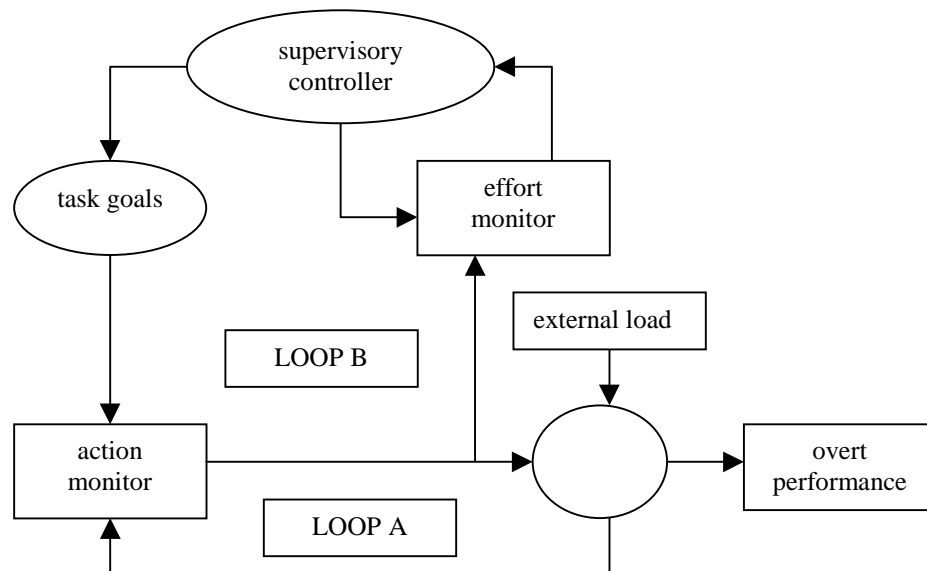


Abb. 3: Kompensatorisches Kontrollmodell der Leistungsregulation. LOOP A repräsentiert automatische Informationsverarbeitung, LOOP B steuert anstrengungsbasierte Informationsverarbeitung (n. Hockey, 1997).

Zusammenfassend ist dieser komprimierten Darstellung verschiedener kognitiv-energetischer Theorien mentaler Beanspruchung hinzuzufügen, dass der problematische Begriff der Aktivierung, der aus der Psychophysiologie stammt, von vielen modernen Theorien mentaler Beanspruchung unkritisch übernommen wird, obwohl, wie oben dargestellt, von einer allgemeinen psychophysiologischen Aktivierung innerhalb der Psychophysiologie seit langem nicht mehr ausgegangen wird. So wird in der Psychophysiologie schon seit einiger Zeit bezüglich der entsprechenden Biosignale nicht mehr von „Aktivierungsindikatoren“, sondern höchstens noch von „Aktivierungsvariablen“ gesprochen (Fahrenberg, 1987). Hier wäre es wünschenswert, dass sich die Theorien mentaler Beanspruchung, sofern sie auf psychophysiologische Mechanismen eingehen, dem Forschungsstand und den Begriffsveränderungen in der Psychophysiologie anpassen.

Ebenso wird der Begriff der „Energie“, ebenfalls aus der Aktivierungstheorie stammend, unreflektiert verwendet. Eine hinreichende Definition, worin diese Energie besteht, wird kaum beschrieben, was allerdings auch in der früheren Aktivierungsforschung, in der zuerst dieser Begriff zur Beschreibung psychophysiologischer Prozesse eingeführt wurde, nur unzureichend geschah. Duffy (1951) definierte Energie nur allgemein als physiologischen Grundumsatz des Organismus. Diese undifferenzierte Beschreibung des Konstrukts war jedoch leicht in Einklang zu bringen mit der Vorstellung einer allgemeinen Aktivierung.

Ein weiterer Kritikpunkt ist die unzureichende Definition der zentralen Begriffe, wie z.B. Anstrengung oder mentale Beanspruchung (s. oben „Begriffsdefinitionen“).

Die neueren kognitiv-energetischen Theorien mentaler Beanspruchung berücksichtigen den Einfluss intentional-motivationaler Prozesse. So blieb in den früheren Aktivierungstheorien hingegen unklar, warum unter mentaler Beanspruchung bestimmte Indikatoren erhöhten Energiebedarfs in der Peripherie, z.B. der Blutdruck und die Muskelspannung, ansteigen, während im Gehirn, wo die Informationsverarbeitung stattfindet, der Energiebedarf in Ruhe, wie auch unter mentaler Belastung, weitgehend konstant ist (Jennings, 1986). Dieser Sachverhalt lässt sich erklären, wenn man annimmt, dass die Aufgabenbearbeitung auch immer intentional-motivationale Faktoren beinhaltet, die, in Form willentlich gesteuerter Kontrollprozesse, zu den peripherphysiologischen Veränderungen führen (s. unten „Diskussion zu psychophysiologischen Regulationsmechanismen“), was explizit erst in neueren Theorien (Pribram & McGuinness, 1975; Boucsein, z.B. 1991; Hockey, 1997) berücksichtigt wird.

1.2.2.1.3 Integration ressourcentheoretischer und kognitiv-energetischer Ansätze mentaler Beanspruchung

Der Vergleich von ressourcentheoretischer und kognitiv-energetischer Modelle mentaler Beanspruchung zeigt, dass es möglich ist, beide Ansätze miteinander zu verbinden (Hockey, Gaillard & Coles, 1986; zsf. Manzey, 1998, S. 812ff), da sich einige Gemeinsamkeiten finden lassen.

Bereits **Öhman** (1986) fordert ressourcentheoretische und energetische Konzepte miteinander zu verbinden. Er geht dabei von einer evolutionsbiologischen Perspektive aus, die, neben kognitiven, auch emotionale Prozesse umfasst. Dadurch wird eine höhere Realitätsnähe der beschriebenen Vorgänge erreicht. Denn die in der realen Arbeitswelt auftretenden Bedingungen wie Lärm, Temperaturschwankungen, Tageszeit, Schlafmangel, Arbeitsunterbrechungen, Substanzmittelkonsum etc. rufen emotionale und motivationale Effekte hervor, die allein mit Modellen der kognitiven Informationsverarbeitung nicht ausreichend erklärt werden können.

Der Argumentation von Öhman ist jedoch hinzuzufügen, dass Informationsverarbeitungsansätze nicht unbedingt physiologische Messungen ausschließen. Die zahlreichen Forschungen zu ereigniskorrelierten Hirnpotenzialen und kognitiven Prozessen in der kognitiven Neuropsychologie zeigen, dass viele kognitive Prozesse, unter Ausschluss emotionaler Vorgänge, mit psychophysiologischen Methoden, hier mit dem EEG, durchaus valide erfasst werden können (s. Abschnitt „Hirnelektrische Indikatoren mentaler Beanspruchung“). Öhman ist jedoch zuzustimmen, wenn er schließt, dass die in der realen Arbeitswelt auftretende emotionale Beanspruchung in rein informationstheoretisch (hier: ressourcentheoretisch) orientierten Ansätzen vernachlässigt wird und diese somit nur eine auf Laborbedingungen begrenzte ökologische Validität besitzen.

In der realen Arbeitswelt sind jedoch die kognitiven mit den emotionalen Beanspruchungen häufig konfundiert, so dass eine separate Erforschung beider Beanspruchungsarten nicht möglich ist. Daher sollten in Feldstudien zur mentalen Beanspruchung auch die emotionalen Ereignisse aufgezeichnet werden.

In der Operationalisierung der vorliegenden psychophysiologischen Laboruntersuchung wurde des Problems der häufigen Konfundierung von Kognition und Emotion Rechnung getragen, indem die mentale Beanspruchung von emotionalen Einflüssen, wie Zeitdruck oder Überforderung, weitgehend unbeeinflusst gehalten wurde (s. Abschnitt „Gegenstand und Fragestellung“).

Ein weiteres Beispiel der Integration beider theoretischer Richtungen ist das oben beschriebene kognitiv-energetische Modell von **Hockey** (1997). Wie oben bereits dargestellt, verbindet er die Annahmen von **Pribram und McGuinness** (1975), **Gopher** (1979), **Sanders** (1983) und **Wickens** (1991).

Doch auch das oben im Rahmen der aufmerksamkeits-theoretischen Ansätze erwähnte Modell multipler Ressourcen von **Wickens** (1991) kann in die kognitiv-energetischen Modelle eingeordnet werden.

Innerhalb dieser Theorie ist es möglich, die unterschiedlichen Beanspruchungszustände verschiedenen Aktivierungsmustern zuzuordnen (vgl. Gaillard & Kramer, 2000).

Kognitiv-energetische Theorien bieten andererseits den Rahmen für die Berücksichtigung der Ressourcenkonzepte, wenn die Ressourcen als energetische Mechanismen (sensu Kahneman, 1973) interpretiert werden. Wickens (1992, p. 382, zit. n. Manzey, 1998, S. 812) fasst **Ressourcen als energetische Mechanismen** auf, indem er sie in unterschiedlichen Gehirnstrukturen, die ihre jeweils eigenen Aktivierungsmechanismen besitzen, lokalisiert. Studien, die solchen Vorstellungen folgen, vermuten z.B. in beiden Großhirnhemisphären zwei unabhängig voneinander organisierte Ressourcensysteme, die für unterschiedliche Anforderungen zuständig sind (Kinsbourne & Hicks, 1978; Polson & Friedman, 1988).

Es gibt noch weitere kognitiv-energetische Modelle mentaler Beanspruchung, die sich von den bisher vorgestellten Ansätzen nicht wesentlich unterscheiden, weshalb sie hier nicht ausführlich dargestellt werden sollen.

Dazu gehört z.B. das **Modell von Sanders** (1983; ähnlich Mulder, 1986). Er verbindet kognitiv-energetische, ressourcentheoretische und strukturelle Aspekte menschlicher Informationsverarbeitung und präzisiert damit den Ressourcenbegriff. Ressourcen werden mit verschiedenen, miteinander interagierenden Aktivierungssystemen in Verbindung gebracht, die das Aktivierungsniveau steuern. Außerdem werden beanspruchungsspezifische Aktivierungsmuster genauer beschrieben. Es muss aber einschränkend hinzugefügt werden, dass die dargestellte Integration ressourcentheoretischer Modelle in neuroanatomische und kognitiv-energetische (und aktivierungstheoretische) Vorstellungen bisher nur lückenhaft geschehen ist und noch keine allgemein akzeptierte psychophysiologische Modellvorstellung mentaler Beanspruchung darstellt. Dennoch kann festgehalten werden, dass dadurch das Konzept mentaler Beanspruchung präzisiert wird. Damit kann diese Integration als theoretische Grundlage für weitere psychophysiologische Untersuchungen mentaler Beanspruchung und auch für die vorliegende Arbeit dienen (Manzey, 1998, S. 814f.).

1.2.2.2 Zum Verhältnis von kognitiv-energetischen Beanspruchungstheorien und Stresstheorien

Einige Autoren (Gaillard, 1993; Gaillard & Kramer, 2000; Gaillard & Wientjes, 1994) unterteilen die Ansätze zur Psychophysiologie mentaler Beanspruchung in **kognitiv-energetische Beanspruchungstheorien** und **Stresstheorien**.

Kognitiv-energetische Beanspruchungstheorien integrieren oft ressourcentheoretische und kognitiv-energetische Vorstellungen und können somit eine theoretische Grundlage zur psychophysiologischen Untersuchung mentaler Beanspruchung darstellen.

Die in der Forschung prominenten Stresstheorien thematisieren ebenfalls das Verhältnis von mentaler Beanspruchung und psychophysiologischen Reaktionen.

Beide Theoriegruppen besitzen Gemeinsamkeiten und spezifische Unterschiede, die im Folgenden erläutert werden sollen.

Häufig wird Kritik an begrifflichen Konfusionen in den Stresstheorien geäußert, die dadurch entstehen, dass in vielen älteren Ansätzen die Stressreaktionen wie z.B. psychosomatische Beschwerden oder negative Emotionen durch hohe Anforderungen der Aufgabe erklärt werden. In diesen Theorien werde aber übersehen, dass hohe Anforderungen nicht unbedingt Stress und negative Folgen verursachen müssen.

Umgekehrt könne Stress auch durch zu geringe mentale Anforderungen entstehen, wenn Unterforderung durch Monotonie und Isolation vorherrscht (Gaillard, 1993), was in den Theorien häufig übersehen werde. Ob dieser Kritikpunkt an den Stresstheorien gerechtfertigt ist, wird im Folgenden diskutiert.

Dazu ist es notwendig, die Begriffe **mentale Beanspruchung**, **Anstrengung** und **Stress** im Rahmen der Modelle zu beschreiben und anschließend Schlussfolgerungen zum Verhältnis von kognitiv-energetischen Beanspruchungstheorien und Stresstheorien zu ziehen (n. Gaillard, 1993).

Die kognitiv-energetischen Theorien mentaler Beanspruchung fokussieren eher die *Interaktion zwischen Informationsverarbeitungs- und energetischen Prozessen* innerhalb der Person, während die Stresstheorien bevorzugt die *Beziehung zwischen Person und Umwelt* untersuchen (Gaillard, 1993, p. 1000). Eine Gemeinsamkeit beider Theoriegruppen ist die Beschäftigung mit der Diskrepanz zwischen den Anforderungen der Umwelt und den Fähigkeiten der Person. Diese Diskrepanz wird in den kognitiv-energetischen Theorien durch die limitierte Verarbeitungskapazität und in den Stresstheorien durch die Güte der Person-Umwelt-Beziehung bestimmt.

In den kognitiv-energetischen Modellen werden die *Anforderungen* durch die Komponenten der Aufgabe und die zur Aufgabebearbeitung notwendigen *Ressourcen* der Person bestimmt. In den Stresstheorien werden Anforderungen der Aufgabe und Ressourcen der Person hingegen differenzierter betrachtet:

Ressourcen werden nicht nur durch die Verarbeitungskapazität, sondern auch durch Persönlichkeitseigenschaften, kognitive und soziale Kompetenzen bestimmt.

Anforderungen umfassen in Stresstheorien nicht nur die Bestandteile der Aufgabe, sondern die ganze Arbeitsumwelt, inklusive soziale, physikalische und organisationale Aspekte.

In vielen Stresstheorien (z.B. Lazarus & Folkman, 1984; Selye, 1976) wird auch der Fall thematisiert, dass durch *erhöhte Anstrengung* die Aufgabe, **ohne** negative gesundheitliche Folgen, erfolgreich bewältigt wird. Kritiker der Stresstheorien übersehen diesen Aspekt häufig (z.B. Gaillard & Wientjes, 1994, p. 146).

In beiden Theorien ist der Operateur bemüht, die *Diskrepanz zwischen Anforderungen der Aufgabe und den eigenen Ressourcen* zu verringern.

Die Reduzierung der Diskrepanz wird in beiden Theorien aber auf unterschiedliche Weise erklärt.

In kognitiv-energetischen Theorien kann der Operateur die Ressourcen durch *Mobilisierung zusätzlicher Energie durch mentale Anstrengung* ansteigen lassen oder er kann die Arbeitsstrategie ändern, indem er das Arbeitstempo auf Kosten höherer Fehleranzahl erhöht, oder weniger relevante Tätigkeiten nicht bearbeitet.

In Stresstheorien hingegen wird die Diskrepanz zusätzlich vom *Entscheidungsspielraum* in der Arbeitsumgebung bestimmt. Der Entscheidungsspielraum bestimmt, inwieweit der Operateur mehr oder weniger Kontrolle über die Organisierung und Veränderung der Arbeitsumwelt besitzt und somit die Möglichkeit besitzt, über die Veränderung der Arbeitsausführungsbedingungen, die Diskrepanz zu verringern (z.B. Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990).

In kognitiv-energetischen Theorien ist die *kognitive Kontrolle* durch die Aufgabenbearbeitung begrenzt und basiert auf dem Wissen über die Leistungsergebnisse. In Stresstheorien hingegen ist die kognitive Kontrolle ein Mechanismus, der ständig die (Arbeits-)Umwelt nach Bedrohungen und Gefahren, aber auch nach eigenen Vorteilen, absucht und bewertet. Diese Bewertungsprozesse werden durch die Ziele und Normen der Person bestimmt. Zusätzlich zur Aufgabeninformation werden daher die psychosozialen Aspekte der Situation einbezogen (Gaillard, 1993).

Aus den geschilderten Zusammenhängen können folgende **Gemeinsamkeiten** der Begriffe mentale Beanspruchung und Stress abgeleitet werden:

- Es gibt Diskrepanzen zwischen Anforderungen und Ressourcen.
- Es gibt eine Unsicherheit, ob diese Diskrepanz bewältigt werden kann.
- Die Diskrepanz resultiert in der Bereitstellung von Energie.

Grundsätzliche Unterschiede bestehen, im Verständnis von Anforderungen und Ressourcen:

In kognitiv-energetischen Theorien mentaler Beanspruchung werden Anforderungen und Ressourcen von den Anforderungen zur Aufgabenbearbeitung und den Fähigkeiten der Person bestimmt und von der Aufgabensituation begrenzt.

In Stresstheorien hingegen bestimmt die gesamte Arbeitsumwelt die Anforderungen und die Ressourcen werden nicht nur durch die Verarbeitungskapazitäten, sondern auch durch verschiedene andere Persönlichkeitseigenschaften bestimmt.

Wichtig ist die Unterscheidung von erhöhter Anstrengung, um die Aufgabenbearbeitung zu bewältigen und einem dysfunktionalen Stresszustand, der eine adäquate Aufgabenbearbeitung behindert.

Anstrengung und Stress können als zwei Arten von Energiebereitstellung aufgefasst werden, die sich in folgenden Aspekten unterscheiden (Gaillard, 1993, p. 1003):

- Energiebereitstellung unter mentaler Anstrengung wird über Aufmerksamkeit bestimmt und optimiert die Leistungseffizienz, wohingegen unter Stress eine erhöhte Aktivierung die Aufgabenbearbeitung stört und die Effektivität herabsetzt.
- Die erhöhte Aktivierung unter mentaler Anstrengung geht nach der Aufgabenbearbeitung wieder auf einen Ruhelevel zurück. Im Stresszustand hingegen bleibt die Aktivierung nach der Aufgabenbearbeitung bestehen und eine Rückkehr zum Ausgangszustand ist verzögert oder sogar verhindert. Denn die Aktivierung wird nach der Stress verursachenden Situation noch längere Zeit aufrechterhalten.

Diese zwei Arten der Energiebereitstellung (Anstrengung und Stress) finden ihre Parallelen in neuroendokrinen Studien, in denen eine positive Situationsbewertung (Gefühl der Kompetenz und Herausforderung) mit Ausschüttung von Katecholaminen (Sympathikus-Nebennierenmark-System) und eine stressbezogene negative Situationsbewertung (Gefühl der Bedrohung und Defensivität) mit Ausschüttung von Glucokortikoiden (Hypothalamus-Hypophysen-Nebennierenrinden-System) einhergeht (Frankenhäuser, 1986; v. Holst, 1999; v. Holst & Scherer, 1988; Richter & Hacker, 1998, S. 129). Damit könnten langfristige negative gesundheitliche Folgen von Stress erklärt werden.

Eine weitere Parallele zur Unterscheidung von Anstrengung und Stress findet sich in der Demand-control-Theorie von Karasek (1979). Die darin getroffene Unterscheidung zwischen optimaler Beanspruchung durch aktive Arbeitstätigkeiten mit Kontrollmöglichkeit einerseits und Fehlbeanspruchung durch fehlende Kontrolle über die Arbeitsbedingungen verbunden mit geringer sozialer Unterstützung andererseits kann mit der Unterscheidung von Anstrengung und Stress verglichen werden (Gaillard & Wientjes, 1994, p. 146).

Sowohl kognitiv-energetische als auch Stresstheorien unterscheiden somit Anstrengung und Stress einmal in einen funktionalen aktivierenden Zustand, der zu verbesserten Arbeitsergebnissen führt (Anstrengung) und zum anderen in einen dysfunktionalen Zustand, der mit Fehlbeanspruchung, negativen Emotionen und gesundheitlichen Risiken verbunden ist (Stress). Damit unterscheiden sich beide Ansätze von der älteren unidimensionalen Aktivierungstheorie (s. oben, Duffy, 1951, 1962, 1972; Lindsley, 1951).

Mit Hilfe dieses zweidimensionalen Ansatzes der Energiebereitstellung beider Theoriegruppen können einige widersprüchliche Ergebnisse der Forschung aufgeklärt werden, auf die im Folgenden eingegangen wird.

Denn obwohl allgemein angenommen wird, dass *erhöhte Aufgabenschwierigkeit mit einer Steigerung der Aktivierung und Stressreaktionen* einhergeht, sind die Forschungsergebnisse dazu durchaus heterogen (z.B. Eysenck, 1982; Hockey, Bringer, Tattersall & Wiethoff, 1989; Mulder, 1986).

Weiterhin konnte in der Arbeitspsychologie gezeigt werden, dass *hohe Arbeitsbelastung keine negativen gesundheitlichen Folgen* haben muss, wenn sie mit der Kontrolle über die Arbeitssituation verbunden ist („active job“, Karasek & Theorell, 1990). Im Gegensatz dazu erzeugen Arbeitssituationen mit hoher Arbeitsbelastung und geringer Kontrolle über die Bedingungen Fehlbeanspruchung, negative Emotionen und gesundheitliche Risiken („passive job“, Karasek & Theorell, 1990).

Zusammenfassend kann zur Diskussion um Stresstheorien und kognitiv-energetische Theorien mentaler Beanspruchung angemerkt werden, dass es problematisch erscheint, die Stresstheorien pauschal zusammenzufassen (n. Gaillard, 1993), da wegen der Vielzahl unterschiedlicher Ansätze zu Stress auch entsprechend zahlreiche Stressdefinitionen existieren. Wie oben bereits erwähnt, kann von einer allgemeinen Stressdefinition nicht ausgegangen werden.

Vor allem in arbeitspsychologisch orientierten Stresstheorien und Gesundheitsmodellen rufen hohe Anforderungen am Arbeitsplatz nicht zwingend Stresssymptome hervor (z.B. Karasek, 1979; Richter & Hacker, 1998).

Ebenso folgt die hier dargestellte kognitiv-energetische Interpretation mentaler Beanspruchung (Gaillard, 1993; Gaillard & Kramer, 2000; Gaillard & Wientjes, 1994) den Aussagen des **Anforderungs-Belastungs-Modells** (s. u.; Leitner, 1999; Sonntag, Heun & Schaper, 1992; Volpert, 1975, 1994), in dem hohe (Aufgaben-)Anforderungen eher als gesundheitsförderlich betrachtet werden und negative gesundheitliche Folgen erst durch (Fehl-)Belastungen entstehen.

1.3. Befundlage zu den psychophysiologischen Indikatoren mentaler Beanspruchung

Da die vorliegende Arbeit den oben dargestellten theoretischen Überlegungen der kognitiv-energetischen Leistungsmodellen mentaler Beanspruchung folgt, sollten die in der vorliegenden Arbeit zu verwendeten Biosignale und psychophysiologischen Parameter hinsichtlich ihrer bisherigen Bewährung in ähnlichen Forschungskontexten zur mentalen Beanspruchung sorgfältig ausgesucht und auf ihren Einsatz bezüglich vorliegender Fragestellung beurteilt werden. Daher werden im Folgenden die Ergebnisse der einzelnen Biosignale und Parameter zur mentalen Beanspruchung zusammenfassend dargestellt und hinsichtlich ihrer Sensitivität und Diagnostizität bewertet.

Über den Zusammenhang zwischen verschiedenen Biosignalen und mentaler Beanspruchung liegt eine Vielzahl von Befunden vor.

Zunächst sollen die Begriffe Sensitivität und Diagnostizität definiert werden.

Sensitivität bedeutet die Empfindlichkeit, mit der ein psychophysiologischer Parameter Beanspruchungsunterschiede wiedergibt, die bei variierender Schwierigkeit oder Komplexität der Aufgabe auftreten.

Diagnostizität bestimmt inwieweit der psychophysiologische Parameter unterschiedliche Arten von Belastung selektiv darstellt. Wenn Diagnostizität vorhanden ist, kann auf die Ursachen der Gesamtbeanspruchung geschlossen werden.

Wenn ein Parameter die Differenzierung von physischer, emotionaler und kognitiver Beanspruchung ermöglicht, besitzt er **Diagnostizität im weiteren Sinn**. Ist darüber hinaus auch die Unterscheidung spezifischer Aspekte mentaler Beanspruchung möglich, wie z.B. verbale vs. räumlich-figurale Aufgabenbearbeitung oder perzeptive vs. reaktionsbezogene kognitive Prozesse, kann von **Diagnostizität im engeren Sinn** gesprochen werden.

Weitere Bewertungsmaßstäbe sind die **Reliabilität**, die **Interferenzfreiheit** (engl. intrusiveness) und die **Breite des Anwendungsbereichs**, die hier jedoch unberücksichtigt bleiben, weil sie für die vorliegende Untersuchung nur von untergeordneter Bedeutung sind.

Es wird für jeden Kennwert die jeweilige Befundlage bezüglich Laboruntersuchungen dargestellt, da die vorliegende Studie ebenfalls als Laboruntersuchung angelegt war. Zusätzlich werden vorhandene Felduntersuchungen erwähnt, da sie die ökologische Validität belegen.

Anschließend folgt jeweils ein kurzes Fazit zur Einschätzung des jeweiligen Kennwerts für den Einsatz zur Messung mentaler Beanspruchung. Dabei werden auch außerexperimentelle Einflussfaktoren und Artefaktquellen des Parameters angesprochen.

1.3.1 Hirnelektrische Indikatoren mentaler Beanspruchung

1.3.1.1 EEG-Spontanktivität

Die an der Schädeloberfläche abzuleitenden Spannungsveränderungen werden Spontanaktivität genannt.

Man konnte bestimmte Frequenzen dieser Aktivität bestimmten Bewusstseins- und Aufmerksamkeitszuständen zuordnen, so dass diese Frequenzen aufgrund einer Konvention seit Berger (1929) in verschiedene Frequenzbänder eingeteilt werden.

Folgende Übersicht gibt einen Überblick über die **klinischen Frequenzbänder** (Tab. 2; modifiziert nach Schandry, 1996):

Frequenzband Wellentyp	bzw.	Frequenzbereich (Hz)	Amplitudenbereich (μV)	Region des stärksten Auftretens	Aufmerksamkeits- zustand
Delta		0,5-4	20-200	variabel	Tiefschlaf, Koma
Theta		5-7	5-100	frontal, temporal	leichter Schlaf, frontal: hohe Konzentration
Alpha		8-13	5-100	okzipital, parietal	Entspannter Wachzustand
Beta		14-30	2-50	präzentral, frontal	psychische Belastung, angespannte Aufmerksamkeit
Gamma		30-50	2-10	präzentral, frontal	Wachzustand, Schlafdeprivation

Tab. 2: Frequenzbandeinteilung des Spontan-EEG

Diese Einteilung kann in verschiedenen Darstellungen leicht variieren (z.B. Lindsley & Wicke, 1974). (Die Analyse der EEG-Frequenzen in der vorliegenden Untersuchung folgte einer anderen Frequenzbandeinteilung, die sich in Studien zur mentalen Beanspruchung als besser geeignet erwiesen hat, s. unten).

Manzey (1998) und Kramer (1993) berichten zusammenfassend über eine Reihe von Studien zu mentaler Belastung und Frequenzbändern.

Die Frequenzen dienen in der Regel zur Analyse tonischer Veränderungen der mentalen Beanspruchung durch Vergleich interessierender Zeitintervalle (Ruhe und Belastungsphasen) (Manzey, 1998). Weiterhin hat sich die Analyse kurzer, reizbezogener Zeitintervalle zur Untersuchung phasischer Frequenzänderungen als sinnvoll erwiesen (z.B. Bösel, Mecklinger, Kranz-Raphaelian & Stolpe, 1993).

Sensitive Indikatoren mentaler Beanspruchung sind v. a. **die Abnahme der parietalen und okzipitalen Alpha-Aktivität** und **die Zunahme von frontaler Theta-Aktivität** (s. Kramer, 1991).

1.3.1.1.1 Alpha-Frequenzband

1.3.1.1.1.1 Befundlage

Zur Abnahme der **tonischen Alpha-Aktivität** unter mentaler Beanspruchung gibt es einige Befunde (Davidson, Chapman & Henriques, 1990; Earle & Pikus, 1982; Gale, 1987; Gevins & Schaffer, 1980; Mecklinger & Bösel, 1989; Pigeau, Hofmann, Purcell & Moffitt, 1988; Rebert, Low & Larsen, 1984; Sirevaag, Kramer, De Jong, Mecklinger, 1988); ebenso zu **reizbezogenen, phasischen Alpha-Desynchronisationen** (Gevins, Smith, Leong, McEvoy, Whithfield, Du & Rush, 1998; Kaufman, Curtis, Wang & Williamson, 1992; Mecklinger, Kramer & Strayer, 1992; Winsum, Sergeant & Geuze, 1984; Fournier, Wilson & Swain, 1999; Wilson, Swain & Ullsperger, 1999).

Ein linearer Zusammenhang konnte allerdings für die **Aufgabenkomplexität** (Pigeau et al., 1988) gezeigt werden.

In **Flugsimulatoraufgaben** korrelierte die Schwierigkeit der aufzuführenden Flugmanöver mit Abnahme der Alpha-Aktivität (Brookings, Wilson & Swain, 1996; Natani & Gomer, 1981; Serman, Schummer, Dushenko & Smith, 1987).

In **Signalentdeckungsaufgaben, visuell-figuralen Maßstabaufgaben und Trackingaufgaben** zeigte Alpha 1 (8-10 Hz) und Alpha 2 (10-12 Hz) einen negativen Zusammenhang mit steigender Schwierigkeit im jeweiligen Aufgabentyp (Fournier et al., 1999).

Gleiches konnten Cicek und Nalcaci (2001) beim Bearbeiten des **Wisconsin Card Sorting Test** nachweisen.

Dennoch ist der Forschungsstand bezüglich der Sensitivität nicht eindeutig, denn andere Studien konnten nur über eine Abnahme der Alpha-Aktivität bei steigender Belastung, nicht aber über einen linearen Zusammenhang berichten, was für eine mangelnde Sensitivität der Alpha-Frequenz spricht (Manzey, 1998).

Dies gilt für **Kopfrechenaufgaben** (Earle & Pikus, 1982; Pigeau et al., 1988), **Wortvergleichsaufgaben** und **Buchstabenvergleiche** (Boiten, Sergeant & Geuze, 1992). Dujardin, Bourriez und Guieu (1995) konnten eine geringere Alpha-Aktivität in einer **schwierigen visuell-räumlichen Aufgabe** im Vergleich zu einer einfachen verbalen Aufgabe nachweisen.

Vereinzelt wird sogar über eine **Zunahme der Alpha-Aktivität während mentaler Belastung** (Gedächtnisbelastung bei Vigilanzaufgabe) berichtet (Gale, Davies & Smallbone, 1977).

Die Alpha-Frequenz hat sich besonders bei **visuellen Aufgaben** als sensitiv erwiesen.

Es konnte gezeigt werden, dass die Alpha-Abnahme bei mit der Schwierigkeit visuell-perzeptiven Anforderungen bei **visuellen Überwachungsaufgaben** (Anzahl der Elemente einer abstrakten Bildvorlage) einhergeht (Barcelo, Gale & Hall, 1995; Gale, Christie & Penford, 1971; Gale, Spratt, Christie & Smallbone, 1975), insbesondere über dem okzipitalen Kortex. Vergleiche mit akustisch vs. visuell dargebotenen Gedächtnisaufgaben zeigten den Zusammenhang zwischen Aufgabenschwierigkeit und Abnahme der Alpha-Frequenz jedoch nicht (Gundel & Wilson, 1992).

Es gibt jedoch auch widersprüchliche Befunde, die von einem Anstieg der Alpha-Aktivität bei visuellen Suchaufgaben berichten (Zeller & Bente, 1983).

Da in der vorliegenden Untersuchung die mentale Beanspruchung durch Gedächtnisabrufprozesse operationalisiert wurde, sind Studien zum Zusammenhang von **Alpha-Frequenz und Gedächtnisprozesse** hier von besonderer Bedeutung:

Bei **visuellen und räumlichen computerbasierten Arbeitsgedächtnisaufgaben** ging die Alpha-Frequenz (8-12 Hz) mit steigender Aufgabenschwierigkeit einher (Gevins et al., 1998; Wilson et al., 1999).

Keinen linearen Zusammenhang, aber zumindest eine Abnahme von Alpha bei steigender Aufgabenschwierigkeit, konnten Kaufman et al. (1992), Mecklinger et al. (1992) und Winsum, Sergeant und Geuze (1984) für **visuelle und auditive Gedächtnisaufgaben** nachweisen.

Burgess und Gruzelier (2000) zeigten, dass **neue Wörter in einer Gedächtnisaufgabe** geringere Powerwerte im schnellen Alpha-Band zeigten als bei bekannten Wörtern.

In **Felduntersuchungen** (Gundel, Drescher & Turowski, 2000; Wright & McGown, 2001) konnte die Alpha-Frequenz als einzige der ermittelten tonischen EEG-Frequenzen als Indikator für **Ermüdung während Nachtflügen bei Flugpiloten** nachgewiesen werden.

1.3.1.1.1.2 Fazit zur Alpha-Frequenz

Die Abnahme der Alpha-Frequenz kann, nach der derzeitigen Befundlage, als zuverlässiger Indikator mentaler Beanspruchung bei verschiedenen, insbesondere visuellen, Aufgaben betrachtet werden (s. Tab. 3).

Dennoch ist die Forschungslage nicht homogen. Dies kann vermutlich, neben Artefaktquellen wie Bewegungsartefakten, auch auf die große interindividuelle Varianz in der Alpha-Aktivität zurückgeführt werden (Manzey, 1998, S. 819). Weiterhin wird vermutet, dass es sich bei dem Alpha-Band im Bereich zwischen 8 und 13 Hz nicht um ein einheitliches Frequenzband handelt, sondern um zwei Frequenzbänder, die verschiedene Aspekte kortikaler Verarbeitung ausdrücken, was in den Studien nicht immer hinreichend berücksichtigt wird:

- ein langsames Alpha-Band im Bereich von 8-10 Hz und
- ein schnelles Band im Bereich von 11-13 Hz (Herrmann, Fichte & Kubicki, 1980; Mecklinger, 1992; Mecklinger & Bösel, 1989; Pennekamp, Bösel, Mecklinger & Ott, 1994).

Veränderungen des schnellen Alpha-Bandes (11-13 Hz) könnten mit aufgabenspezifischen kognitiven Prozessen zusammenhängen (Klimesch, Pfurtscheller & Schimke, 1992).

Abnahme im langsamen Alpha-Band (8-10 Hz) könnte einen Indikator für unspezifische Aktivierung darstellen.

Diese Einteilung steht allerdings im Widerspruch zu den Befunden von Mecklinger (1992, Mecklinger, Kramer & Strayer, 1992), der keinen Zusammenhang zwischen Alpha-Band und Aufgabenschwierigkeit bei Gedächtnisaufgaben finden konnte, was gegen eine Aufgabenspezifität spricht.

Manzey (1998, S. 820) kommt somit zu dem Schluss, dass der Alpha-Frequenz keine Sensitivität und Diagnostizität für mentale Beanspruchung zugeschrieben werden kann.

Manzey (1998) ist nicht unbedingt zuzustimmen. Denn es sprechen eine ganze Reihe von Befunden für den Einsatz dieser Frequenz, wenn das ursprüngliche Frequenzband in ein schnelles und langsames Band aufgeteilt wird (s. a. zsf. Bösel, 1996).

Kramer (1993, p. 17f.) empfiehlt, wegen der großen interindividuellen Varianz, möglichst Personen mit hoher Alpha-Aktivität als Probanden einzusetzen, um die Reliabilität der Messungen zu erhöhen. Dies kann jedoch nur in ausführlichen Vorstudien geklärt werden, was den Rahmen der vorliegenden Arbeit gesprengt hätte, da neben dem EEG noch andere Biosignale abgeleitet wurden.

Fournier et al. (1999) schreiben der topographisch über alle Areale reichenden („widespread“) Alpha-1-Frequenz (8-10 Hz) eine Indikatorfunktion für Aufmerksamkeits- und motivationale Prozesse im Zusammenhang mit der Bereitstellung limitierter kognitiver Ressourcen zu. Die Alpha-2-Aktivität soll hingegen sensumotorische und semantische Enkodierungsprozesse wie Stimulusenkodierung, semantische Enkodierung und Vorbereitung auf körperliche Bewegungen, repräsentieren. Beide Frequenzen sinken bei steigender Beanspruchung ab (z.B. Klimesch et al., 1992).

Ähnlich argumentieren Wilson et al. (1999). Sie interpretieren die Alpha-Aktivität insgesamt als Indikator für die Aktivierung einer allgemeinen Informationsverarbeitung, wobei sie zwei verschiedene Mechanismen vermuten. Eine Widespread-Aktivität, die für Gedächtnisaufgaben sensitiv sei und eine topographisch links-temporal und –parietal lokalisierte Alpha-Aktivität, welche die Verarbeitungstiefe (levels of processing) anzeigt.

Bösel (1996) interpretiert hingegen die obere Alpha-2-Frequenz (10.5 – 12 Hz) als Indikator für Entspannung (z.B. Earle & Pikus, 1982; Pfurtscheller & Klimesch, 1992). Das langsame Alpha-1-Band (7.5 – 10 Hz) tritt bevorzugt bei kognitiven Leistungen wie Konzeptbildung auf (Bösel, 1990, 1992).

Der bisherige Forschungsstand zur Alpha-Frequenz legt die Unterteilung der Frequenz in ein langsames und ein schnelles Band nahe. In der vorliegenden Studie wird den Empfehlungen zur Frequenzbandeinteilung nach Bösel (1996) gefolgt, in denen die Alphafrequenz in ein schnelles und ein langsames Alpha-Band eingeteilt wird.

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Alpha-Frequenz des Spontan-EEG	tonische Aktivität	Verschiedene mentale Belastungen im Labor	Davidson, Chapman & Henriques, 1990 ↓ Earle & Pikus, 1982 ↓ Gale, 1987 ↓ Gevins & Schaffer, 1980 ↓ Mecklinger & Bösel, 1989 ↓ Pigeau, Hofmann, Purcell & Moffitt, 1988 ↓ Rebert, Low & Larsen, 1984 ↓ Sirevaag, Kramer, De Jong, Mecklinger, 1988 ↓
	tonisch	linearer Zusammenhang mit Aufgabenkomplexität	Pigeau, Hofmann, Purcell & Moffitt, 1988 ↓
	tonisch	Flugsimulator, Zus. mit Aufgabenschwierigkeit	Brookings, Wilson & Swain, 1996 ↓ Natani & Gomer, 1981 ↓ Serman, Schummer, Dushenko & Smith, 1987 ↓
	tonisch: Alpha 1 (8-10 Hz) und Alpha 2 (10-12 Hz)	Signalentdeckungsaufgaben, visuell-figuralen Maßstabaufgaben und Trackingaufgaben	Fournier, Wilson & Swain, 1999 ↓
	tonisch	Wisconsin Card Sorting Test	Cicek & Nalcaci, 2001 ↓
	tonisch	Kopfrechenaufgaben	Earle & Pikus, 1982 ↓ Pigeau, Hofmann, Purcell & Moffitt, 1988 ↓
	tonisch	Wort- bzw. Buchstabenvergleiche	Boiten, Sergeant & Geuze, 1992 ↓
	tonisch	visuell-räuml. Aufgabe	Dujardin, Bourriez und Guieu (1995) ↓
	tonisch	Vigilanzaufgabe, Gedächtnisbelastung	Gale, Davies & Smallbone, 1977 ↑
	tonisch	visuelle Überwachungsaufgaben	Barcelo, Gale & Hall, 1995 ↓ Gale, Christie & Penford, 1971 ↓ Gale, Spratt, Christie & Smallbone, 1975 ↓
		visuelle Suchaufgaben	Zeller & Bente, 1983 ↑
	phasisch, reizbezogen	Arbeitsgedächtnis, visuell-räumlich	Gevins, Smith, Leong, McEvoy, Whitfield, Du & Rush, 1998 ↓ Wilson, Swain & Ullsperger, 1999 ↓
	phasisch, reizbezogen	Arbeitsgedächtnis, visuell und auditiv	Kaufman, Curtis, Wang & Williamson, 1992 ↓ Mecklinger, Kramer & Strayer, 1992 ↓ Winsum, Sergeant & Geuze, 1984 ↓
	Arbeitsgedächtnis, Wörter	Burgess & Gruzelier, 2000 ↓	

Tab. 3: Alpha-Frequenz. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.1.1.2 Theta Frequenzband

1.3.1.1.2.1 Befundlage

Bezüglich der **Theta-Frequenz** liegt im Vergleich zum Alpha-Band ein konsistenterer Forschungsbefund vor.

Es existieren Ergebnisse, die einen Anstieg meist des **frontalen Theta** bei steigender Aufgabenschwierigkeit anzeigen (zsf. Schacter, 1977; Yamaguchi, 1981).

Dies konnte nachgewiesen werden für **Kopfrechenaufgaben** (Pigeau et al., 1988), **Konzeptlernaufgaben** (Lang, Lang, Diekmann & Kornhuber, 1987; Mecklinger & Bösel, 1989), **visuelle Überwachungsaufgaben** (Gundel & Wilson, 1992), **Flugsimulatoraufgaben** (Brookings et al., 1996; Caldwell & Caldwell, 2000), **Vigilanzleistungen** (Pennekamp et al., 1994), **visuelle Diskriminationsaufgaben** (Walter, Rhodes & Adey, 1967), **visuomotorische Anforderungen bei Trackingaufgaben** (Lang et al., 1987) und **schwierige Abschnitte in Fahrsimulationen** (Laukka, Järvillehto, Alexandrov & Lindquist, 1995). Für **Signalentdeckungsaufgaben, visuell-figuralen Maßstabaufgaben und Trackingaufgaben** konnte ein Zusammenhang zwischen Theta (3-7 Hz) und steigender Schwierigkeit im jeweiligen Aufgabentyp nachgewiesen werden (Fournier et al., 1999).

Da in der vorliegenden Untersuchung die mentale Beanspruchung durch Gedächtnisabrufprozesse operationalisiert wurde, sind Studien zum Zusammenhang von **Theta-Frequenz und Gedächtnisprozessen** hier von besonderer Bedeutung.

Bei **Gedächtnissuchaufgaben** (Gundel & Wilson, 1992; Lorenz, Lorenz & Heincke, 1992, Mecklinger, 1992) und **visuellen und räumlichen Arbeitsgedächtnisaufgaben** (Gevins et al., 1998; Rugg & Dickens, 1982; Wilson et al., 1999) konnte ein Anstieg des frontalen Theta-Bandes verzeichnet werden. Weiterhin berichten Klimesch, Schimke und Schwaiger (1994) über erhöhtes Theta bei Aufgaben, die das **episodische Gedächtnis** beanspruchten.

Zwei Studien, die im Folgenden erwähnt werden, sind vom Design her mit der vorliegenden Untersuchung ähnlich, da sie die EEG-Frequenzen beim **Abruf von verbalem Material** analysierten. Klimesch, Doppelmayr, Schimke & Ripper (1997) konnten einen Anstieg des frontalen Theta-Bandes bei der **Enkodierung und auch dem Abruf von Wörtern** nachweisen, die später richtig wiedergegeben wurden im Vergleich zu falsch oder nicht abgerufenen Wörtern.

Und Burgess und Gruzelier (2000) konnten zeigen, dass in den ersten 250 mSek. nach Reizpräsentation die Theta-Frequenz frontal bei **Abruf von relativ neuen Wörtern größer war als bei bekannten Wörtern.**

Gevins und Smith (2000) konnten eine erhöhte Theta-Frequenz in einer **räumlichen Arbeitsgedächtnisaufgabe** bei Personen mit höheren kognitiven Fähigkeiten im Vergleich zu weniger begabten Probanden nachweisen.

Feldstudien liefern Befunde in gleicher Richtung und ergänzen die Ergebnisse der Laboruntersuchungen.

Die erwarteten Anstiege der Theta-Aktivität konnten bei **Beanspruchung von Piloten während realer Flüge** (Hankins & Wilson, 1998; zsf. Wilson, 2001), **Beanspruchung von Lastwagenfahrern bei Nachtfahrten** (Kecklund & Akerstedt, 1993) und bei der **Ermüdung beim Autofahren** (Lal & Craig, 2001) nachgewiesen werden.

1.3.1.1.2.2 Fazit zur Theta-Frequenz

Manzey (1998, S. 821) kommt zu dem Schluss, dass es sich bei der Theta-Frequenz um einen Indikator der mentalen Beanspruchung handelt, der eine Sensitivität i. w. Sinn besitzt.

Kramer (1993, p. 17f.) postuliert, dass die Alpha- und auch die Theta-Frequenz in Laboruntersuchungen durchaus sinnvoll auswertbar erscheinen, im Feld hingegen wegen der großen Artefaktanfälligkeit des EEG kaum einsetzbar sind. Diesen Beurteilungen ist zuzustimmen, wie die oben zitierten Studien nahe legen (s. Tab. 4).

Dabei gibt es mehrere Erklärungen zu den Ursachen der des verstärkten Auftretens der Theta-Frequenz unter mentaler Beanspruchung.

Die Theta-Frequenz weist auf eine allgemeine Aktivierung im Sinn von Sanders (1983) Effort-Konzeptes hin. Dies kann in Übereinstimmung mit anderen Interpretationen gesehen werden. So wird die Theta-Aktivität als Indikator für eine Fokussierung der Aufmerksamkeit (Schacter, 1977) oder für Diskriminationsprozesse im Arbeitsgedächtnis (Bösel, 1993b; Mecklinger, 1992, Mecklinger et al., 1992) angesehen.

Wilson et al. (1999) nehmen zwei verschiedene Mechanismen der Theta-Aktivität an. Ein Mechanismus steht im Zusammenhang mit spezifischen kognitiven Prozessen wie Lernen oder komplexe Aufgabenbearbeitung, ein anderer Mechanismus wird durch den Aktivierungszustand des Probanden bestimmt, wobei verringerte Aktivierung und erhöhte Ermüdung einen Anstieg der Theta-Aktivität hervorrufen.

Die Annahme einer engen Beziehung zwischen einem hippocampalen und kortikalen Theta-Rhythmus (Klimesch, 1996) kann hingegen bezweifelt werden, da hippocampal vermittelte Gedächtnisprozesse wie Behalten und Abruf ebenso die Theta-Aktivität erhöhen wie andere kognitive Prozesse (Wilson et al., 1999).

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Theta-Frequenz des Spontan-EEG	tonische Aktivität	verschiedene mentale Belastungen im Labor, linearer Zusammenhang mit Aufgabenschwierigkeit	Schacter, 1977 ↑ Yamaguchi, 1981 ↑
		Kopfrechenaufgaben	Pigeau, Hofmann, Purcell & Moffitt, 1988 ↑
		Konzeptlernaufgaben	Lang, Lang, Diekmann & Kornhuber, 1987 ↑ Mecklinger & Bösel, 1989 ↑
		visuelle Überwachungsaufgaben	Gundel & Wilson, 1992 ↑
		Flugsimulator	Brookings, Wilson & Swain, 1996 ↑ Caldwell & Caldwell, 2000 ↑
		Vigilanzaufgaben	Pennekamp, Bösel, Mecklinger & Ott, 1994 ↑
		visuelle Diskriminationsaufgaben	Walter, Rhodes & Adey, 1967 ↑
		Trackingaufgaben (visuomotorische Anforderungen)	Lang, Lang, Diekmann & Kornhuber, 1987 ↑
		Fahrsimulator	Laukka, Järvilehto, Alexandrov & Lindquist, 1995 ↑
		Signalentdeckungsaufgaben, visuell-figuralen Maßstabaufgaben und Trackingaufgaben	Fournier, Wilson & Swain, 1999 ↑
		Gedächtnissuchaufgaben	Gundel & Wilson, 1992 ↑ Lorenz, Lorenz & Heincke, 1992 ↑ Mecklinger, 1992 ↑
		Arbeitsgedächtnis (visuell und räumlich)	Gevins, Smith, Leong, McEvoy, Whitfield, Du & Rush, 1998 ↑ Rugg & Dickens, 1982 ↑ Wilson, Swain & Ullsperger, 1999 ↑
		episodisches Gedächtnis	Klimesch, Schimke und Schwaiger, 1994 ↑
		Enkodierung und Abruf von Wörtern	Klimesch, Doppelmayr, Schimke & Ripper, 1997 ↑
		Abruf von Wörtern	Burgess und Gruzelier, 2000 ↑
		Arbeitsgedächtnis (räumlich)	Gevins und Smith, 2000 ↑
		reale Flüge	Hankins & Wilson, 1998 ↑ zsf. Wilson, 2001 ↑
		Nachtfahrten von LKW-Fahrern	Kecklund & Akerstedt, 1993 ↑
		Ermüdung beim Autofahren	Lal & Craig, 2001 ↑

Tab. 4: Theta-Frequenz. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.1.1.3 Beta-Frequenzband

1.3.1.1.3.1 Befundlage

Zur **Beta-Aktivität** liegen weniger Befunde vor als für Alpha- und Theta-Aktivität (Wilson et al., 1999). Dabei wird häufig zwischen einem schnellen und einem langsamen Beta-Band unterschieden.

In einer Untersuchung von Brookings et al. (1996) erwies sich das Beta 1-Band (12.3-15.8 Hz) als Indikator Komplexitätsgrades einer **Flugsimulatoraufgabe**.

In einer **visuellen Orientierungsaufgabe** differenzierte das schnelle Beta-Band zwischen der Anzahl der präsentierten geometrischen Figuren (Barcelo et al., 1995).

Wilson et al. (1999) konnten einen Anstieg von Beta 2 (16.2-24.9 Hz) mit steigender Aufgabenschwierigkeit beim **Behalten von Buchstaben im Arbeitsgedächtnis** verzeichnen.

Mecklinger und Bösel (1989) fanden hingegen im langsamen Beta-Band (12.5-17.5 Hz) eine Abnahme von Ruhephase zu **visuellen Konzeptlernaufgaben**.

In der Untersuchung von Gevins et al. (1998) zeigte die Beta-Frequenz jedoch keinen Unterschied zwischen **Ruhe- und Belastungsphase in räumlichen und visuellen Arbeitsgedächtnisaufgaben** an.

Zur Beta-Frequenz liegen nur wenige Befunde aus **Feldstudien** vor.

Bei **Flugkapitänen während Langzeitflügen** konnte die Beta-Frequenz erfolgreich als Indikator für herabgesetzte Vigilance und Ermüdung herangezogen werden (Wright & McGown, 2001).

1.3.1.1.3.2 Fazit zur Beta-Frequenz

Wilson et al. (1999) vermuten, unter Vorbehalt des geringen Forschungsstandes, einen Zusammenhang zwischen Beta und Aufgabenschwierigkeit bei der Bearbeitung komplexer Aufgaben. Die wenigen vorliegenden Studien legen diesen Schluss nahe. Ein abschließendes Urteil kann bezüglich der Beta-Frequenz aufgrund des geringen Forschungsstandes nicht gefällt werden (s. Tab. 5).

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Beta-Frequenz des Spontan-EEG	Beta 1-Band	Flugsimulator	Brookings, Wilson & Swain, 1996 ↑
	Beta 2	visuelle Orientierungsaufgabe	Barcelo, Gale & Hall, 1995 ↑
	Beta 2	Arbeitsgedächtnis, Behalten von Buchstaben	Wilson & Swain, 1999 ↑
	Beta 1-Band	visuelle Konzeptlernaufgaben	Mecklinger & Bösel, 1989 ↓
		Arbeitsgedächtnis (räumlich und visuell)	Gevens, Smith, Leong, McEvoy, Whitfield, Du & Rush, 1998 ↔
		Piloten (Langzeitflüge)	Wright & McGown, 2001 ↑

Tab. 5: Beta-Frequenz. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.1.1.4 Zusammenfassende Beurteilung des Spontan-EEG.

Die Befundlage zeigt, dass es sinnvoll erscheint, bei Untersuchungen zur mentalen Beanspruchung die verschiedenen Frequenzbänder des Spontan-EEG auszuwerten. Insbesondere die Alpha- und Theta-Frequenzen scheinen eine hinreichende Sensitivität für mentale Beanspruchungen zu besitzen. Die Befunde zum Beta-Band sind zurzeit noch zu heterogen, um den Einsatz dieser Frequenz zu beurteilen.

Bei der Ableitung und Auswertung der Frequenzen ergeben sich jedoch einige Probleme, die beachtet werden sollten.

Insgesamt erscheint die präexperimentelle interindividuelle Varianz der Probanden problematisch (neben EEG immanenten Artefaktquellen, wie Augenbewegungen und motorischen Bereitschaftspotenzialen, die ohnehin kontrolliert werden müssen). Es gibt z.B. Hinweise darauf, dass nur etwa 50% - 70% der Probanden in Untersuchungen zur mentalen Beanspruchung mit einer Erhöhung der Theta-Frequenz reagieren (Schacter, 1977; Yamaguchi, 1981).

Zudem gibt es keine Übereinkunft über einen Modus der Zusammenfassung der Elektroden zu Hirnarealen oder Empfehlungen über auszuwertende Elektroden. Daher werden je nach Studie unterschiedliche Elektroden zusammengefasst oder ausgewertet, was den Eindruck der Beliebigkeit hinterlässt.

Diese uneinheitliche Elektrodeneinteilung liegt jedoch vielmehr an der erwähnten unterschiedlichen präexperimentellen Stichprobenvarianz und der Verschiedenartigkeit der experimentellen Aufgaben.

Ein weiteres Problem, was die Beurteilung der Studien erschwert, ist die von Studie zu Studie variierende Frequenzbandeinteilung.

Insgesamt fehlt es bezüglich der EEG-Frequenzauswertung an einem systematischen Untersuchungsplan spezieller Aufgabenbereiche, an einer Übereinkunft bezüglich Auswertekriterien hinsichtlich Elektrodenauswahl bzw. topographisches Auftreten der Effekte und an einer entsprechenden Frequenzbandeinteilung.

Trotz dieser methodischen Unzulänglichkeiten sprechen die bisherigen Befunde dennoch für die Verwendung der EEG-Frequenzen als Beanspruchungsindikator. Boucsein (1991, S. 131) ist zuzustimmen, wenn er dem Spontan-EEG eine Indikatorfunktion für mentale Beanspruchung zuspricht, so dass diese von physischer und emotionaler Beanspruchung unterschieden werden könne. Darüber hinaus seien diese Parameter noch spezifisch für Wachheit und Aufmerksamkeit, was auch die oben erwähnten Studien nahe legen.

1.3.1.2 Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale

Das Ereigniskorrelierte Hirnpotenzial (**EKP**) muss aus dem Spontan-EEG unter Verwendung verschiedener Auswertungsverfahren (s. Methodik) gewonnen werden, da es um den Faktor 5 – 20 kleiner ist als die überlagernde Spontanaktivität (Schandry, 1996). Es bezeichnet eine typische Veränderung der Spannung unter der Kopf-Elektrode in einem definierten Zeitfenster als Reaktion auf äußere oder innere Reize. Exogene Komponenten entstehen meist innerhalb der ersten 100 mSek. nach Reizpräsentation und repräsentieren die physikalischen Reizeigenschaften (z.B. Lautstärke, Größe etc.). Endogene Komponenten stellen die interne Verarbeitung des Reizes dar (z.B. Aufmerksamkeit, Gedächtnisprozesse) und treten später auf als die exogenen Komponenten (Manzey, 1998, S. 822). Für die mentale Beanspruchungsforschung ist die P300 von besonderer Bedeutung, die als positive Spannungsveränderung nach frühestens 300 mSek. nach Reizpräsentation definiert ist und ihre maximale Ausdehnung über dem parietalen Kortex hat (zsf. Rösler, 1982, Mecklinger, 1992).

Zum Thema kognitive Beanspruchung und EKP gibt es im Vergleich zu den EEG-Frequenzen eine größere Anzahl von Untersuchungen.

1.3.1.2.1 Die P-300-Komponente des Ereigniskorrelierten Hirnpotenzials

Von allen EKP wird die P300-Komponente am häufigsten gebildet (z.B. Ruchkin, Johnson, Canoune & Ritter, 1990), wobei allerdings keine Einigkeit über deren Bestimmungsgrößen (Zeitfenster, Lokalisation, auslösende kognitive Prozesse) herrscht. Daher wird sie je nach Studie in ganz verschiedenen Zeitfenstern und experimentellen Paradigmen ausgewertet, so dass von einer „P300“ im ursprünglichen Sinn eigentlich nicht mehr gesprochen werden kann. Gemeinsam ist allen diesen EKP allerdings, dass deren Amplitude frühestens 300 mSek. nach Stimuluspräsentation auftritt.

Neben biologischen und pharmakologischen Einflüssen (zsf. Polich & Kok, 1995), wird die P300 vor allem durch verschiedene **kognitive Prozesse** hervorgerufen.

Dabei werden Aufmerksamkeits- und Gedächtnisprozesse (z.B. Mecklinger, 1992; Kok, 1997), (Kok, 1997), erwartungswidrige Ereignisse (z.B. Rösler & Heil, 1998) und auch emotionale Verarbeitungsprozesse (z.B. Diedrich, Naumann, Maier, Becker & Bartussek, 1997; Naumann, Maier, Diedrich, Becker & Bartussek, 1997) untersucht.

Insgesamt betrachtet kann die P300 als Indikator für mentale Beanspruchungen bei der Ausführung ressourcenverbrauchender kognitiver Prozesse angesehen werden (zsf. Kok, 1997). Meist wird daher eine Verringerung der P300 registriert.

1.3.1.2.1.1. Befundlage

Zum Beleg der Sensitivität des EKP, vor allem der P300, hinsichtlich mentaler Beanspruchungen können Untersuchungen zu **Sekundäraufgaben** herangezogen werden, da ressourcentheoretische Modelle davon ausgehen, dass sich bei der Bearbeitung von Sekundäraufgaben die Ressourcen verringern und somit der Ressourcenbedarf der Primäraufgabe bzw. die subjektive Schwierigkeit der Aufgabe angezeigt wird (Wickens, 1986; zsf. Manzey, 1998).

So konnten Kramer, Sirevaag und Hughes (1988) zeigen, dass die P300 bei einer **schwierigen Mission in einem Flugsimulator** gegenüber einer leichten Mission verringert ist, wenn gleichzeitig eine **akustische Diskriminationsaufgabe** zu bearbeiten war.

Ein ähnliches Ergebnis konnten Wickens, Kramer, Vanasse & Donchin (1983) bei unterschiedlich **schwierigen Trackingaufgaben mit einer akustischen Sekundäraufgabe** erzielen.

Aus dem vielfältigen Forschungsstand zu verschiedenen kognitiven Prozessen, zu deren Analyse die P300 herangezogen wird, soll im folgenden die Literatur zu **Gedächtnisabrufprozessen** genauer dargestellt werden, da auch in der vorliegenden Untersuchung das EKP bei Gedächtnisabrufprozessen analysiert wurde. Die meisten EKP-Studien beziehen sich auf das **Kurzzeit- oder Arbeitsgedächtnis** (Baddeley, z.B. 1986) und weniger auf das mittelfristige und Langzeitgedächtnis. Obwohl in der vorliegenden Untersuchung der Abruf aus dem mittelfristigen Gedächtnis analysiert wurde, sollen die Studien zum Arbeitsgedächtnis hier als Referenz herangezogen werden, da bei jedem Abruf aus dem mittelfristigen und Langzeitgedächtnis immer auch Prozesse des Kurzzeitgedächtnisses beteiligt sind.

Dabei ist es unentschieden, welche Ursachen die häufig beobachtete **Verringerung der P300 Gedächtnisuchaufgaben** hoher Intensität hat (Kok, 1997). Möglicherweise verringern gleichzeitig ablaufende **Vergleichsprozesse und Behalten des Gedächtnismaterials** die Gedächtnisressourcen (z.B. Strayer & Kramer, 1990). Ebenso unklar ist, ob die P300 durch **Gedächtnissuche** und **Stimulusidentifikation** oder nur von einem der beiden Faktoren beeinflusst wird (Kok, 1997, p.29).

Die P300 wird oft als **Komponente der Beanspruchung bei Enkodierung und Abruf aus dem Arbeitsgedächtnis** betrachtet (z.B. Ruchkin et al., 1990; Kutas, 1988).

Einen Hinweis auf die Indikatorfunktion der P300 für mentale Beanspruchung konnte in einem Experiment mit **Bearbeitung des Wisconsin Card Sorting Tests** gezeigt werden (Barcelo, Sanz, Molina & Rubia, 1997).

In einer Studie war die centro-parietale P300 unter high load Bedingungen und bei Probanden mit geringer Gedächtnisspanne bei einer **verbalen Arbeitsgedächtnisaufgabe** verzögert (Vos, Gunter, Kolk & Mulder, 2001). Eine positive Korrelation zwischen P300-Latenz und Abrufzeit unter Verwendung **verbaler Materials** fanden Beydagi, Oezesmi, Yilmaz, Sueer, Ergenoglu (2000).

Zusätzlich zeigten **Probanden mit hoher Arbeitsgedächtnisspanne eine größere P300-Komponente** bei syntaktischen Ambiguitäten als Personen mit geringer Gedächtnisspanne (Friederici, Steinhauer, Mecklinger & Meyer, 1998).

Beim Abruf verbaler Materials riefen bekannte Wörter größere P300-Amplituden hervor als neue Wörter (**Wiedererkennungseffekt**) (Kane, Picton, Moscovitch & Winocur, 2000; Curran, 1999; Fong, 2000; Johnson Jr., Kreiter, Russo, Zhu, 1998; Rugg, Allan & Birch, 2000; Senkfor, 2000; Senkfor & Van Petten, 1998; Smith & Guster, 1993; Wilding & Rugg, 1996).

Dabei geht eine **ansteigende Belastung des verbalen Arbeitsgedächtnisses** meist mit einer **verringerten P300** einher (Cansino, Ruiz & Lopez-Alonso, 1999). Dies konnte auch in ERP-Studien der eigenen Arbeitsgruppe beim Behalten verbaler Stimulusmaterials nachgewiesen werden (z.B. Kusak, Grune, Hagendorf & Metz, 2000; Gross & Metz, 1998; Grune, Metz, Hagendorf & Fischer, 1996; Kusak, Grune, Hagendorf & Metz, 1997; Gross, Metz & Ullsperger, 1992).

Die P300 kann auch als Indikator der **Stimulusklassifikation** dienen, was allerdings auch mit Prozessen des **Arbeitsgedächtnisses** in Verbindung steht. Wenn Probanden die räumliche Lage zweier Figuren vergleichen müssen, zeigt sich eine **größere P300**, wenn die Lage einer Figur verglichen mit einer zweiten Figur **verändert** ist, im Gegensatz zu einer Bedingung, in der beide Figuren sich in der gleichen räumlichen Lage befinden. Dabei folgt der P300 bei komplexen Figuren eine negative langsame Komponente (slow wave) (Berti, Geissler, Lachmann & Mecklinger, 2000). Dieses Ergebnis ist eines der wenigen, die den Annahmen einer ressourcenbasierten P300 widerspricht. Hier scheint eher die veränderte räumliche Lage die Stimulussignifikanz erhöht zu haben.

Die P300 ist hier weniger ein Indikator der verringerten Ressourcen im Arbeitsgedächtnis als vielmehr das Kennzeichen einer erhöhten Signifikanz des Stimulus, der vom eingespeicherten Muster abweicht.

In einem ähnlichen Design konnte hingegen eine größere P300 bei Wiedererkennung von zwei identischen Figuren nachgewiesen werden (Mecklinger & Meinshausen, 1998), was als Wiedererkennungseffekt interpretiert werden kann. Dies entspricht eher den ressourcenspezifischen Annahmen der P300-Generierung, wie auch der Wiedererkennungseffekt bei verbalem Stimulusmaterial (s. oben).

Nur wenige Studien fanden **keinen Zusammenhang** zwischen **P300-Amplitude** und räumlichem **Arbeitsgedächtnis** (Barcelo, Martin-Loeches und Rubia, 1997).

Wegen der theoretischen Nähe zur vorliegenden Untersuchung sollen folgende Ergebnisse zu Langzeitgedächtnisprozessen besonders hervorgehoben werden:

Zu Langzeitgedächtnisprozessen liegen allerdings weniger Befunde vor. Dabei wurde die P300 beim **Abruf von Wörtern aus dem Langzeitgedächtnis** nachgewiesen (Potter, Pickles, Roberts & Rugg, 2000), wobei bereits früher festgestellt wurde, dass korrekt erinnerte Wörter eine größere P300 auslösen als nicht korrekt erinnerte Wörter (Johnson, Pfefferbaum & Kopell, 1985).

Ähnliche Effekte der P300 konnten beim Abruf **visueller Elemente im Langzeitgedächtnis** nachgewiesen werden (Crites Jr., Devine, Lozano & Moreno, 1998).

Neben Gedächtnisprozessen kann die P300 allerdings auch als Indikator für andere kognitive Prozesse dienen. **Aufmerksamkeitsprozesse** werden ebenfalls als Ursache der P300 diskutiert. Einige Autoren nehmen sogar an, dass Aufmerksamkeitsprozesse mehr zur P300-Entstehung beitragen als Arbeitsgedächtnis- oder Langzeitgedächtnisfunktionen (Portin, Kovala, Polo-Kantola, Revonsuo, Mueller & Matikainen, 2000).

Personen mit **hoher Intelligenz zeigen größere P300-Amplituden bei räumlichen Arbeitsgedächtnisaufgaben** als Personen mit geringerer Intelligenz (Gevins & Smith, 2000), was die Autoren mit der **höheren Aufmerksamkeit** der intelligenteren Probanden zurückführen. Dies konnte auch bei **visuell präsentierten Ziffern als Gedächtnismaterial** nachgewiesen werden (Nittono, Nageishi, Nakajima & Ullsperger, 1999).

Die zur Analyse des **Abrufs** aus dem **Langzeitgedächtnis** oft **verwendeten langsamen Komponenten des EKP (slow waves)** (z.B. Cansino, Ruiz & Lopez-Alonso, 1999; Rösler, 1993; Rösler, Bajric, Heil, Henninghausen, Niedeggen, Pechmann, Roeder, Ruesseler & Streb, 1997; Rösler, Heil & Hennighausen, 1995; Rösler, Heil & Röder, 1997) konnten in der vorliegenden Untersuchung aufgrund des Designs nicht ausgewertet werden, da keine Zeitfenster über 1000 mSek. gebildet wurden, die eine Auswertung der Slow Waves ermöglicht hätten.

Nur in wenigen Studien wurden auch **slow waves** zur Analyse des **Behaltens im Arbeitsgedächtnis** herangezogen (Geffen, Writght, Green, Gillespie, Smyth, Evans & Geffen, 1997; Mecklinger & Pfeifer, 1996). Die derzeitige Befundlage dazu ist noch lückenhaft.

Einen Überblick zu **langsamen EKP-Komponenten** als Indikator für mentale Beanspruchung in verschiedenen experimentellen Settings geben Freude und Ullsperger (2000).

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
P300 des EKP	Amplitude	Sekundäraufgabe (akustisch, primär: Flugsimulator)	Kramer, Sirevaag und Hughes, 1988 ↓
		Sekundäraufgabe (akustisch, primär: Tracking)	Wickens, Kramer, Vanasse & Donchin, 1983 ↓
		Gedächtnis (Wisconsin Card Sorting Test)	Barcelo, Sanz, Molina & Rubia, 1997 ↓
		Arbeitsgedächtnis (Rekognition von Wörtern)	Kane, Picton, Moscovitch & Winocur, 2000 ↑ Curran, 1999 ↑ Fong, 2000 ↑ Johnson Jr, Kreiter, Russo, Zhu, 1998 ↑ Rugg, Allan & Birch, 2000 ↑ Senkfor, 2000 ↑ Senkfor & Van Petten, 1998 ↑ Smith & Guster, 1993 ↑ Wilding & Rugg, 1996 ↑
		Arbeitsgedächtnis (räumlich)	Mecklinger & Meinshausen, 1998 ↑
		Arbeitsgedächtnis (Behalten, verbal)	Cansino, Ruiz & Lopez-Alonso, 1999 ↓ Kusak, Grune, Hagendorf & Metz, 2000 ↓ Gross & Metz, 1998 ↓ Grune, Metz, Hagendorf & Fischer, 1996 ↓ Kusak, Grune, Hagendorf & Metz, 1997 ↓ Gross, Metz & Ullsperger, 1992 ↓ Strayer & Kramer, 1990 ↓
		Arbeitsgedächtnis (Abruf)	Kok, 1997 ↓
		Arbeitsgedächtnis (räumlich)	Barcelo, Martin-Loeches und Rubia, 1997 ↔
		Langzeitgedächtnis (Abruf, verbal)	Potter, Pickles, Roberts & Rugg, 2000 ↓ Johnson, Pfefferbaum & Kopell, 1985 ↓
		Langzeitgedächtnis (Abruf, visuell)	Crites Jr., Devine, Lozano & Moreno, 1998 ↓
		Intelligenz (Arbeitsgedächtnis, räumlich)	Gevins & Smith, 2000 ↑
		Intelligenz (Arbeitsgedächtnis, numerisch)	Nittono, Nageishi, Nakajima & Ullsperger, 1999 ↑
		Arbeitsgedächtnisspanne	Friederici, Steinhauer, Mecklinger & Meyer, 1998 ↑
		Stimulusklassifikation (räumlich, Veränderung im Raum)	Berti, Geissler, Lachmann & Mecklinger, 2000 ↑
	Latenz	Arbeitsgedächtnis (verbal)	Vos, Gunter, Kolk & Mulder, 2001 ↓ Beydagi, Oezesmi, Yilmaz, Sueer, Ergenoglu, 2000 ↓

Tab. 6: P300-Amplitude des EKP. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.1.2.1.2 Fazit und zusammenfassende Beurteilung der ereigniskorrelierten Hirnpotenziale

Die Studien zu Sekundäraufgaben belegen die Sensitivität der P300 für mentale Beanspruchungen. Manzey (1998, S. 826) kommt sogar zu dem Schluss, die P300-Komponente besitze eine spezifische Sensitivität und damit eine Diagnostizität im engeren Sinn. Denn sie reagiert nicht auf Anforderungsunterschiede im motorischen Bereich, sondern nur auf perzeptive und kognitive Aspekte mentaler Beanspruchungen.

Für die vorliegende Untersuchung reicht die Erkenntnis der Sensitivität der P300 für den Abruf aus dem Arbeits- und Langzeitgedächtnis, wobei auch die Ergebnisse zu Aufmerksamkeitsprozessen von Bedeutung sind, da sie eng mit Arbeitsgedächtnisprozessen zusammenhängen.

Die vorgestellten Studien belegen die Annahme der P300 eines reliablen Parameters für kognitive Prozesse dieser Art (vgl. Tab. 6).

1.3.2 Peripherphysiologische Indikatoren mentaler Beanspruchung

1.3.2.1.1 Herzrate

Die Herzrate gehört zu den am meisten verwendeten peripherphysiologischen Parametern. Dies ist in der Artefaktunanfälligkeit, der einfachen Ableitung und den guten Ergebnissen in der Beanspruchungsforschung begründet. In der Regel wird sie als Herzschläge pro Minute (engl.: **beats per minute, bpm**) ausgewertet.

Aus der Vielzahl der Untersuchungen sollen diejenigen hier hervorgehoben werden, die unter kontrollierten Laborbedingungen kognitive Beanspruchungen mit möglichst wenig emotionalen Aspekten realisiert haben. Die völlige Ausschaltung emotionaler Stressoren erscheint allein durch die leistungsthematische Situation eines Labortests kaum möglich. Auch die häufige Verwendung von Zeitdruck als experimentelle Bedingung kann zu emotionalen Reaktionen der Überforderung führen. In der vorliegenden Untersuchung wurde versucht, den Einfluss emotionaler Stressoren zu reduzieren. Daher wurden die experimentellen Versuchsphasen mit großem Zeitlimit durchgeführt, um das Entstehen von Zeitdruck zu minimieren.

Bei Untersuchungen zu kardiovaskulären Reaktionen auf mentale Belastungen sind bestimmte **nicht-experimentelle Einflussfaktoren** zu berücksichtigen, auf die im Folgenden kurz eingegangen werden soll.

Ein oft angenommener Einfluss des **Menstruationszyklus** bei Frauen auf die Stressreaktivität der HR kann bezweifelt werden (Choi & Salmon, 1995; Plante & Denney, 1985), wobei gelegentlich etwas erhöhte Blutdruckreaktionen in der Follikularphase beobachtet wurden (Polefrone & Manuck, 1988).

Geschlechtsunterschiede in der psychophysiologischen Reaktion auf mentale Laborstressoren (Lawler, Wilcox & Anderson, 1995) können in der vorliegenden Untersuchung unberücksichtigt bleiben, da fast ausschließlich weibliche Probanden eingesetzt wurden.

Ebenso sind mögliche Einflussfaktoren der **körperlichen Fitness** auf psychophysiologische Beanspruchungsreaktionen (z.B. Sharpley, 1994; Stein & Boutcher, 1992; Steptoe, Kearsley & Walters, 1993; Szabo, 1995) in der vorliegenden Untersuchung zu vernachlässigen, da es sich um eine gesunde, altershomogenisierte studentische Stichprobe handelte.

Auch mögliche Unterschiede in der kardiovaskulären Belastungsreaktion in unterschiedlichen **Altersgruppen** (Steptoe, Moses & Edwards, 1990) können aufgrund der altershomogenen Stichprobe unberücksichtigt bleiben.

1.3.2.1.1.1 Befundlage zur Herzrate

Ein Zusammenhang zwischen Herzrate und mentaler Beanspruchung wurde in verschiedenen Settings nachgewiesen. **Laboruntersuchungen** mit unterschiedlichen PC-Aufgaben und auch **Feldstudien** konnten diesen Zusammenhang feststellen.

Laborstudien.

In mentalen Belastungstests im Labor zeigte sich eine hohe Re-Test-Reliabilität der HR über eine Woche und einen Monat (Seibt, Scheuch & Hinz, 2001), so dass man davon ausgehen kann, dass die Laborbefunde stabile Ergebnisse darstellen.

In **Trackingaufgaben** konnte die HR als Indikator der monotonen Arbeitsbelastung dienen (Ohsuga, Shimono & Genno, 2001).

In **Kontrollaufgaben mit unterschiedlichem Aufmerksamkeitsgrad** zeigte sich die HR als zuverlässiger Indikator mentaler Beanspruchung (Fournier, Wilson & Swain, 1999; Sharit & Salvendy, 1982).

Bei ähnlichen **Konzentrationsaufgaben** konnte nach einem initialen Anstieg der HR eine Abnahme der HR bei wiederholten Belastungsbedingungen als Zeichen einer Anpassung bzw. Übung verzeichnet werden (Hörhold, 1994; Hörhold & Walschburger, 1998), was auf eine Adaptation der HR an die Belastungsbedingungen schließen lässt.

In **Anagrammaufgaben** konnte eine erhöhte HR im Vergleich zur präexperimentellen Ruhephase gezeigt werden (Walker, 1996).

Es konnte während Computerarbeit eine Beziehung zwischen der **Länge der Arbeitspausen** und der HR festgestellt werden (Boucsein & Thum, 1996). Dies ist jedoch abhängig von der jeweiligen Aufgabe und Strategie der Probanden. Wenn es ihnen gelingt, die Länge der Arbeitspausen zur Aufgabenbearbeitung zu nutzen, kann kein Effekt auf die HR festgestellt werden (Boucsein, Figge, Goebel, Luczak & Schaefer, 1998).

Mehrere Studien konnten die HR als Indikator der mentalen Beanspruchung bei Aufgaben in **Flugsimulatoren** nachweisen (Bucks, Lenneman & Sicard, 1999; Harris, Bonadies & Comstock, 1989; Lindholm & Cheatham, 1983; Svensson, Angelborg-Thanderz & Wilson, 1999; Svensson, Angelborg-Thanderz, Sjoeborg & Olsson, 1997; Tattersall & Hockey, 1995; Veltman & Gaillard, 1996; Wierwille & Connor, 1983). Eine Übersicht zu Studien im Flugkontext liefert Roscoe (1992; s. a. Hanson & Bazanski, 2001).

In **simulierten Computerarbeitsplätzen** (Netzwerk eines Energieversorgungssystems) konnte kein entlastender Einfluss des **Entscheidungsspielraums** (sensu Karasek, z.B. Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990) auf die HR festgestellt werden (Rau, 1996). Der im Zweierteam arbeitende Schichtleiter (mit größerem Entscheidungsspielraum) hatte eine höhere HR als sein Partner, was auf die **größere Verantwortung** für das Arbeitsergebnis beim Schichtleiter zurückzuführen ist (Rau, 1996, p. 298). In den gleichen Experimenten konnten bei **Überwachungstätigkeiten** ein Absinken der HR verzeichnet werden, was als Zeichen der nachlassenden Aufmerksamkeit und empfundenen Langeweile interpretiert wird (Rau, 1996, p. 298).

In einer Reihe von Studien zeigte sich die HR als zuverlässiger Indikator der mentalen Beanspruchung und der Anstrengung bei **Arithmetikaufgaben** am PC (Al`Absi, Everson & Lovallo, 1995; Anderson, 1981; Benschop, Geenen, Mills, Naliboff, Kiecolt-Glaser, Herbert, van der Pompe, Miller, Matthews, Godaert, Gilmore, Glaser, Heijnen, Dopp, Bijlsma, Solomon, Cacioppo, 1998; Carrol, Turner & Hellowell, 1986; Ekberg, Eklund, Tuveesson, Oertengren, Odenrick, & Ericson, 1995; Fahrenberg & Foerster, 1996; Fahrenberg, Foerster & Wilmers, 1995; Huber & Gramer, 1993; Köhler, 1996; Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995; Larkin, Ciano-Federoff & Hammel, 1998; Manzey, 1986; Oshima, Miyano, Yamashita, Owashi, Suzuki, Sakano & Higushi, 2001; Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998; Sloan, Shapiro, Bagiella & Bigger, 1996; Sharpley, 1994; Vögele, 1998).

Auch im **Stroop-Test** zeigt sich ein signifikanter Anstieg der HR im Vergleich zur Ruhephase (Aslan, Nelson, Carruthers & Lader, 1981; Caudell & Galucci, 1995; Holroyd, Westbrook, Wolf & Badhorn, 1978; Moya-Albiol, Salvator, Costa, Martinez-Sanchis, Gonzalez-Bono, Ricarte & Arnedo, 2001).

Bei **Abruf aus dem Kurzzeitgedächtnis** (ohne Sprechaktivität) kann ein Zusammenhang zwischen der HR und der Gedächtnisbelastung (realisiert als Anzahl der Gedächtnisitems) festgestellt werden (Hanson, Schellekens, Veldman & Mulder, 1993; Schwer, Furedy & Heslegrave, 1984).

Beim **Abruf vorher gelernter Wörter aus dem Gedächtnis** zeigte die HR die Schnelligkeit des Abrufs an (Vincent, Craik & Furedy, 1996). Die Autoren interpretieren dies als Zeichen der mentalen Beanspruchung beim Abruf.

Bei **wahrgenommener Kontrolle** über die Bedingungen zeigt sich eine höhere HR als unter Unkontrollierbarkeit in **Buchstabensuchaufgaben** (Hodapp, Heiligttag & Störmer, 1990), was mit den Aussagen der Active-coping-Forschung übereinstimmt.

Es konnte in weiteren Experimenten (Bongard & Hodapp, 1997) gezeigt werden, dass während **Arithmetikaufgaben** unter **Kontrolle der Probanden** (active coping Bedingung) eine höhere HR zu verzeichnen war als unter Unkontrollierbarkeitsbedingungen (passive coping). Die Ergebnisse widersprechen dem Control-Demand-Modell von Karasek (z.B. Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990).

Auch in **Feldstudien** zeigen sich die Einsatzmöglichkeiten der HR für die Untersuchung der mentalen Beanspruchung in natürlichen Settings.

Zunächst kann festgestellt werden, dass sich die HR eignet, um größere Abschnitte im **Tagesverlauf** hinsichtlich Aktivitäten und Berufsbelastung zu differenzieren (Myrtek, Brügger & Müller, 1996; Rau & Richter, 1996).

Die HR als Reaktion auf die mentale Belastung in einem **einwöchigem Seminar** konnte in einer weiteren 24-Stunden-Studie nachgewiesen werden (Zeier, Haeseli & Fischer, 2001).

Auch zur Unterscheidung der mentalen Beanspruchung an **Arbeitstagen und arbeitsfreien Tagen** kann die HR herangezogen werden (Myrtek, Fichtler, Strittmatter & Brügger, 1999).

Es konnte zusätzlich ein Unterschied in der HR in Abhängigkeit vom **Sozialprestige des Berufes** festgestellt werden (Matthews, Raeikkoenen, Everson, Flory, Marco, Owens & Lloyd, 2000).

Weiterhin zeigte sich eine erhöhte HR unter erhöhtem Arbeitsstress bei Büroarbeitern, besonders bei **hohem Arbeitspensum und geringer Gratifikation**, was dem Modell von Siegrist (Siegrist & Peter, 1994; Siegrist, 1996b) entspricht (Vrijkotte, van Doornen & De Geus, 2000; Vrijkotte, Riese & De Geus, 2001).

In einem feldnahen Experiment konnte ein Einfluss von **Nachtarbeit** auf die HR nachgewiesen werden (Boucsein & Ottmann, 1996). In dieser Studie wurde an einer Stichprobe von 24 Studenten der Einfluss der Kombination von Nachtschicht und Lärm auf die HR untersucht. Die Probanden mussten an fünf aufeinander folgenden Nächten (bzw. Tagen) 10 Stunden pro Tag visuelle Display-Aufgaben bearbeiten. In der Nachtschicht war die HR erwartungsgemäß geringer als tagsüber, was ein Zeichen der verringerten allgemeinen Aktivierung darstellt. In der zweiten Nachthälfte sank die HR nochmals ab, was bei den Arbeiten am Tage nicht zu verzeichnen war. Dieser Reduzierung der Aktivierung in der Nacht konnte partiell durch Lärm verhindert werden.

Die HR während des Nachtschlafs eignet sich als **Erholungsindikator** in 24-Stunden-Messungen. Sie lässt Rückschlüsse auf die Arbeitsbelastung und die **wahrgenommene Kontrolle am Arbeitsplatz** (Rau, 1998; Rau, Georgiades, Frederikson, Lemne, De Faire, 2001) zu.

Weiterhin konnte eine Beziehung zwischen **Stimmungen und HR im Tagesverlauf** bei 145 Büroarbeitern (aus verschiedenen Branchen) festgestellt werden (Triemer & Rau, 2001). Dabei zeigten sich die höchsten HR bei den höchsten Ausprägungen negativer und positiver Stimmung. Bei mittlerer und niedriger Ausprägung der Stimmungen war die HR entsprechend verringert.

In einer Felduntersuchung konnte der kardiovaskulär entlastende Einfluss **sozialer Unterstützung während der Arbeit bei Lehrern** nachgewiesen werden. In stressreichen Situationen wurde eine erhöhte HR gemessen. Lehrer mit hoher sozialer Unterstützung zeigten eine geringere HR als Lehrer mit geringer sozialer Unterstützung (Stephoe, 2000).

Beim **Autofahren** kovarierte die HR mit der Schwierigkeit der Fahrstrecke (De Waard, Jessurun, Steyvers, & Ragatt, 1995; Richter, Wagner, Heger & Weise, 1998).

Auch bei Untersuchungen zur mentalen Beanspruchung von **Zugführern** ging die HR mit aufmerksamkeitserfordernden Streckenabschnitten einher (Myrtek, Deutschmann-Janicke, Strohmaier, Zimmermann, Lawrenz, Brügger & Müller, 1994).

Ebenso konnte bei **Busfahrern** eine Beziehung zwischen HR und arbeitsbedingten Belastungen festgestellt werden (Johansson, Evans, Rydstedt & Carrere, 1998).

Eine genauere Analyse der Gesamtbeanspruchung von **Busfahrern** führten Göbel, Springer und Scherff (1998) durch. Sie zogen die HR als Indikator der emotionalen Beanspruchung heran und konnten nach einer ergonomischen Umgestaltung des Cockpits in einer Nachuntersuchung den Erfolg der Maßnahme anhand einer im Vergleich zu vorher verringerten HR nachweisen.

Es gibt auch Hinweise, dass die HR von **Lastwagenfahrern** bei hoher Verkehrsdichte und schlechten Wetterverhältnissen ansteigt (Vivoli, Bergomi, Rovesti, Carrozzi & Vezzosi, 1993). Einschränkend muss auf die geringe Stichprobengröße dieser Studie hingewiesen werden.

Auch bei **Fluglotsen** konnte in einer Reihe von Untersuchungen in Abhängigkeit von der Schwierigkeit der Tätigkeit eine Erhöhung der HR festgestellt werden (Costa, 1993; Henderson, Bakal & Dunn, 1990; Laurig, Becker-Biskaborn & Reiche, 1971; Rohmert & Rutenfranz, 1972; Rose & Fogg, 1993; Smith, 1980; Vogt & Kastner, 2001).

Auch **Piloten** zeigten in Abhängigkeit von der Schwierigkeit der Flugabschnitte HR-Anstiege (Hankins & Wilson, 1998; Roscoe, 1984; Speyer, Fort, Fouillot & Blomberg, 1987; Svensson, Angelborg-Thanderz & Wilson, 1999; zsf. Wilson, 2001). Dabei konnte festgestellt werden, dass der HR-Anstieg bei Start und Landung verglichen mit anderen Flugmanövern am größten war und dass der Flugkapitän in allen Flugphasen höhere HR zeigte als der Kopilot. Die HR korrelierte dabei mit subjektiven Einschätzungen der mentalen Beanspruchung (Hart & Hauser, 1987). Dies zeigt, dass die HR in diesen Experimenten nicht nur zwischen Ruhe und Belastung unterschied, sondern auch zwischen verschiedenen Belastungsphasen differenzierte.

In **simulierten Stromnetzen eines Energieversorgungssystems** konnte gezeigt werden, dass die Arbeit in einer **Dyade** ein geringere HR hervorruft als die Arbeit allein (Rau, 1994). Dies kann auf die Verantwortungsteilung und soziale Unterstützung während der Teamarbeit zurückgeführt werden. Weiterhin hat der Schichtleiter eine höhere HR im Team als der Netzer im Team. Dieses Ergebnis kann auf die höhere Verantwortung des Schichtleiters zurückgeführt werden und stimmt mit den oben zitierten Studien zur Kontrolle über die Versuchsbedingungen bei Laborstressoren überein.

Auch zur **ergonomischen Gestaltung von CAD-Arbeitsplätzen** konnte die HR erfolgreich verwendet werden (Luczak & Springer, 2000), wobei sich eine erfolgreiche Arbeitsgestaltung in einer verringerten HR aufgrund geringerer mentaler Beanspruchung zeigte.

Die HR wurde auch schon als Indikator der Arbeitsbelastung bei **Chirurgen** eingesetzt (Payne, 1987).

Ähnlich wie in der Studie von Boucsein und Thum (1996) konnte bei realer Computerarbeit in einer Feldstudie bei **Versicherungsangestellten** eine erhöhte HR während Arbeitsunterbrechungen festgestellt werden (Johansson & Aronsson, 1984).

Es gibt einige Feldstudien, die den erwarteten Zusammenhang von Aufgabenschwierigkeit bzw. Arbeitsbeanspruchung und HR nicht nachweisen konnten.

In **Flugsimulatoraufgaben** konnte nicht immer ein Zusammenhang zwischen HR und Aufgabenschwierigkeit beobachtet werden (Casali & Wierwille, 1983; Wierwille, Rahimi & Casali, 1985).

Auch bei **Aufgaben in einem Fahrsimulator** konnte kein Anstieg der HR bei steigender Beanspruchung durch die Fahraufgaben verzeichnet werden (Hicks & Wierwille, 1979).

Weiterhin schlug der Versuch fehl, mit einem **PC-Spiel** als Laboraufgabe einen Anstieg der HR zu provozieren (Swenne, Bootsma, van Bolhuis, 1995).

Ebenfalls keinen Unterschied in der HR bei unterschiedlich intensiver mentaler Belastung konnten die Studien von Salvendy und Humphreys (1979; **aufmerksamkeitsfordernde PC-Aufgaben**) und Steptoe, Evans und Fieldman (1997; **extern vs. selbst zeitgesteuerten visuell-räumlichen Problemlöseaufgaben**) feststellen. Dabei muss aber angemerkt werden, dass es sich hierbei um Studien handelte, bei denen der Effekt von selbst- und fremdgesteuerter Aufgabengeschwindigkeit im Fokus der Forscher war.

Bei selbstgesteuerter Bearbeitungsgeschwindigkeit könnte sich jedoch eine größere Anstrengung der Probanden eingestellt haben, da sich die Kontrolle über die Versuchsbedingungen positiv auf deren Motivation ausgewirkt haben könnte (active coping Situation). Dies könnte die HR auf das gleiche Level gebracht haben wie jeweilige Vergleichsbedingungen.

Dieses Ergebnis steht jedoch in Widerspruch zu Studien, in denen bei fremdgesteuerter Aufgabengeschwindigkeit eine höhere HR zu verzeichnen war (Steptoe, Fieldman & Evans, 1993).

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Herzrate	bpm	Labor-Studien	
		Tracking	Ohsuga, Shimono & Genno, 2001 ↑
		Aufmerksamkeit (Überwachungsaufgaben)	Fournier, Wilson & Swain, 1999 ↑ Sharit & Salvendy, 1982 ↑
	Adaptation über die Zeit	Kontrolle bei Buchstabensuchaufgaben	Hodapp, Heiligtag & Störmer, 1990 ↑
		Konzentrationsaufgaben (Konzentrationsverlaufstest)	Hörhold, 1994 ↓ Hörhold & Walschburger, 1998 ↓
		Anagrammaufgaben	Walker, 1996 ↑
		Konzentrationsaufgabe	Swenne, Bootsma, van Bolhuis, 1995 ↔ Salvendy und Humphreys, 1979 ↔ Steptoe, Evans und Fieldman, 1997 ↔
		Länge der Arbeitsunterbrechung	Boucsein & Thum, 1996 ↑ Boucsein, Figge, Goebel, Luczak & Schaefer, 1998 ↔
		Flugsimulator	Backs, Lenneman & Sicard, 1999 ↑ Harris, Bonadies & Comstock, 1989 ↑ Lindholm & Cheatham, 1983 ↑ Svensson, Angelborg-Thanderz & Wilson, 1999 ↑ Svensson, Angelborg-Thanderz, Sjoeborg & Olsson, 1997 ↑ Tattersall & Hockey, 1995 ↑ Veltman & Gaillard, 1996 ↑ Wierwille & Connor, 1983 ↑ Casali & Wierwille, 1983 ↔ Wierwille, Rahimi & Casali, 1985 ↔
		Fahrsimulator	Hicks & Wierwille, 1979 ↔
		Verantwortung für Arbeitsergebnis	Rau, 1996 ↑
		sinkende Aufmerksamkeit bei Überwachungsaufgaben	Rau, 1996 ↓
		Kopfrechnen (Arithmetik)	Al`Absi, Everson & Lovallo, 1995 ↑ Anderson, 1981 ↑ Benschop, Geenen, Mills, Naliboff, Kiecolt- Glaser, Herbert, van der Pompe, Miller, Matthews, Godaert, Gilmore, Glaser, Heijnen, Dopp, Bijlsma, Solomon, Cacioppo, 1998 ↑ Bongard & Hodapp, 1997 ↑ Carrol, Turner & Hellawell, 1986 ↑ Ekberg, Eklund, Tuvevsson, Oertengren, Odenrick, & Ericson, 1995 ↑ Fahrenberg & Foerster, 1996 ↑ Fahrenberg, Foerster & Wilmers, 1995 ↑ Huber & Gramer, 1993 ↑ Köhler, 1996 ↑ Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995 ↑ Larkin, Ciano-Federoff & Hammel, 1998 ↑ Manzey, 1986 ↑ Oshima, Miyano, Yamashita, Owashi, Suzuki, Sakano & Higushi, 2001 ↑ Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998 ↑ Sloan, Shapiro, Bagiella & Bigger, 1996 ↑ Sharpley, 1994 ↑ Vögele, 1998 ↑
		Stroop-Test	Aslan, Nelson, Carruthers & Lader, 1981 ↑ Caudell & Galucci, 1995 ↑ Holroyd, Westbrook, Wolf & Badhorn, 1978 ↑

			Moya-Albiol, Salvator, Costa, Martinez-Sanchis, Gonzalez-Bono, Ricarte & Arnedo, 2001 ↑
		Arbeitsgedächtnis (Abruf)	Hanson, Schellekens, Veldman & Mulder, 1993 ↑ Schwer, Furedy & Heslegrave, 1984 ↑ Vincent, Craik & Furedy, 1996 ↑
		Feldstudien	
		Berufsbelastung im Tagesverlauf	Myrtek, Brügger & Müller, 1996 ↑ Rau & Richter, 1996 ↑ Zeier, Haeseli & Fischer, 2001 ↑
		Unterscheidung: Arbeitstag vs. arbeitsfreier Tag	Myrtek, Fichtler, Strittmatter & Brügger, 1999 ↑
		Sozialprestige des Berufs	Matthews, Raeikkoenen, Everson, Flory, Marco, Owens & Lloyd, 2000 ↑
		Hohe Arbeitsbelastung bei Büroarbeitern	Vrijkotte, van Doornen & De Geus, 2000 ↑ Vrijkotte, Riese & De Geus, 2001 ↑
		Einfluss der Nachtschicht	Boucsein & Ottmann, 1996 ↓
		Handlungsspielraum am Arbeitsplatz	Rau, 1998 ↓ Rau, Georgiades, Frederikson, Lemne, De Faire, 2001 ↓
		Negative und positive Stimmung im Tagesverlauf	Triemer & Rau, 2001 ↑
		Soziale Unterstützung am Arbeitsplatz	Stephoe, 2000 ↓
		Autofahren	De Waard, Jessurun, Steyvers, & Ragatt, 1995 ↑ Richter, Wagner, Heger & Weise, 1998 ↑
		Zugführer	Myrtek, Deutschmann-Janicke, Strohmaier, Zimmermann, Lawerenz, Brügger & Müller, 1994 ↑
		Busfahrer	Göbel, Springer und Scherff, 1998 ↑ Johansson, Evans, Rydstedt & Carrere, 1998 ↑
		LKW-Fahrer	Vivoli, Bergomi, Rovesti, Carrozzi & Vezzosi, 1993 ↑
		Fluglotsen	Costa, 1993 ↑ Henderson, Bakal & Dunn, 1990 ↑ Laurig, Becker-Biskaborn & Reiche, 1971 ↑ Rohmert & Rutenfranz, 1972 ↑ Rose & Fogg, 1993 ↑ Smith, 1980 ↑ Vogt & Kastner, 2001 ↑
		Piloten	Hankins & Wilson, 1998 ↑ Roscoe, 1984 ↑ Speyer, Fort, Fouillot & Blomberg, 1987 ↑ Svensson, Angelborg-Thanderz & Wilson, 1999 ↑ Hart & Hauser, 1987 ↑ zsf. Wilson, 2001; Roscoe, 1992; Hanson & Bazanski, 2001 ↑
		Verantwortungsteilung	Rau, 1994 ↓
		CAD-Arbeitsplätze	Luczak & Springer, 2000 ↑
		Chirurgen	Payne, 1987 ↑
		Arbeitsunterbrechung bei Büroarbeitern	Johansson & Aronsson, 1984 ↑

Tab. 7: Herzrate. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.2.1.1.2 Fazit zur Herzrate

Der Forschungsstand zur HR als Indikator mentaler Beanspruchung ist durchaus heterogen. Während viele Studien eine positive Beziehung zwischen Informationsverarbeitung und HR finden, gibt es einige, denen die Herstellung dieses Zusammenhangs nicht gelingt (s. Tab. 7).

Eine Erklärung dafür wäre Laceys intake-rejection-Hypothese (Lacey, 1967; Lacey & Lacey, 1978) nach der einerseits die Aufnahme von Informationen aus der Umwelt (z.B. visuelle Wahrnehmung, Hören) mit einer Abnahme der HR und andererseits Verarbeitung und Abgabe von Informationen (z.B. Kopfrechnen, Gedächtnisabruf, Problemlösen) mit einem Anstieg der HR verbunden ist (Kramer, 1993, p. 28). Einen empirischen Hinweis auf die Korrektheit der Hypothese konnte schon früh gefunden werden (Sharit, Salvendy & Deisenroth, 1982).

Eine Alternativerklärung bietet Obrists (1981) Konzept der kardio-somatischen Kopplung (s. u.).

Interpretationen, die auf einen erhöhten kortikalen Energieumsatz hinweisen (Backs & Seljos, 1994) scheinen aber nicht auszureichen, da Studien belegen, dass die beobachteten HR-Anstiege bei der Bearbeitung unterschiedlicher Aufgaben höher sind, als aufgrund von gesteigerter metabolischer Aktivität zu erwarten wäre (z.B. Turner & Carrol, 1985; s. a. Manzey, 1998, S. 830).

Manzey (1998, S. 829f.) geht davon aus, dass die Sensitivität der HR durch zahlreiche Studien inzwischen belegt sei, wenn auch einige Untersuchungen keinen positiven Zusammenhang zwischen HR und mentaler Beanspruchung finden konnten. Auch die hier dargestellten Studien belegen diese Annahme, so dass der Einsatz dieses Parameters auch in der vorliegenden Untersuchung gerechtfertigt erscheint.

Eine Diagnostizität sei, nach Manzey, hingegen nicht gegeben, da die HR auch von physischen und emotionalen Beanspruchungen beeinflusst wird.

Luczak (1987) ist zu widersprechen, wenn er annimmt, dass die HR auf mentale Belastung nur dann reagiert, wenn auch emotionale Beanspruchungen ausgelöst werden. Der neuere Forschungsstand, wie in der vorangegangenen Übersicht dargestellt, zeigt, dass die HR auch ohne emotionale Beteiligung mentale Beanspruchung abbilden kann.

Zu beachten ist allerdings, dass emotionale Faktoren, wie persönliche Betroffenheit in der Belastungssituation (Beh, 1998) und Beziehung zwischen Versuchsleiter und Probanden (Cuthbert, 1981), die Messung mentaler Beanspruchung zusätzlich beeinflussen können.

1.3.2.1.2 Herzratenvariabilität

Zahlreiche Untersuchungen mit **Laborstressoren** zeigen, dass die HRV sinnvoll zur Analyse mentaler Beanspruchung herangezogen werden kann (z.B. Luczak, 1979; Mulder, Mulder, Meijman, Veldman & Roon, 2000; Wagner, Rudolf & Noack, 1998).

Zur besseren Aufklärung der Veränderungen der HRV kann man eine Spektralanalyse durchführen und sie in einzelne Frequenzbänder unterteilen. Dabei sind verschiedene Gruppierungen möglich (s. a. Pfister, Rüdiger & Scheuch, 2001).

Die vorliegende Untersuchung folgt einer weit verbreiteten Einteilung (Tab. 8; n. Wagner, Rudolf & Noack, 1998):

0.02 – 0.06 Hz: Unteres Frequenzband: Fluktuationen hängen wesentlich mit der Regulierung der Körpertemperatur zusammen und werden durch Veränderungen des vasomotorischen Tonus (Innervation hauptsächlich sympathisch) gesteuert.

0.07 – 0.14 Hz: Mittleres Frequenzband: Fluktuationen reflektieren im Wesentlichen die Kurzzeit-Blutdruckregulation (Innervation sowohl sympathisch als auch parasympathisch).

0.15 – 0.40 Hz: Oberes Frequenzband: Fluktuationen indizieren den respiratorischen Einfluss (Innervation hauptsächlich parasympathisch).

Tab. 8: Einteilung der Frequenzbänder der Herzratenvariabilität

Dabei wurde bisher oft von einem Absinken der HRV als Zeichen der mentalen Beanspruchung, vor allem im **mittleren Frequenzband um 0.1 Hz (0.1-Hz-Komponente der HRV)** berichtet, was auf eine Unterdrückung der spontanen Blutdruckschwankungen unter psychischer Beanspruchung zurückgeführt wird. Eine oft diskutierte mögliche Ursache ist eine Verringerung der Sensitivität des Baroreflexes, die Schwankungen der sympathischen und parasympathischen Aktivität auslöst (z.B. Wiethoff, 1997). Die Untersuchungen der Arbeitsgruppe um G. und L. J. M. Mulder konnten einen Zusammenhang zwischen dem mittleren Frequenzband der HRV (0.1-Hz-Komponente der HRV) und mentaler Beanspruchung wiederholt nachweisen (z.B. Mulder, 1979; Mulder & Mulder, 1980; Mulder, Meijman, O`Hanlon & Mulder, 1982; zsf. Mulder, 1992, 1988).

An dieser Interpretation wird zunehmend Kritik geübt. Denn dieses Frequenzband wird sowohl durch sympathische und als auch durch parasympathische Einflüsse moduliert (Pomeranz, Macaulay, Caudill, Kutz, Adam, Gordon, Kilborn, Barger, Shannon, Cohen & Benson, 1985; Akselrod, Gordon, Ubel, Shannon, Barger & Cohen, 1981). Es kann als gesichert angesehen werden, dass das mittlere und untere Frequenzband von sympathischen, parasympathischen und auch thermoregulatorischen Einflüssen mitbestimmt wird (Jorna, 1992; Jennings & McKnight, 1994). Daher kann ein ausschließlicher Zusammenhang zwischen verringerter Aktivität im mittleren Frequenzband und mentaler Belastung nicht mehr zweifelsfrei angenommen werden. Denn es gibt auch Ergebnisse, die zeigen dass der Anstieg der sympathischen Aktivität unter mentaler Belastung zu einem **Anstieg der 0.1-Hz-Komponente** führen kann (z.B. Bernardi, Wdowczyk-Szulc, Valenti, Castoldi, Passino, Spadacini & Sleight, 2000; Delany & Brodie, 2000; Pagani, Furlan, Pizzinelli, Crivellaro, Cerutti & Malliani, 1989; Pagani, Mazuerro, Ferrari, Liberati, Cerutti, Vaitl, Tavazzi & Malliani, 1991).

Unklar ist noch, inwieweit die Methode mit der die Frequenzanalyse durchgeführt wird, einen Einfluss auf die Ergebnisse hat. Die immer noch am häufigsten verwendete Fast Fourier Transformation wird wegen mathematischer Unzulänglichkeiten immer mehr kritisiert. Derzeit sind verschiedene Alternativverfahren in der Diskussion (Autoregressive Verfahren, Wavelet-Transformation, Trigonometrische Regressive Spektralanalyse). Leider werden in den publizierten Studien nur selten die durchgeführte Methode der Frequenzanalyse berichtet, so dass eine Einschätzung der Methoden aufgrund der wissenschaftlichen Literatur kaum möglich ist.

In der vorliegenden Untersuchung wurde auf die immer stärker in die Kritik geratene Fast Fourier Transformation verzichtet und stattdessen mit Hilfe einer Trigonometrischen Regressiven Spektralanalyse die Frequenzbänder der HRV bestimmt (s. unten).

Laborstudien.

Es konnte beobachtet werden, dass die 0.1-Hz-Komponente **bei Wechsel von Einzel- zu Doppelaufgaben** (Sirevaag et al., 1988) sinkt.

Auch bei subjektiv eingeschätztem Anstieg der Schwierigkeit in einer **Tracking-Aufgabe** wurde diese Reaktion verzeichnet (Vicente, Thorton & Moray, 1987). In weiteren Studien mit **Trackingaufgaben** konnte die HRV (0.1-Hz-Komponente) als Beanspruchungsindikator herangezogen werden (Backs, Ryan & Wilson, 1994; Ohsuga, Shimono & Genno, 2001).

Bei **Aufgaben in Flugsimulatoren** zeigte sich bei steigender Beanspruchung durch die Flugaufgabe eine signifikante Abnahme in der HRV (Veltman & Gaillard, 1998, 1996, 1993; Backs, Lenneman & Sicard, 1999). Dies gilt insbesondere für das mittlere Frequenzband (0.1-Hz-Komponente der HRV) (Tattersall & Hockey, 1995). Ähnliches konnte auch in **Helikoptersimulatoren** nachgewiesen werden (Sirevaag, Kramer, Wickens & Reisweber, 1993).

Auf folgende Studien zur Gedächtnisbelastung soll wegen der Nähe zur vorliegenden Untersuchung besonders hingewiesen werden.

Beim **Abruf einer Wörterliste aus dem Gedächtnis** konnte ein Zusammenhang zwischen HRV und der Verarbeitungstiefe verzeichnet werden (Vincent, Craik & Furedy, 1996). Weiterhin konnte ein Absinken dieses Parameters bei **Anstieg der Gedächtnisbelastung** nachgewiesen werden (Aasman, Mulder & Mulder, 1987; Backs & Seljos, 1994; Van Dellen, Aasman, Mulder & Mulder, 1985).

In einem ähnlichen Design wie in der vorliegenden Studie konnte die 0.1-Hz-Komponente als Indikator der steigenden Schwierigkeit während **Gedächtnissuchprozessen** gewertet werden (Redondo & Del Valle-Inclan, 1992).

Auch in **Feldstudien** kommt die HRV als Indikator der mentalen Beanspruchung zum Einsatz.

Die HRV kann zur Unterscheidung der kardiovaskulären Beanspruchung an **Arbeitstagen und arbeitsfreien Tagen** herangezogen werden (Myrtek, Fichtler, Strittmatter & Brünger, 1999), wobei an Arbeitstagen die HRV verringert ist.

Die HRV konnte die erhöhte mentale Beanspruchung von **Studenten während Lehrveranstaltungen** im Vergleich mit Freizeitaktivitäten anzeigen (Myrtek, Hilgenberg, Brüchner & Müller, 1997; Myrtek, Weber, Brüchner & Müller, 1996).

Bei der **ergonomischen Gestaltung von CAD-Arbeitsplätzen** wurde die HRV erfolgreich eingesetzt (Luczak & Springer, 2000).

Auch zur Überprüfung der mentalen Beanspruchung in **Mensch-Computer-Interaktionen** konnte die HRV verwendet werden. Dabei diente die HRV als Bewertungsmaßstab zur ergonomischen Gestaltung eines Interfaces für die Telefonauskunft (Izso & Lang, 2000) und für die Flugüberwachung (Rowe, 2000).

In einer anderen Studie zur **Mensch-Computer-Interaktion** konnte die 0.1-Hz-Komponente der HRV zur ergonomischen Bewertung verschiedener Dialogtechniken (menügeleitet vs. befehlsgeleitet) herangezogen werden (Pinkpank & Wandke, 1995).

Die Verringerung der 0.1-Hz-Komponente konnte als Maß der mentalen Beanspruchung beim **Autofahren** verwendet werden. Dabei zeigte sich der Parameter sensitiv für unterschiedliche Schwierigkeitsgrade der Fahrstrecke (Richter, Wagner, Heger & Weise, 1998).

Einen Zusammenhang zwischen dem mittleren Frequenzband (0.1-Hz-Komponente) und steigender Belastung durch unterschiedliche Flugmanöver bei **Flugzeugpiloten** konnte in einer Feldstudie mit Piloten der niederländischen Luftwaffe nachgewiesen werden (Hanson & Bazanski, 2001).

Die angestiegene mentale Beanspruchung von **Busfahrern** in bestimmten Fahrsituationen bewirkte eine signifikante Abnahme der HRV (Mulder, Meijman, O'Hanlon & Mulder, 1982). Bei der ergonomischen Umgestaltung von **Cockpits in Bussen** konnte die HRV als Indikator der mentalen Beanspruchung herangezogen werden und es konnte in einer Nachuntersuchung nach Umgestaltung des Arbeitsplatzes mit Hilfe der HRV die verringerte Beanspruchung nachgewiesen werden (Göbel, Springer & Scherff, 1998).

Wie in der Einleitung zur HRV bereits angekündigt, gibt es ebenfalls Studien, die einen Anstieg der HRV, insbesondere der 0.1-Hz-Komponente, als Zeichen einer sympathikotonen Prädominanz verzeichnen.

In einem **Stroop-Test** konnte ein Anstieg des mittleren Frequenzbandes der HRV ausgemacht werden, was die Autoren als Zeichen einer sympathikotonen Aktivierung verstehen (Delaney & Brodie, 2000).

Während **numerischer Aufmerksamkeitstests** ist eine Zunahme der 0.1-Hz-Komponente als Zeichen einer sympathikotonen Aktivierung zu verzeichnen gewesen (Pagani, Mazuerro, Ferrari, Liberati, Cerutti, Vaitl, Tavazzi, & Malliani, 1991).

Auch bei **Arithmetikaufgaben** sind Anstiege der 0.1-Hz-Komponente nachgewiesen worden (Bernardi, Wdowczyk-Szulc, Valenti, Castoldi, Passino, Spadacini & Sleight, 2000; Pagani, Furlan, Pizzinelli, Crivellaro, Cerutti & Malliani, 1989).

Weiterhin gibt es auch Studien, die keinen Zusammenhang zwischen HRV und mentaler Beanspruchungen fanden.

Dies zeigte sich bei einer Studie mit einem **Flugsimulator** (Casali & Wierwille, 1983) und in einer weiteren Studie mit einem **Fahrsimulator** (Wierwille & Hicks, 1979).

1.3.2.1.2.2 Fazit zur Herzratenvariabilität

Der Herzratenvariabilität (HRV) wird in der Regel eine Sensitivität innerhalb der psychologischen Beanspruchungsforschung zugesprochen (z.B. Manzey, 1998). Die genaue Recherche des Literaturstandes zeigt jedoch, dass diese Einschätzung nur bedingt richtig ist.

Vor allem bezüglich der externen Validität sind Zweifel geäußert worden (Nickel, 2001; Nickel, Eilers, Seehase & Nachreiner, 2002). Während innerhalb der Person oftmals eine hohe Reliabilität erreicht wird, ist dies zwischen Personen eher selten der Fall. Das bedeutet, dass der Einfluss der experimentellen Belastungsbedingung sich als eher gering erwiesen hat (Schütte & Nickel, 2002).

Die jeweiligen Ergebnisse hängen von der Wahl des Parameters der HRV (MQSSD, 0.1-Hz-Komponente, Herzperiodendauer etc.) und auch von der Methode der Frequenzanalyse ab. In den meisten Untersuchungen wurde die Fast Fourier Transformation (FFT) zur Frequenzanalyse der HRV herangezogen.

Obwohl die Probleme bezüglich der mathematischen Voraussetzungen der etablierten FFT diskutiert werden (z.B. Nickel, Nachreiner, Zdobyh & Yanagobori, 1998), wird kaum in Erwägung gezogen, dass die zunehmend berichtete mangelnde Validität und Reliabilität der 0.1-Hz-Komponente der HRV möglicherweise auch auf Ungenauigkeiten der Auswertungsmethode (FFT) zurückzuführen sein könnte (Nickel, Eilers, Seehase & Nachreiner, 2002).

Erst in letzter Zeit wurden von einigen Forschern andere Verfahren eingesetzt, da die mathematischen Voraussetzungen der FFT als nicht hinreichend für biologische Zeitreihen, wie sie die HRV darstellt, beurteilt werden (s. unten Abschnitt „Kennwertbildung Peripherphysiologischer Daten“).

Verschiedene Untersuchungen gehen von einem Anstieg vor allem des mittleren Frequenzbereichs der HRV (0.1-Hz-Komponente) unter bestimmten Voraussetzungen aus. Dies wird als Zeichen einer sympathikotonen Prädominanz gewertet (z.B. Pagani, Mazuerro, Ferrari, Liberati, Cerutti, Vaitl, 1991).

Weiterhin gibt es eine Reihe von zusätzlichen Einflussfaktoren, die bei der Interpretation berücksichtigt werden müssen.

Emotionale Einflüsse können nicht ganz ausgeschlossen werden (Jorna, 1992), was aber für viele Bereiche der Beanspruchungsforschung gilt.

Außerdem ist zu beachten, dass es zu einem Einfluss der Atmung auf die HR (respiratorische Sinusarrhythmie) und damit auch auf die HRV kommt. Dies gilt vor allem für das obere Frequenzband (0.15-0.4 Hz). Ein Einfluss der individuellen Atmungsparameter auf die 0.1-Hz-Komponente der HRV kann jedoch ebenfalls nachgewiesen werden (Althaus, Mulder, Mulder, Van Roon & Minderaa, 1998).

Ein weiterer Einwand besteht in dem bekannten Sachverhalt, dass die HRV mit der HR mäßig korreliert ist (ca. $r = .30$).

Hinzu kommt die Bedeutung der Aufzeichnungsdauer der HRV. Mulder und Mulder (1987) empfehlen mindestens fünfminütige EKG-Aufzeichnungen zur Analyse der 0.1-Hz-Komponente heranzuziehen, was die Sensitivität für kürzere Zeitfenster beeinträchtigt. Deutlich längere Abschnitte sollten hingegen nicht ausgewertet werden, da von einer Nicht-Stationarität der Zeitreihe (z.B. durch langsame Trends in der HR) ausgegangen werden kann. Dies kann oft nur unzureichend über Detrend-Verfahren aus den Daten herausgerechnet werden.

In der vorliegenden Untersuchung liegen die Analyseabschnitte in dem empfohlenen Bereich.

Die deutlichste Artefaktquelle ist allerdings das Sprechen, da dies zu Veränderungen der Atemcharakteristika und damit zu einem Anstieg der HRV führt (Mulder & Mulder, 1987). Kramer weist darauf hin, dass das Sprechen den Blutdruck erhöht, was die Power der 0.1-Hz-Komponente ansteigen lassen kann (Kramer 1993, p. 31).

Auch die Umgebungstemperatur kann einen zusätzlichen Einfluss auf die HRV haben und die Indikatorfunktion für mentale Beanspruchung negativ beeinflussen (Razmjou & Kjellberg, 1992).

Diese Einflussfaktoren zeigen, dass die oft geäußerte Überlegenheit der HRV gegenüber der HR nicht unbedingt zuzustimmen ist.

Hinsichtlich der 0.1-Hz-Komponente kann man jedoch mit Manzey (1998, S. 835) übereinstimmen, dass dieser Parameter die Beanspruchungsunterschiede sensitiv abbildet, wenn die Beanspruchungsunterschiede ausreichend hoch sind. Daher wird auch gut zwischen verschiedenen Arten mentaler Beanspruchung und Ruhebedingungen differenziert.

Eine Diagnostizität der 0.10-Hz-Komponente der HRV für unterschiedliche Aspekte mentaler Beanspruchung (Diagnostizität i. e. S.) kann nicht angenommen werden, da Ausprägungen in diesem Parameter auf unterschiedliche Schwierigkeit, auf die Art der Aufgabe und auf die Anstrengung zurückzuführen sind, so dass die eindeutige Ursache nicht identifiziert werden kann.

Manzey (1998) kommt zusammenfassend zu dem Schluss, dass es sich um einen Indikator des kognitiven Aufwandes bei kontrollierten Verarbeitungsprozessen handelt und somit eine theoretische Verbindung zum Effort-Konzept von Sanders (1983) darstellt. Dies stimmt mit Ergebnissen überein, die belegen, dass die Komponente mit Übungsprozessen im Verlauf des Experiments (Mulder & Mulder, 1987) oder mit sinkender Anstrengung bei Überforderung (Aasman, Mulder & Mulder, 1987) wieder zunimmt.

Insgesamt kann geschlossen werden, dass es sich bei der 0.1-Hz-Komponente um einen sensitiven, aber allgemeinen Indikator mentaler Beanspruchung handelt, wobei Kramer (1993, p. 30) zusätzlich die hinreichende Reliabilität des Parameters betont (vgl. Tab. 9).

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Herzratenvariabilität	HPD, MQSSD, 0.1-Hz-Komp.	Labor-Studien	
		Doppelaufgabenbearbeitung	Sirevaag, Kramer, De Jong, Mecklinger, 1988 ↓
		Tracking-Aufgaben	Vicente, Thorton & Moray, 1987 ↓ Bucks, Ryan & Wilson, 1994 ↓ Ohsuga, Shimono & Genno, 2001 ↓
		Flugsimulator	Veltman & Gaillard, 1998, 1996, 1993 ↓ Bucks, Lenneman & Sicard, 1999 ↓ Tattersall & Hockey, 1995 ↓ Sirevaag, Kramer, Wickens & Reisweber, 1993 ↓ Casali & Wierwille, 1983 ↔
		Fahrsimulator	Wierwille & Hicks, 1979 ↔
		Gedächtnisabruf (versch. Material)	Vincent, Craik & Furedy, 1996 ↓ Aasman, Mulder & Mulder, 1987 ↓ Bucks & Seljos, 1994 ↓ Van Dellen, Aasman, Mulder & Mulder, 1985 ↓ Redondo & Del Valle-Inclan, 1992 ↓
		Stroop-Test	Delaney & Brodie, 2000 ↑
		Aufmerksamkeit (numerisch)	Pagani, Mazuerro, Ferrari, Liberati, Cerutti, Vaitl, Tavazzi & Malliani, 1991 ↑
		Arithmetik	Bernardi, Wdowczyk-Szulc, Valenti, Castoldi, Passino, Spadacini & Sleight, 2000 ↑ Pagani, Furlan, Pizzinelli, Crivellaro, Cerutti & Malliani, 1989 ↑
		Feldstudien	
		Arbeitstage vs. arbeitsfreie Tage	Myrtek, Fichtler, Strittmatter & Brügger, 1999 ↓
		Lehrveranstaltungen vs. arbeitsfreie Tage von Studenten	Myrtek, Hilgenberg, Brügger & Müller, 1997 ↓ Myrtek, Weber, Brügger & Müller, 1996 ↓
		CAD-Arbeitsplätze	Luczak & Springer, 2000 ↓
		Telefonauskunft	Izso & Lang, 2000 ↓
		Fluglotsen	Rowe, 2000 ↓
		Mensch-Computer-Interaktion	Pinkpank & Wandke, 1995 ↓
		Autofahren	Richter, Wagner, Heger & Weise, 1998 ↓
		Piloten	Hanson & Bazanski, 2001 ↓
		Busfahrer	Mulder, Meijman, O`Hanlon & Mulder, 1982 ↓ Göbel, Springer & Scherff, 1998 ↓

Tab. 9: Herzratenvariabilität. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.2.1.3 Blutdruck

Bereits frühe Untersuchungen legten nahe, dass der diskontinuierlich gemessene Blutdruck (BD) bei moderater mentaler Beanspruchung nur wenig reagiert. Deutlichere systolische und diastolische Reaktionen können erst bei starker Beanspruchung registriert werden (Ettema, 1969). Dennoch zeigen neuere Feld- und Laborstudien immer wieder, dass systolische und diastolische Blutdruckanstiege bei verschiedenen Arten mentaler Beanspruchung zu erwarten sind, so dass der Einsatz dieses Biosignals in der vorliegenden Untersuchung sinnvoll erschien.

Der oft verwendete kontinuierlich gemessene Blutdruck (PENAZ-Technik; Penaz, Voigt & Teichmann, 1976; zsf. Steptoe, 1995) konnte in der vorliegenden Untersuchung wegen technischer Beschränkungen der Laborausstattung nicht eingesetzt werden. Es gibt jedoch eine Vielzahl von Studien, welche die Sensitivität des kontinuierlichen Blutdrucks nachweisen (vgl. zsf. Mulder, Mulder, Meijman, Veldman & Roon, 2000). Auch die häufig als Indikator mentaler Beanspruchung eingesetzte Baroreflexsensitivität (s. z.B. Mulder, Mulder, Meijman, Veldman & Roon, 2000) konnte aus diesem Grund nicht ausgewertet werden.

1.3.2.1.3.1 Befundlage zum Blutdruck

Laborstudien.

Es konnte eine Beziehung zwischen der Aufgabenschwierigkeit und dem diskontinuierlich gemessenen Blutdruck im **Flugsimulator** festgestellt werden (Vogt & Kastner, 2001).

Bei **Laborstressoren (Arithmetikaufgaben)** zeigt sich sowohl der **systolische als auch der diastolische Blutdruck** als zuverlässiger Indikator sowohl der Anstrengung als auch der mentalen Beanspruchung (Al`Absi, Everson & Lovallo, 1995; Benschop, Geenen, Mills, Naliboff, Kiecolt-Glaser, Herbert, van der Pompe, Miller, Matthews, Godaert, Gilmore, Glaser, Heijnen, Dopp, Bijlsma, Solomon, Cacioppo, 1998; Fahrenberg & Foerster, 1996; Fahrenberg, Foerster & Wilmers, 1995; Köhler, Fricke, Ritz & Scherbaum, 1997; Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995; Larkin, Ciano-Federoff & Hammel, 1998; Lovallo & Al`Absi, 1998; Marrero, Al`Absi, Pincomb & Lovallo, 1997; Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998; Sloan, Shapiro, Bagiella & Bigger, 1996; Huber & Gramer, 1993; Vögele, 1998). Dies gilt jedoch meist für den Vergleich mit einer Ruhebedingung und nicht für verschiedene Schwierigkeitsstufen, wodurch sich die Sensitivität des Blutdrucks schlecht abschätzen lässt.

Auch bei der Bearbeitung von **Anagrammaufgaben** zeigte sich ein erhöhter systolischer und diastolischer Blutdruck im Vergleich zur Ruhephase (Walker, 1996).

Im **Stroop-Test** konnte ein Anstieg des Blutdrucks im Vergleich zur Ruhephase nachgewiesen werden (Caudell & Galucci, 1995).

Dabei steigt bei experimenteller **Unkontrollierbarkeit** die Blutdruckreaktion, wobei speziell der diastolische Blutdruck eher auf die, unabhängig operationalisierte, **Anstrengung** reagiert (Peters, Godaert, Ballieux, van Vliet, Willemsen, Sweep & Heijnen, 1998). Daher zeigte sich bei extern zeitgesteuerten visuell-räumlichen Problemlöseaufgaben keine Erhöhung im diastolischen, wohl aber im systolischen Blutdruck im Vergleich zu selbst zeitgesteuerten Aufgaben (Stephoe, Evans & Fieldman, 1997). Beide Blutdruckparameter reagierten aber auf die Manipulation der Aufgabengeschwindigkeit. Sowohl der diastolische als auch der systolische Blutdruck zeigten bei fremdgesteuerter Aufgabengeschwindigkeit höhere Werte als bei selbstgesteuerter Aufgabengeschwindigkeit (Stephoe, Fieldman & Evans, 1993).

Entgegengesetzte Ergebnisse zeigen Experimente, in denen bei **Arithmetikaufgaben** unter **Kontrolle der Probanden** (active coping Bedingung) höherer Blutdruck gemessen wurde als unter Unkontrollierbarkeitsbedingungen (passive coping) (Bongard & Hodapp, 1997).

Bei **Buchstabensuchaufgaben** konnte hingegen kein Unterschied im Blutdruck zwischen **wahrgenommener Kontrolle** über die Bedingungen (lauter Ton) und Unkontrollierbarkeit verzeichnet werden (Hodapp, Heiligtag & Störmer, 1990).

Ob eine **Kontrollierbarkeit** der Belastungsbedingungen im Sinne des Demand-Control-Modells von Karasek (z.B. Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990) eine kardiovaskulär entlastende Wirkung zeigt oder eher zu einer Steigerung des systolischen Blutdrucks führt, kann durch diese Studien nicht mit Sicherheit geklärt werden.

Sicherlich spielt dabei die Anstrengungsbereitschaft der Probanden eine wichtige Rolle. Bei Bedingungen unter der Kontrolle der Probanden könnte dies motivationssteigernd wirken und die Anstrengung und damit die kardiovaskuläre Reaktion erhöhen.

Weiterhin spielt auch Laceys intake-rejection-Hypothese (Lacey, 1967; Lacey & Lacey, 1978) eine Rolle (s. o.).

Es gelingt auch nicht immer, den Blutdruck als Beanspruchungsindikator heranzuziehen. Bei **Variation der Länge unfreiwilliger Pausen bei Mensch-Computer-Interaktionen** zeigte sich kein Unterschied im diskontinuierlich gemessenen Blutdruck als Zeichen des emotionalen Stresses (Thum, Boucsein, Kuhmann & Ray, 1995).

Feldstudien.

In vielen Feldstudien konnte ein Zusammenhang zwischen Arbeitsbelastung und erhöhtem Blutdruck nachgewiesen werden. Dabei sollte als methodischer Standard immer ein längerer Arbeitsabschnitt untersucht werden (24-Stundenmessung; Rau & Richter, 1996).

Ein Zusammenhang zwischen **hoher Arbeitsbelastung und erhöhten systolischen und diastolischen Blutdruckwerten** konnte in verschiedenen Studien, die alle dem Demand-Control-Modell (z.B. Karasek, 1979; Karasek & Theorell, 1990) folgen, nachgewiesen werden (z.B. Carrere & Evans, 1992; Cesana, Ferrario, Sega, Milesi, 1996; Schnall, Landisbergis & Baker, 1994; Greenlund, Liu, Knox & McCreath, 1995; Landisbergis, Schnall, Schwartz, Warren & Pickering, 1995; Rau, 2001; Steptoe, 2001, in press; Steptoe, Fieldman & Evans, 1993; Van Egeren, 1992; zsf. Belkic, Landisbergis, Schnall, Baker, Theorell, Siegrist, Peter & Karasek, 2000; s. a. Musgay, Niegot & Rüdell, 2001).

Wobei es auch kritische Stimmen zum erwähnten Modell gibt (Fletcher & Jones, 1993). Denn nicht immer konnte ein erhöhter Blutdruck bei geringem Handlungsspielraum und Arbeitsstress festgestellt werden (Theorell, Knox, Svensson & Waller, 1985; Landisbergis, Schnall, Warren, Pickering & Schwartz, 1994; s. dazu zsf. Rau, 2001).

Zudem gibt es auch entgegengesetzte Befunde. So konnte festgestellt werden, dass ein größerer **Entscheidungsspielraum** nicht immer als psychophysiologisch einlastender Faktor angesehen werden kann, wenn mit dem Entscheidungsspielraum gleichzeitig eine **höhere Verantwortung** für das Arbeitsergebnis verbunden ist. Es zeigte sich bei Schichtleitern in **simulierten Netzwerken eines Energieversorgungssystems** ein höherer systolischer Blutdruck als bei den unterstellten Netzen (Rau, 1996).

Der entlastende Einfluss von Verantwortungsaufteilung zeigte sich bei **simulierten Netzen eines Energieversorgungssystems**, wobei die **Arbeit in einer Dyade** geringere systolische und diastolische Blutdruckreaktionen hervorrief als die Arbeit allein (Rau, 1994). Die Autorin führt dies auf die kardiovaskulär entlastende Verantwortungsaufteilung und soziale Unterstützung bei Teamarbeit zurück (s. Rau, 1996, S. 69). Zusätzlich konnte ein höherer systolischer Blutdruck beim Schichtleiter im Team im Vergleich zum Netzer im Team festgestellt werden, was auf die höhere Verantwortung des Schichtleiters zurückgeführt werden kann.

Es konnte der kardiovaskulär entlastende Einfluss **sozialer Unterstützung während der Arbeit bei Lehrern** auf den systolischen und diastolischen Blutdruck im Tagesverlauf nachgewiesen werden. In stressreichen Situationen wurden höhere Blutdruckwerte gemessen als in Situationen, die als weniger stressreich von den Probanden angesehen wurden. Lehrer mit hoher sozialer Unterstützung zeigten geringere systolische und diastolische Blutdruckwerte als Lehrer mit geringer sozialer Unterstützung (Steptoe, 2000).

Es gibt weiterhin einen Zusammenhang **zwischen höherem Berufsstatus bei Männern und Frauen einerseits und einem erhöhten Blutdruck im Tagesverlauf andererseits** als Reaktion auf mentalen Stress (Blumenthal, Thyrum & Siegel, 1995).

Bei **Fluglotsen** konnte ein Zusammenhang zwischen dem Blutdruck und der Aufgabenschwierigkeit festgestellt werden (Cobb & Rose, 1973; Rose & Fogg, 1993; Vogt & Kastner, 2001).

Bei realer Computerarbeit konnte in einer Feldstudie bei **Versicherungsangestellten** ein erhöhter Blutdruck bei **Arbeitsunterbrechung** nachgewiesen werden (Johansson & Aronsson, 1984).

Sowohl der systolische als auch der diastolische Blutdruck unterscheidet sich zwischen **Arbeitstagen und arbeitsfreien Tagen** (Steptoe, Roy & Evans, 1996; Vrijkotte, van Doornen & De Geus, 2000; Vrijkotte, Riese & De Geus, 2001). Allerdings muss methodenkritisch zu Steptoe, Roy und Evans (1996) eingewandt werden, dass die Messintervalle des Blutdrucks mit einer Stunde zu groß sind und nicht den üblichen Intervallen am Tage entsprechen (s. z.B. Triemer & Rau, 2001). Weiterhin muss angemerkt werden, dass die körperliche Aktivität nur per Fragebogen erfasst und nicht durch einen Messaufnehmer kontinuierlich gemessen wurde und dass nicht parallel zur Blutdruckmessung die HR aufgezeichnet wurde, um einen Einblick in die Regulationsmechanismen zwischen Blutdruck und HR zu bekommen.

Eine methodisch sorgfältigere Studie konnte aber in Abhängigkeit von **hohem Arbeitsstress** (definiert als hohe Arbeitsbelastung und geringe Kontrolle) ebenfalls einen erhöhten diastolischen und systolischen Blutdruck **an Arbeitstagen und zum Teil auch an arbeitsfreien Tagen von praktischen Ärzten** nachweisen (O'Connor, White, O'Connor & Bundred, 2000).

Hoher Arbeitsstress in Verbindung mit geringer Entlohnung (Siegrist & Peter, 1994) erzeugt ebenfalls einen erhöhten systolischen Blutdruck bei Büroarbeitern (Vrijkotte, van Doornen & De Geus, 2000). Es konnte in mehreren Studien der Zusammenhang zwischen hohem Arbeitsstress bei geringer Entlohnung und erhöhtem Blutdruck mit erhöhtem Risiko einer kardiovaskulären Erkrankung nachgewiesen werden (zsf. Siegrist, 1996, 1996b).

In weiteren Feldstudien konnte der Blutdruck als Indikator der **nächtlichen Erholung und täglichen Arbeitsbelastung** herangezogen werden (Rau, 2001). Dabei sagte die wahrgenommene Kontrolle und mentale Beanspruchung am Arbeitsplatz den nächtlichen diastolischen Blutdruck vorher. Hohe Arbeitsbelastung war in anderen Studien mit einem verzögerten nächtlichen systolischen Blutdruckrückgang und mit erhöhten systolischen Blutdruckwerten in der Freizeit verbunden (Rau, Georgiades, Frederikson, Lemne, De Faire, 2001; Schnall, Schwartz, Landisbergis, Warren & Pickering, 1998).

In einer groß angelegten Feldstudie mit ca. 200 weiblichen Probanden konnte mit Hilfe des systolischen Blutdrucks die **Doppelbelastung von berufstätigen Frauen** mit Bürotätigkeiten nachgewiesen werden. Es zeigte sich bei Frauen, die sowohl eine hohe Arbeitsbelastung in einem Fragebogen als auch hohe familiäre Verantwortung angaben, ein höherer systolischer Blutdruck im Tagesverlauf als bei Frauen mit einer dieser Belastungen allein (Brisson, Laflamme, Moisan, Milot, Masse, & Vezina, 1999). Dies zeigte sich insbesondere bei Frauen mit Universitätsabschluss (Laflamme, Brisson, Moisan, Milot, Masse & Vezina, 1998).

In **Langzeitstudien** konnte ein erhöhter Blutdruck in Verbindung mit hohem Arbeitsstress den weiter gestiegenen Blutdruck einige Jahre später vorhersagen.

Dabei konnte bei männlichen Probanden mit hohem Arbeitsstress bei einer zweiten Messung 3 Jahre später ein höherer diastolischer und systolischer Blutdruck im Tagesverlauf festgestellt werden als bei Personen mit weniger Arbeitsstress.

Dies deutet darauf hin, dass erhöhte Beanspruchung am Arbeitsplatz zur Pathogenese der essentiellen Hypertonie beitragen könnte (Schnall, Schwartz, Landisbergis, Warren & Pickering, 1998). Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch Schnall, Pieper, Schwartz & Karasek (1990). Weiterhin sagten Blutdruckreaktionen auf mentale Stresstests den Blutdruck 10 Jahre später vorher (Carroll, Smith, Shipley, Steptoe, Brunner & Marmot, 2001).

Ein einzelnes **negatives Ergebnis** zeigte eine Studie mit einer afroamerikanischen Stichprobe, in der kein Zusammenhang zwischen Arbeitsbelastung (hohe Arbeitsintensität und geringer Handlungsspielraum) und erhöhtem Blutdruck nachgewiesen werden konnte (Curtis & James, 1997).

1.3.2.1.3.2 Fazit zum Blutdruck

Außer zum kontinuierlich gemessenen Blutdruck und des daraus resultierenden Barorezeptorenreflexes, liegen nur wenige zusammenfassende Beurteilungen des diskontinuierlich gemessenen Blutdrucks hinsichtlich der Sensitivität für mentale Beanspruchung vor.

Die Anzahl der zitierten Untersuchungen zeigt aber, dass auch der diskontinuierlich gemessene Blutdruck eine hinreichende Sensitivität für mentale Beanspruchungen besitzt, die es rechtfertigt, ihn bei der vorliegenden Untersuchung einzusetzen (vgl. Tab. 10).

Bei der Messung des Blutdrucks müssen verschiedene Einflussfaktoren berücksichtigt werden.

Umgebungsfaktoren, wie z.B. Lärm am Arbeitsplatz, sollten beachtet werden, da sie einen Einfluss auf den systolischen Blutdruck haben und die Identifikation einer Blutdruckreaktion auf mentale Beanspruchung erschweren (Hanson, Schellekens, Veldman & Mulder, 1993). Hingegen scheint der **Menstruationszyklus** bei Frauen weniger Einfluss auf den Blutdruck in Belastungsexperimenten im Labor zu haben, wie dies aufgrund des Hormoneinflusses auf den Blutdruck angenommen werden könnte (Colverson, James & Gregg, 1996). Dies ist in Bezug zur vorliegenden Untersuchung besonders wichtig, da die Stichprobe vorwiegend aus weiblichen Probanden bestand.

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Blutdruck	dis- kontinuierlich (systolisch, diastolisch)	Labor-Studien	
		Flugsimulator	Vogt & Kastner, 2001 ↑
		Arithmetikaufgaben	Al' Absi, Everson & Lovallo, 1995 ↑ Benschop, Geenen, Mills, Naliboff, Kiecolt-Glaser, Herbert, van der Pompe, Miller, Matthews, Godaert, Gilmore, Glaser, Heijnen, Dopp, Bijlsma, Solomon, Cacioppo, 1998 ↑ Fahrenberg & Foerster, 1996 ↑ Fahrenberg, Foerster & Wilmers, 1995 ↑ Köhler, Fricke, Ritz & Scherbaum, 1997 ↑ Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995 ↑ Larkin, Ciano-Federoff & Hammel, 1998 ↑ Lovallo & Al' Absi, 1998 ↑ Marrero, Al' Absi, Pincomb & Lovallo, 1997 ↑ Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998 ↑ Sloan, Shapiro, Bagiella & Bigger, 1996 ↑ Huber & Gramer, 1993 ↑ Vögele, 1998 ↑
		Anagrammaufgaben	Walker, 1996 ↑
		Stroop-Test	Caudell & Galucci, 1995 ↑
		Unkontrollierbarkeit der exp. Aufgaben (versch. Aufgaben)	Peters, Godaert, Ballieux, van Vliet, Willemsen, Sweep & Heijnen, 1998 ↑ Steptoe, Evans & Fieldman, 1997 ↑ Steptoe, Fieldman & Evans, 1993 ↑ Bongard & Hodapp, 1997 ↓ Hodapp, Heiligtag & Störmer, 1990 ↔
		Länge unfreiwilliger Pausen in Mensch-Computer-Interaktion	Thum, Boucsein, Kuhmann & Ray, 1995 ↔
		Feldstudien	
		Hohe Arbeitsbelastung (i. S. des Karasek-Modells)	zsf. Belkic, Landisbergis, Schnall, Baker, Theorell, Siegrist, Peter & Karasek, 2000 ↑ Blumenthal, Thyrum & Siegel, 1995 ↓ Carrere & Evans, 1992 ↑ Cesana, Ferrario, Sega, Milesi, 1996 ↑ Curtis & James, 1997 ↔ Greenlund, Liu, Knox & McCreath, 1995 ↑ Landisbergis, Schnall, Schwartz, Warren & Pickering, 1995 ↑ Landisbergis, Schnall, Warren, Pickering & Schwartz, 1994 ↔ Musgay, Niegot & Rüdell, 2001 ↑ Rau, 1996 ↓ Rau, 2001 ↑ Schnall, Landisbergis & Baker, 1994 ↑ Steptoe, 2001, in press ↑ Steptoe, Fieldman & Evans, 1993 ↑ Theorell, Knox, Svensson & Waller, 1985 ↔ Van Egeren, 1992 ↑
		Verantwortungsaufteilung / soz. Unterstützung	Rau, 1994 ↓ Rau, 1996 ↓ Steptoe, 2000 ↓
		Fluglotsen	Cobb & Rose, 1973 ↑ Rose & Fogg, 1993 ↑

			Vogt & Kastner, 2001 ↑
		Unfreiwillige Pausen an PC-Arbeitsplätzen	Johansson & Aronsson, 1984 ↑
		Arbeitstage vs. arbeitsfreie Tage	O'Connor, White, O'Connor & Bundred, 2000 ↑ Steptoe, Roy & Evans, 1996 ↑ Vrijkotte, van Doornen & De Geus, 2000 ↑ Vrijkotte, Riese & De Geus, 2001 ↑
		Ärzte in freier Praxis	O'Connor, White, O'Connor & Bundred, 2000 ↑
		Hohe Arbeitsbelastung plus geringe Entlohnung	Vrijkotte, van Doornen & De Geus, 2000 ↑ zsf. Siegrist, 1996, 1996b ↑
		nächtl. Blutdruck und hohe Arbeitsbelastung	Rau, 2001 ↑ Rau, Georgiades, Frederikson, Lemne, De Faire, 2001 ↑ Schnall, Schwartz, Landisbergis, Warren & Pickering, 1998 ↑
		Doppelbelastung Berufstätigkeit plus familiäre Verantwortung als Mutter	Brisson, Laflamme, Moisan, Milot, Masse, & Vezina, 1999 ↑ Laflamme, Brisson, Moisan, Milot, Masse & Vezina, 1998 ↑
		Langzeitstudien: Hohe Arbeitsbelastung und 3-Jahres-Katamnese	Schnall, Pieper, Schwartz & Karasek, 1990 ↑ Schnall, Schwartz, Landisbergis, Warren & Pickering, 1998 ↑ Carrol, Smith, Shipley, Steptoe, Brunner & Marmot, 2001 ↑

Tab. 10: Blutdruck. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.2.1.4 Elektrodermale Aktivität

Die elektrodermale Aktivität (EDA) bezeichnet systematische Veränderungen des elektrischen Leitwerts (verursacht durch Veränderungen des elektrischen Widerstands) der Haut. Dies wird ausgelöst durch Auffüllen der Schweißdrüsengänge mit Schweißflüssigkeit und anschließender Re-absorption der Schweißflüssigkeit durch Membranen in den Schweißdrüsengängen. Diese Reaktion tritt in einem systematischen Zusammenhang mit inneren oder äußeren Reizen auf (vgl. Boucsein, 1992; Schandry, 1996).

Die EDA kann nur an den ausschließlich sympathisch gesteuerten ekkrinen Schweißdrüsen der Hand- und Fußinnenflächen registriert werden (palmare und plantare Ableitung). Bei der Messung wird zwischen zwei auf der Hautoberfläche platzierten Elektroden eine schwache Gleichstromspannung angelegt (Konstantspannungsprinzip). Veränderungen des Leitwerts werden als EDA registriert (vgl. Boucsein, 1992; Schandry, 1996).

Die wichtigsten *tonischen* Parameter der EDA sind die Anzahl spontaner Hautleitwertsreaktionen pro Zeiteinheit (Anzahl spontaner Hautleitwertsreaktionen, engl.: **skin conductance reactions**, hier: **SCRfreq.**), die Größe der SCR-Amplitude und das Hautleitwertsniveau (engl.: **skin conductance level**, **SCL**).

Zu den wichtigsten *phasischen* Parametern gehören die Anzahl und die Größe der SCR auf einzelne Reize (z.B. in der psychophysiologischen Aussagebeurteilung, der sog. „Lügendetektion“ oder als Reaktion auf einzelne Bilder in der Emotionsforschung). Der größte Anteil der Untersuchungen verwendet aber die tonischen Parameter, die in der folgenden Aufstellung daher ausschließlich berücksichtigt werden.

Es liegen einige Studien zum Zusammenhang zwischen EDA und mentaler Beanspruchung vor, obwohl der größte Teil der Untersuchungen zur EDA sich auf emotionale Aspekte der Informationsverarbeitung bezieht (s. zsf. Boucsein, 1992; vgl. auch Ribback, 1996).

In der vorliegenden Untersuchung wurde hingegen bewusst auf Einflüsse verzichtet, die emotionale Reaktionen hervorrufen könnten, wie z.B. Zeitdruck bei der Aufgabenbearbeitung. Damit sollte sichergestellt sein, dass ausschließlich die kognitiven Aspekte mentaler Beanspruchung in den Probanden hervorgerufen werden.

1.3.2.1.4.1 Befundlage zur Elektrodermalen Aktivität

Laborstudien.

Die Mehrzahl der Untersuchungen zur EDA besteht aus Laborstudien, da die vielfältigen Artefaktquellen (s. Fazit) bei der EDA-Messung dort besser zu kontrollieren sind.

Bereits in den frühen Untersuchungen zur **psychophysiologischen Aktivierung** wurde u. a. die EDA als Aktivierungsvariable herangezogen. Dabei zeigte sich bei steigender mentaler Beanspruchung durch **Arithmetikaufgaben** regelmäßig eine Erhöhung der EDA-Parameter (z.B. Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek, Müller, 1979; Fahrenberg, Foerster, Schneider, Müller & Myrtek, 1984; Foerster, Schneider & Walschburger, 1983). Auch in anderen Untersuchungen konnte dies nachgewiesen werden (Albus, Müller-Spahn, Ackenheil & Engel, 1987; Anderson, 1981; Cacioppo & Sandman, 1978; Fredrikson, 1990; Richter-Heinrich & Lauter, 1969; Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998; Köhler, 1996; Köhler, Fricke, Ritz & Scherbaum, 1997; Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995; Köhler & Weber, 1992; Köhler, Weber & Vögele, 1990; Kröner, 1984).

Bei Aufgaben in einem **Flugsimulator** zeigte sich die SCRFreq. als Indikator der kurzfristigen mentalen Beanspruchung bei steigender Schwierigkeit der Aufgaben (Lindholm & Cheatham, 1983).

Die SCRFreq. und die Größe der Hautleitwertsamplitude (SCRamp.) ist bei Arbeit am Tage größer als während einer **Nachtschicht**, was in einem feldnahen Experiment mit Aufmerksamkeitsaufgaben am PC nachgewiesen werden konnte (Boucsein & Ottmann, 1996). Dies deuten die Autoren als ein Zeichen der größeren allgemeinen Aktivierung am Tage (Boucsein & Ottmann, 1996, p.316).

Bei extern **zeitgesteuerten visuell-räumlichen Problemlöseaufgaben** konnte eine EDA-Erhöhung gegenüber selbst zeitgesteuerten Aufgaben verzeichnet werden (Steptoe, Evans & Fieldman, 1997). Dies wird als Sensitivität der EDA auf **Unkontrollierbarkeit** interpretiert. Dieser Effekt konnte jedoch nicht immer nachgewiesen werden (Steptoe, Fieldman & Evans, 1993).

Das **SCL** konnte als Zeichen einer erhöhten mentalen Beanspruchung im Vergleich zu Ruhe bei **Arithmetikaufgaben** herangezogen werden (Albus, Müller-Spahn, Ackenheil & Engel, 1987; Beck & Scott, 1987; Cacioppo & Sandman, 1978; Donat & McCollough, 1983; Fredrikson, 1990; Köhler, 1996; Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995; Köhler & Weber, 1992; Köhler, Weber & Vögele, 1990; Morell, Myers, Shapiro & Goldstein, 1988; Oshima, Miyano, Yamashita, Owashi, Suzuki, Sakano & Higushi, 2001; Vögele, 1998; Walker & Sandman, 1977).

Auch während der mentalen Belastung im **Stroop-Test** konnte ein Anstieg des **SCL** die Beanspruchung anzeigen (Bolte, 2001; Holroyd, Westbrook, Wolf & Badhorn, 1978; Moya-Albiol, Salvator, Costa, Martinez-Sanchis, Gonzalez-Bono, Ricarte & Arnedo, 2001). Ebenso konnte ein Anstieg der **SCRFreq.** im Stroop-Test nachgewiesen werden (Caudell & Galucci, 1995; Ganster, Schaubroeck, Sime & Mayes, 1991; Renaud & Blondin, 1997; Tulen, Moleman, Van Steenis & Boomsma, 1989).

Auch in **Reaktionszeitexperimenten** konnte ein Anstieg der EDA verzeichnet werden (Dillon, 1966; Fichera & Andreassi, 1998; Morell, 1989). Für das **SCL** wurden ähnliche Befunde festgestellt (Pagano, 1973; Dembroski, MacDougall, & Shields, 1977).

Dies konnte ebenfalls für die SCRFreq. verzeichnet werden (Wilson, 1987; Wilson & Graham, 1989). Dabei erreichten elektrodermal labile Probanden bessere Leistungen (kürzere Reaktionszeiten) als elektrodermal stabile Probanden.

In **Aufmerksamkeitsaufgaben** ging die SCRFreq. mit besserer Leistung einher (Straube, Schlenker, Klessinger, Himer & Boven, 1987). Elektrodermal labile Personen waren elektrodermal stabilen Personen in der Leistung überlegen (Hastrup, 1979; Sostek, 1978; Vossel & Rossmann, 1984).

In ähnlichen **Konzentrationsaufgaben** zeigte sich nach einem initialen Anstieg der SCRFreq. eine Abnahme der SCRFreq. über die Zeit als Zeichen der abnehmenden mentalen Beanspruchung durch Übung und Anpassung an die Versuchsbedingungen (Hörhold, 1994; Hörhold & Walschburger, 1998; Walschburger, 1994, 1991). Dabei konnte im Zusammenhang mit einer entwickelten psychophysiologischen Konzentrationsdiagnostik eine Beziehung zwischen erhöhter SCRFreq. und Aufgabendichte als Ursache erhöhter mentaler Beanspruchung nachgewiesen werden (Walschburger, 1993). Ein weiterer Zusammenhang ergab sich zwischen der Anzahl der SCRFreq. und fortlaufendem Misserfolg als Zeichen gestörter Konzentration und subjektiver Meidungstendenz. Letzteres Ergebnis zeigt, dass die SCRFreq., bei entsprechender Operationalisierung, von emotional-motivationalen Faktoren unbeeinflusst bleibt.

Während **Anagrammaufgaben** konnte ebenfalls eine erhöhte EDA im Vergleich zur Ruhebedingung nachgewiesen werden (Walker, 1996).

Auch bei **unfreiwilligen Pausen in Mensch-Computer-Interaktionen** während Aufmerksamkeitsaufgaben konnte die EDA erfolgreich eingesetzt werden (zsf. Boucsein, 2000; Boucsein & Thum, 1996, 1997; Thum, Boucsein, Kuhmann & Ray, 1995). Die Amplitudengröße und die Anzahl der elektrodermalen Spontanreaktionen stiegen an, je länger die unfreiwilligen Pausen andauerten. Dies wird jedoch nicht als kognitive Belastung sondern als Ausdruck des emotionalen Stressempfindens gewertet. Weiterhin kommt es auf die Länge der Pause und die Art der Aufgabe an. Bei **Multitasking-Aufgaben und kurzen Pausen** (10 Sek.) wird die Zeit genutzt, um zusätzliche Informationen zu verarbeiten, was die SCRFreq. und die SCRamp. als Zeichen erhöhter Informationsverarbeitung ansteigen lässt (Schaefer, Schäfer & Boucsein, 2000).

In **Konzeptidentifikationsaufgaben** zeigten Alkoholiker ein höheres SCL als die gesunde Kontrollgruppe, was auf die höhere Beanspruchung der Alkoholiker bei der Aufgabenbearbeitung hinweist (Braggio & Pishkin, 1991).

Feldstudien.

Zum **Autofahren** liegen mehrere Befunde vor.

In einer Untersuchung konnte festgestellt werden, dass fast eine Übereinstimmung zwischen dem Auftreten der EDA und Bremsvorgängen vorherrscht (Korrelation: $r = .95$) (Helander, 1978). Dies kann durch die motorische Aktivität beim Bremsen erklärt werden, da bekannt ist, dass auch motorische Aktivitäten die EDA auslösen kann (vgl. zsf. Boucsein, 1992). Es konnte jedoch auch ein Zusammenhang zwischen der EDA und der mentalen Beanspruchung unterschiedlicher Fahrsituationen, die durch einen Beobachter aufgezeichnet wurden, nachgewiesen werden. Der Autor leitet aus den Ergebnissen ergonomische Empfehlungen für den Bau von Schnellstraßen ab.

Eine weitere Untersuchung zog die SCRfreq. als Maß für die Schwierigkeit der Fahrstrecke heran, wobei allerdings nur ein Unterschied zwischen Ruhe und Fahren verzeichnet werden konnte und keine Unterscheidung in unterschiedlich schwierige Fahrabschnitte durch die SCRfreq. möglich war (Richter, Wagner, Heger & Weise, 1998).

Weiterhin zeigt die SCRfreq. während des Fahrens die erhöhte mentale Beanspruchung bei experimentell induzierten zusätzlichen kognitiven Aufgaben an (Verwey & Veltman, 1996).

Sowohl das **SCL** als auch die **SCRfreq.** waren erhöht beim Autofahren mit **Schaltgetriebe im Vergleich zum Autofahren mit Automatikgetriebe im Großstadtverkehr**, was der Autor als Zeichen der höheren mentalen Konzentration beim Fahren mit Schaltgetriebe interpretiert (Zeier, 1979).

Bei Tätigkeiten von **Fluglotsen** erwies sich die SCRfreq. und auch das SCL als zuverlässiger Indikator der unterschiedlichen Beanspruchung im Schichtverlauf (Vogt & Kastner, 2001).

In einer Untersuchung zur Beanspruchung von **Montagetätigkeiten in der Elektroindustrie** konnte das **SCL** erfolgreich als Indikator der Arbeitsgeschwindigkeit und der mentalen Beanspruchung bei verschiedenen Teiltätigkeiten herangezogen werden (Faber, 1983). Dieser Studie ist jedoch anzumerken, dass trotz sorgfältiger Kontrolle der physikalischen Einflussfaktoren (Lärm, Temperatur etc.) motorische Einflüsse bei der Fertigung nicht ausgeschlossen werden können.

In einer frühen Untersuchung diente die EDA als Indikator der Beanspruchung unter **Zeitdruck von Industriearbeitern** (Raouf, 1973).

1.3.2.1.4.2 Fazit zur elektrodermalen Aktivität

Die hier vorgestellten Studien zur mentalen Beanspruchung belegen die Sensitivität der EDA (vgl. Tab. 11).

Manzey (1998) gelangt zu dem Schluss, dass die Zusammenhänge zwischen EDA und mentaler Beanspruchung weniger gut belegt seien (S. 846). Doch dieses Urteil beruht auf der Übersicht nur weniger Studien.

Kramer (1993) interpretiert die SCRfreq. als Indikator der kognitiven Kapazitäten (Kahneman, 1973), da einige Studien zeigten, dass höhere Leistung in Aufmerksamkeits- und Reaktionszeitaufgaben mit erhöhter Anzahl an SCRs einhergeht. Dies wird als Zeichen einer höheren physiologischen Aktivierung bei erhöhter mentaler Beanspruchung interpretiert.

Auch die Experimente zu Doppelaufgaben kennzeichnen die SCR als Indikator der kognitiven Verarbeitungskapazität. Kramer (1993, p. 32f.) führt Studien mit konditionierten Stimuli und Experimente mit Warnreizen (als experimentell induzierter Hinweis auf die Schwierigkeit folgender Reize) als Referenz für die SCR als Indikator der Verarbeitungskapazität an.

Einschränkend ist jedoch anzumerken, dass es unklar ist, inwieweit einzelne, reizbezogene SCRs **vor** Bearbeitung der eigentlichen Aufgabe die Verarbeitungskapazität ebenso direkt anzeigen sollen, wie unspezifische SCRs **während** der Aufgabenbearbeitung. Vielmehr wird bei diesen Experimenten die subjektive Bewertung des folgenden Reizes im Hinblick auf seine Schwierigkeit angezeigt, die eher emotionalen und motivationalen Charakter besitzt.

Dennoch ist Kramer zuzustimmen, wenn er folgert, dass die SCRfreq. (also die nicht-reizbezogene, unspezifische SCR) sensitiv für das Niveau der allgemeinen Aktivierung ist, welche die Bereitstellung unspezifischer Verarbeitungskapazitäten ausdrückt, was mit den oben zitierten Studien belegt werden kann.

Weiterhin bescheinigt Kramer der EDA eine hinreichende Reliabilität zur Messung mentaler Beanspruchung, was er aus der oft systematischen Beziehung zwischen EDA und Aufgabenanforderungen folgert.

Einige außexperimentelle Einflussfaktoren sind zu berücksichtigen.

Bei der Messung ist mit großen präexperimentellen interindividuellen Unterschieden in der Ausprägung der EDA zu rechnen, die durch geeignete Messwertkorrekturen verringert werden sollten (vgl. Boucsein, 1992; Schandry, 1996).

Neben Bewegungen, die durch bequeme Sitzhaltung des Probanden im Experiment vermieden werden sollten, stellt die Atmung die größte Artefaktquelle dar. Jeder tiefe Atemzug ruft eine SCR hervor, die mit der experimentellen Aufgabenbearbeitung nicht im Zusammenhang steht.

Daher sollte bei jeder EDA-Messung die Atmung als Kontrolle zeitparallel aufgezeichnet und alle sog. Atemartefakte nach der Messung offline aus der Messung eliminiert werden. Dazu stehen geeignete Artefakt-Kriterien zur Verfügung (s. Boucsein, 1992).

Diese Einflussfaktoren erschweren die Messung der EDA im Feld.

Der Einfluss des menstruellen Zyklus auf die EDA ist hingegen gering einzuschätzen (Plante & Denney, 1984; Strauss, Schultheiss & Cohen, 1983).

Parameter	Kennwert	Beanspruchungsart	Reaktionsrichtung (Anstieg / Abstieg)
Elektrodermale Aktivität	Anzahl Amplituden / Minute und Größe der Amplitude (SCR), Hautleitwertsniveau (SCL)	Labor-Studien	
		Arithmetrikaufgaben (SCR)	Albus, Müller-Spahn, Ackenheil & Engel, 1987 ↑ Anderson, 1981 ↑ Cacioppo & Sandman, 1978 ↑ Fahrenberg, Foerster, Schneider, Müller & Myrtek, 1984 ↑ Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek, Müller, 1979 ↑ Foerster, Schneider & Walschburger, 1983 ↑ Fredrikson, 1990 ↑ Köhler & Weber, 1992 ↑ Köhler, 1996 ↑ Köhler, Fricke, Ritz & Scherbaum, 1997 ↑ Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995 ↑ Köhler, Weber & Vögele, 1990 ↑ Kröner, 1984 ↑ Richter-Heinrich & Lauter, 1969 ↑ Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998 ↑
		SCL	Albus, Müller-Spahn, Ackenheil & Engel, 1987 ↑ Beck & Scott, 1987 ↑ Cacioppo & Sandman, 1978 ↑ Donat & McCollough, 1983 ↑ Fredrikson, 1990 ↑ Köhler, 1996 ↑ Köhler, Scherbaum & Ritz, 1995 ↑ Köhler & Weber, 1992 ↑ Köhler, Weber & Vögele, 1990 ↑ Morell, Myers, Shapiro & Goldstein, 1988 ↑ Oshima, Miyano, Yamashita, Owashi, Suzuki, Sakano & Higushi, 2001 ↑ Vögele, 1998 ↑ Walker & Sandman, 1977 ↑
		Flugsimulator (SCR)	Lindholm & Cheatham, 1983 ↑
		Unkontrollierbarkeit der exp. Aufgaben (SCR)	Step toe, Evans & Fieldman, 1997 ↑ Step toe, Fieldman & Evans, 1993 ↔
		Stroop-Test (SCR)	Caudell & Galucci, 1995 ↑ Ganster, Schaubroeck, Sime & Mayes, 1991 ↑

		(SCL)	Renaud & Blondin, 1997 ↑ Tulen, Moleman, Van Steenis & Boomsma, 1989 ↑ Bolte, 2001 ↑ Holroyd, Westbrook, Wolf & Badhorn, 1978 ↑ Moya-Albiol, Salvator, Costa, Martinez-Sanchis, Gonzalez-Bono, Ricarte & Arnedo, 2001 ↑
		Reaktionszeitexperimente (SCR) (SCL)	Dillon, 1966 ↑ Fichera & Andreassi, 1998; Morell, 1989 ↑ Pagano, 1973 ↑ Dembroski, MacDougall, & Shields, 1977 ↑
		Aufmerksamkeits-/Konzentrationsaufgaben (SCR)	Hörhold, 1994 ↑ Hörhold & Walschburger, 1998 ↑ Straube, Schlenker, Klessinger, Himer & Boven, 1987 ↑ Walschburger, 1993 ↑ Walschburger, 1991 ↑
		Anagrammaufgaben (SCR)	Walker, 1996 ↑
		Länge unfreiwilliger Pausen in Mensch-Computer-Interaktionen (SCR)	zsf. Boucsein, 2000 ↑ Boucsein & Thum, 1996, 1997 ↑ Schaefer, Schäfer & Boucsein, 2000 ↓ Thum, Boucsein, Kuhmann & Ray, 1995 ↑
		Konzeptidentifikationsaufgaben	Braggio & Pishkin, 1991 ↑
		Feldstudien	
		Autofahren (SCR) (SCL)	Helander, 1978 ↑ Richter, Wagner, Heger & Weise, 1998 ↑ Verwey & Veltman, 1996 ↑ Zeier, 1979 ↑ Zeier, 1979 ↑
		Nachtschicht (SCR)	Boucsein & Ottmann, 1996 ↓
		Fluglotsen (SCR, SCL)	Vogt & Kastner, 2001 ↑
		Montagetätigkeiten (SCL) (SCR)	Faber, 1983 ↑ Raouf, 1973 ↑

Tab. 11: Elektrodermale Aktivität. Ergebnisse verschiedener Studien zur mentalen Beanspruchung

1.3.3 Zusammenfassende Beurteilung der Biosignale als Indikatoren mentaler Beanspruchung

Die Übersicht der Untersuchungen zur mentalen Beanspruchung zeigt, dass psychophysiologische Methoden ergänzend zu Leistungsdaten und subjektiven Daten oft zur Beurteilung vieler unterschiedlicher Aufgaben im Labor und im Feld herangezogen werden. Auftretende Diskrepanzen zwischen Leistungsdaten und subjektiven Daten mentaler Beanspruchung werden durch die große interindividuelle Varianz und Beeinflussbarkeit der subjektiven Daten durch Antworttendenzen der Probanden verursacht. Durch das Hinzuziehen psychophysiologischer Daten werden interne Daten des Probanden erhoben, die zusätzliche Informationen über den kognitiven Aufwand liefern und kaum vom Probanden zu beeinflussen sind, was zur Validität der Daten beiträgt.

Zusammenfassend kann bezüglich der physiologischen Kennwerte festgestellt werden, dass die wenigsten von ihnen zwischen bestimmten Arten mentaler Beanspruchung differenzieren, also eine spezifische Indikatorfunktion besitzen (Boucsein, 1991, S. 130). Damit erfüllen sie nicht Manzeys Kriterien einer Diagnostizität i. e. S. (Manzey, 1998). Es ist allerdings fraglich, ob dies überhaupt ein Ziel weiterer Forschung sein sollte. Die Forderung nach einer Weiterentwicklung der psychophysiologischen Methodik hin zur Diagnostik i. e. S. erscheint nicht sinnvoll.

Vor dem Hintergrund der Präzisierungen der allgemeinen Aktivierungsforschung mit Konzepten wie z.B. den individualspezifischen Reaktionsmustern (z.B. Foerster, Schneider & Walschburger, 1983), intake-rejection Hypothese (Lacey, 1967; Lacey & Lacey, 1978), der kardio-somatischen Kopplung (Obrist, 1981) und dem behavioral inhibition system (Gray, 1982; Fowles, 1984) sollten in der arbeitspsychologischen Beanspruchungsforschung vielmehr unterschiedliche Belastungsfaktoren, Personenmerkmale und deren Interaktion berücksichtigt werden (Boucsein, 1991, S. 130).

Die dargestellten Studien zeigen, dass der Einsatz unterschiedlicher physiologischer Kennwerte zur Beurteilung mentaler Beanspruchung schon jetzt durchaus erfolgversprechend ist.

Es ist allerdings als Methodenstandard eine multimodale Messung zu fordern (Fahrenberg, 1987), durch welche die Ursachen der Gesamtbeanspruchung durch zeitparallele Messungen unterschiedlicher Datenebenen (körperliche Aktivität, subjektive Bewertungen, Leistungsdaten und vielfältige psychophysiologische Daten) erfasst werden, was eine Präzisierung der Untersuchungsmethodik hinsichtlich Erfassung verschiedener Datenebenen und unterschiedlicher Einflussfaktoren darstellt.

Bedeutsam ist dabei, dass nicht nur ein physiologischer Parameter, sondern eine Vielzahl psychophysiologischer Kennwerte erhoben werden. So könnten spezielle Parameter identifiziert werden, die zur Messung bestimmter Aspekte mentaler Beanspruchung in einem bestimmten Setting besonders geeignet sind.

Die Erfassung mehrere Biosignale entspräche, unter Beachtung des psychophysischen Kovariationsproblems, Fahrenbergs Forderung nach komplementärer Erfassung von subjektiven, physiologischen und Leistungsdaten („Komplementaritätsprinzip“; Fahrenberg, 1979; s. a. Fahrenberg, 1987, 1983; Hörhold, 1998; Walschburger, 1986) und würde dem Mehrebenenkonzept folgen (Fahrenberg, 1969). Dies wird jedoch in den meisten Studien zur mentalen Beanspruchung gar nicht oder nur unzureichend realisiert.

Auch aus der Arbeitspsychologie sind Forderungen nach gleichzeitiger Erfassung verschiedener Datenebenen bekannt (Eyferth, 1995), da z.B. an Schiffslotsen gezeigt werden konnte, dass die höchste HR nicht während der höchsten Belastung, sondern antizipatorisch schon vorher erreicht wird. Dies zeigt erneut, dass die Verläufe subjektiver-, physiologischer- und Leistungsdaten nicht immer zeitsynchron sind.

In Feldstudien scheint die multimodale Datenerhebung eher realisiert zu werden als in Laborstudien, da im Feld zumindest die körperliche Aktivität als Störvariable durch Messaufnehmer an verschiedenen Körperstellen oft aufgezeichnet wird, um physische Bewegungen zu identifizieren und solche Datenabschnitte von der weiteren Analyse auszuschließen. Zusätzlich werden meist subjektive Beurteilungen über Situationen und Belastungen als zweite Ebene durch elektronische Tagebücher in regelmäßigen Intervallen oder in Zeitstichproben über den Tagesverlauf erhoben (z.B. Fahrenberg & Foerster, 2002; Fahrenberg & Myrtek, 2001; Fahrenberg & Myrtek, 1996; Backs & Boucsein, 2000).

In der vorliegenden Untersuchung wurde die komplementäre Erfassung der Reaktionen aller drei Datenebenen (subjektive Bewertungen, Leistungsdaten und physiologische Daten) realisiert. Dabei wurde ergänzend im physiologischen Datenbereich eine genaue Analyse der physiologischen Prozesse durchgeführt, indem sowohl peripherphysiologische als auch zentralnervöse Biosignale abgeleitet wurden, was aufgrund des messtechnischen Aufwands bisher nur selten (z.B. Fahrenberg et al., 1979; Hankins & Wilson, 1998) geschah.

1.3.4 Kognitive Mechanismen bei Dekodierungsprozessen und das Kodierungsproblem

Da mentale Beanspruchung in der vorliegenden Arbeit durch Dekodierungsprozesse operationalisiert wurde, soll im Folgenden der Begriff der Dekodierung und das dabei oft auftretende **Kodierungsproblem** in Mensch-Maschine-Interaktionen erläutert werden.

Unter Mensch-Maschine-Systemen (MMS) wird eine „...zweckmäßige Abstraktion des zielgerichteten Zusammenwirkens von Personen und technischen Systemen zur Erfüllung eines eigen- oder fremdbestimmten Auftrags verstanden.“ (Timpe & Rothe, 1999, S. 279; s. auch Johannsen, 1993).

Der Begriff „**Maschine**“ beschreibt im weitesten Sinn ein technisches Gebilde mit verschiedenen Komponenten zur Informationsaufnahme und Steuerung. Die Interaktion in MMS wird einerseits durch den Operateur und dessen Informationsverarbeitung, sozialen und biologischen Prozessen und andererseits durch die Maschine mit technisch-physikalischen Prozessen bestimmt (Timpe & Rothe, 1999).

Der Begriff „**Kodierung**“ wird meist definiert als „...Umsetzung eines definierten Bedeutungsgehaltes in ein zwischen Menschen vereinbartes Zeichen.“ (Rühmann & Schmidtke, 1990, S. 223). Es werden also Zuständen, Objekten oder Operationen des Systems Bezeichnungen oder ihnen kennzeichnende Merkmale gegeben, die eine eindeutige Zuordnung ermöglichen (Hüttner, Wandke & Rätz, 1995).

Ziel der Kodierung ist die Zuordnung meist physikalischer Größen in eine die Tätigkeit des Operateurs erleichternde Darstellungsform der Informationen (Timpe, 1990, S. 196), so dass eine fehlerfreie, schnelle und wenig beanspruchende Informationsaufnahme erreicht wird, die eine effektive Weiterverarbeitung ermöglicht (Hüttner et al., 1995, S. 4).

Die Entschlüsselung des Bedeutungsgehaltes durch den Operateur wird als **Dekodierung** bezeichnet. Ist der Zusammenhang zwischen Zeichen und Bedeutung nicht eindeutig, erfordert die Dekodierung kognitive Transformationsleistungen, wobei Handlungsfehler und Bedienzeiten mit der Anzahl der zur Dekodierung notwendigen Transformationsschritte ansteigen.

Die Art der **Signaldarbietung in MMS** wird durch die Leistungen der menschlichen Sinnessysteme (visuelles System, auditives System, olfaktorisches System, somato-viscerales System, Gleichgewichtssystem) und die kognitive Verarbeitung bestimmt (Muthig, 1990).

Die Leistungen der Sinnessysteme bestimmen die Qualität der sensorischen Informationsaufnahme und der Wahrnehmung.

Wahrnehmung wird meist aufgefasst als Ablauf bestimmter Analysen des sensorischen Inputs (Intensität und Bedeutung des Inputs). Dabei wird die Wahrnehmung durch vorher gespeicherte Information und den Zustand des Organismus (z.B. Aktiviertheit) bestimmt (Rasmussen, 1986).

Die Wahrnehmung umfasst dabei sowohl die Feststellung der Einwirkung physikalischer Reizenergien auf die Sinnesorgane als auch die Sensitivität der Sinnessysteme gegenüber der Reizenergie, was oft über Entdeckungs- und Diskriminationsexperimente erfasst wird (Muthig, 1990). Weiterhin spielt die Orientierungsfunktion des jeweiligen Sinnessystems eine entscheidende Rolle.

Die **erste Analyse des sensorischen Inputs** geschieht **unbewusst**. Dabei werden raumzeitliche Strukturen erfasst. Zusätzlich wird diese Analyse aber auch durch Erwartungen des Organismus beeinflusst (Rasmussen, 1986). Dadurch erlangt auch schon diese erste Analyse des Inputs Handlungsrelevanz, was schnelle motorische Reaktionen ermöglicht (z.B. Störfallreaktionen auf einfache Signale, s. Muthig, 1990).

Hier sollte auch der emotionale Aspekt der Kodierung im Sinn der positiven oder negativen Bewertung der Kodebedeutung beachtet werden. Denn neurophysiologische Befunde belegen die schnellere, und oft unbewusste, Verarbeitung des emotionalen (semantischen) Informationsgehalts eines Reizes im Vergleich mit dessen kognitiven (syntaktischen) Informationsgehalt. Die als bedeutungsvoll bewerteten Reize erreichen unter Beteiligung der Amygdala das Zwischenhirn einige Millisekunden schneller als die kognitiven Informationsanteile, die, nach Bewertungsprozessen in der Amygdala, über das Großhirn verarbeitet werden (LeDoux, 1998, 1996, 1995, 1994, 1989). Unterstützt wird diese Annahme durch Reaktionszeitexperimente, die eine schnellere Verarbeitung emotionaler Reize gegenüber kognitiven Reizen zeigen (Zajonc, 1980, 1989; zum Verhältnis zwischen Kognition und Emotion s. a. Ribback, 1996). Die Bedeutsamkeit kann evolutionsbiologisch a priori determiniert oder durch Lernprozesse erworben sein. So bekommen bestimmte Codes in MMS eine große Aufmerksamkeitsrelevanz (Salience), wenn sie besondere Ereignisse, wie z.B. Störfälle, ausdrücken.

Nach dieser ersten Analyse erfolgt eine **bewusste Verarbeitung** (mit Aufmerksamkeitsausrichtung). Sie setzt z.B. ein, wenn eine Diskrepanz zwischen Wahrnehmungsergebnissen und Erwartungen bemerkt wird (Muthig, 1990).

Diese rein kognitionspsychologische Annahme bewusster Verarbeitung sollte auch hier ergänzt werden durch eine emotionspsychologisch-motivationale Sichtweise: Für das Individuum bedeutsame (d.h. emotionale Bewertungen auslösende) Reize rufen, neben der geschilderten unbewussten Verarbeitung, auch eine bewusste (emotionale) Verarbeitung hervor (LeDoux, z.B. 1998, 1996; Zajonc, 1980, 1989), die eine hohe Handlungsrelevanz besitzt.

Dabei werden bei der rein kognitiven Verarbeitung abstrakter Informationskodes (Symbole und Zeichen) auf im Langzeitgedächtnis gespeicherte Bedeutungen (z.B. Referenzdaten, Regeln, mentale Modelle) zurückgegriffen. Die bewusste Verarbeitung erfolgt jedoch schon auf einer früheren Verarbeitungsstufe selektiv, da der an dieser Informationsverarbeitung involvierte Kurzzeitspeicher limitiert ist und in ihm schon eine Vor-Verarbeitung stattfinden muss (Muthig, 1990). Dadurch kommt es zu einer *selektiven Aufmerksamkeit*. Diese kann zu Fehlhandlungen führen, wenn zu viele Informationen gleichzeitig verarbeitet werden müssen. So kann es geschehen, dass nur die bedeutungsvoll eingestuften anstatt der tatsächlich relevanten Informationen beachtet werden.

Aber auch bei dieser bewussten Verarbeitung sind weitere emotionale Aspekte zu berücksichtigen, die zu Fehlwahrnehmungen und -interpretationen (Übersehen relevanter Informationen, Überbewerten nicht relevanter Signale) führen können. Dazu gehören Stressreaktionen bei plötzlich auftretenden notfallartigen Zustandsänderungen des technischen Systems, welche die schon erwähnte selektive und fehlerhafte Aufmerksamkeit fördern. Weiterhin können emotional-motivationale Reaktionen des Organismus wie Übermüdung oder Sättigung die Informationsverarbeitung kodierter Informationen negativ beeinflussen.

Aus beiden Zuständen heraus (Überforderung mit selektiver Verarbeitung und emotionale Reaktionen) können Fehlhandlungen resultieren. Daher ist es wichtig, bei der Gestaltung von MMS informationale Überforderung und negative emotionale Folgen zu verhindern. Dazu gehört die Verwendung geeigneter und in der Anzahl begrenzter Anzeigen und Vermeidung von Übermüdung und Überforderung durch zügigen, aber dem Individuum angemessenen Zeittakt der Tätigkeiten in MMS.

Weiterhin ist die Funktion und Limitierung des Kurzzeitgedächtnisses von Bedeutung. Ausgehend von der Kapazität von ca. 7 Informationseinheiten zur kurzfristigen Speicherung und einer entsprechenden Verringerung der Kapazität bei zeitlich parallel zu verarbeitenden Aufgaben, sollte bei der Gestaltung von MMS eine informatorische Überforderung des Kurzzeitgedächtnisses vermieden werden (z.B. durch Kodierung bestimmter Aufgaben oder Abläufe).

Dem Langzeitgedächtnis kommt ebenfalls eine große Bedeutung zu, da in ihm die technischen Abläufe, notwendige Handlungen und Signalbedeutungen (Kodes) gespeichert sind. Bezüglich des Langzeitgedächtnisses sollten möglichst *eindeutige* Informationen bei der Gestaltung von MMS verwendet werden, da ansonsten, trotz der theoretisch unbegrenzten Kapazität des Langzeitgedächtnisses, falsche Prozessregeln und Strategien bezüglich des mentalen Modells über den Zustand des technischen Systems zu Fehlhandlungen führen können. Hinzuzufügen ist, dass wichtige Ereignisse und Signale (z.B. für Störfälle) eine besonders auffällige Kodierung erhalten sollten (z.B. in Form einer Doppelkodierung mit visuellem und akustischem Signal).

Hinsichtlich der **Art der Kodierung** kann zwischen Größenkodierung, Formkodierung, Farbkodierung, Positionskodierung, alphanumerische Kodierung und Symbole und Bildzeichen unterschieden werden, wobei auch weitere Aspekte wie Helligkeit und Blinkfrequenz beachtet werden müssen (Colin, 1990, S. 353; Rühmann & Schmidtke, 1990, S. 223). Oft werden visuelle Symbole oder Abkürzungen als Kodes für bestimmte Sachverhalte verwendet. Die Art der Kodierung hängt von den anforderungsspezifischen Bedingungen ab (Hüttner et al., 1995).

Diese oben beschriebenen Aspekte der Informationsverarbeitung von Kodes können ein **Kodierungsproblem** hervorrufen, das schon früher beschrieben worden ist (Klix, 1971).

Der Dekodierungsprozess geschieht über mehrere Stufen. Es wird davon ausgegangen, dass Zustandsänderungen von Prozessparametern, technischen Systemkomponenten oder Umweltbedingungen in einer *ersten Kodierungsstufe* über eine technische Kодиereinrichtung in Signale von Messgeräten oder Bildschirmen umgewandelt werden.

In einer *zweiten Kodierungsstufe* rufen die Änderungen in den Messgeräten (Kodes) Zustandsänderungen in den Rezeptoren der menschlichen Wahrnehmungsorgane hervor, was als menschliche Kодиereinrichtung bezeichnet wird. Durch diese Zustandsänderungen an den Rezeptoren werden Gedächtnisrepräsentationen aktiviert und den Kodes zugeordnet, was als **menschliche Dekodierung** bezeichnet wird (Abb. 12.).

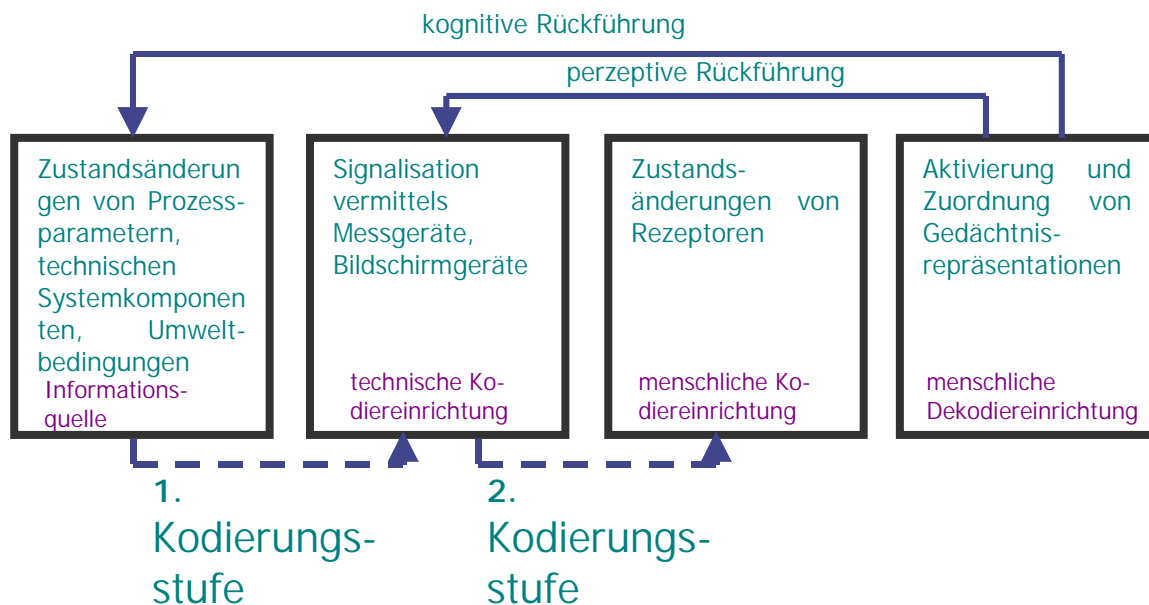


Abb. 12: Kodierungsprozess (Timpe & Rothe, 1999; modifiziert n. Klix, 1971)

Das Kodierungsproblem resultiert nun daraus, dass die vom technischen System ausgesandten Signale nicht nur wahrgenommen, sondern auch deren Bedeutung *dekodiert* werden muss. Dabei kann es immer wieder zu *Dekodierungsfehlern* kommen, wenn keine oder inkonsistente Zuordnungsregeln die Dekodierung erschweren, wodurch Zuordnungen vergessen oder verwechselt werden können (Timpe & Rothe, 1999, S. 283). Dies ist insofern entscheidend, als dass der Dekodierungsprozess schnell und fehlerfrei ausgeführt werden muss, da er die Handlungsgrundlage für oftmals sicherheitsrelevante Tätigkeiten in MMS darstellt.

Bei der Gestaltung von Kodealphabeten müssen daher Erkenntnisse über den menschlichen Dekodierungsprozess berücksichtigt werden (s. Rothe, 1992).

Folgende Empfehlungen für die Gestaltung kodierter Informationen sollten beachtet werden (n. Colin, 1990, S. 353-354):

- Wahl der Kodierungsdimension orientiert sich an der Anzahl zu kodierender Informationen. Wenn mehr als 3-4 Zustandsbilder eingesetzt werden, sollten mehrere Kodierdimensionen eingesetzt werden.
- Alphanumerische Kodierung hat den Vorteil einer unbegrenzten Anzahl von Abstufungsmöglichkeiten, birgt aber die Gefahr der Verwechslung von Buchstaben. Daher sollte auf die am besten verständliche Abkürzungsmethode zurückgegriffen werden (Rogers & Moeller, 1984).

- Farb- und Blinkkodierung haben den größten Auffälligkeitsgrad. Blinkkodierung sollte nicht mehr als zwei Abstufungen und Farbkodierung nicht mehr als 6 Abstufungen enthalten. Kombination von beiden Kodierdimensionen erbringt nochmalige Leistungsverbesserung.
- Die Art der Wahrnehmungsaufgabe bestimmt die Wahl der Kodierdimension. Bei Suchaufgaben empfiehlt sich eher eine eindimensionale Kodierung, wobei Farbe die besten Ergebnisse erbringt. Bei Identifikationsaufgaben haben sich Kombinationen mehrerer Kodierdimensionen bewährt.
- Kopplung von optischem mit akustischem Kode darf nur bei Gefahrensignalen verwendet werden, da sonst eine Gewöhnung eintritt und der Aufforderungscharakter verloren geht.
- Wahl der Kodierungsdimension setzt eine sorgfältige Einsatzprüfung voraus, da sie überall und in der gleichen Weise einzusetzen sind.
- Umgebungsbedingungen sind zu beachten (z.B. Raumlichtfarben, Beleuchtungsstärke der Räume, Sehentfernung). Eventuell kann optische durch akustische Kodierung ersetzt werden, was allerdings weniger Gestaltungsmöglichkeiten eröffnet.

Zusätzlich finden sich in der Literatur noch weitere allgemeine Gestaltungsempfehlungen (z.B. Bernotat & Gärtner, 1972; Edwards & Lees, 1974; McCormick & Sanders, 1982; Neumann & Timpe, 1976; Wickens, 1984), auf die hier nicht weiter eingegangen werden soll, da in der vorliegenden Untersuchung eine alphanumerische Kodierung verwendet wurde, bei der spezielle Aspekte zu berücksichtigen sind.

1.3.4.1 Bedeutung des Kodierungsproblems für die vorliegende Untersuchung

In der vorliegenden Untersuchung lag ein alphanumerisches Kodealphabet mit Einsatzkodes der Feuerwehr zugrunde, das im Originalzustand nicht nach einem einheitlichen Abkürzungsprinzip gestaltet worden war. Somit bestand Gestaltungsbedarf, um die Gefahr von Zuordnungsfehlern zu verringern.

Denn auch für die alphanumerische Kodierung gilt, dass die Codes leicht erlernbar und im Gedächtnis schnell abrufbar sein müssen. Dazu sollte bei der Gestaltung von Kodealphabeten die *Terminologie der Nutzer* verwendet werden (Johannsen, 1993, S. 452). Weiterhin ist ein *einheitliches Abkürzungsprinzip* für die fehlerfreie, schnelle und beanspruchungsarme Dekodierung wichtig (Hüttner et al., 1995, S. 11). Eine Möglichkeit besteht darin, den oder die ersten Buchstaben der Begriffe zu verwenden, so dass im Gedächtnis nur noch der restliche Teil des Begriffes ergänzt werden muss. Wenn sich die Begriffe schon im Anfangsbuchstaben unterscheiden, reicht dieser meist schon aus (Hüttner et al., 1995, S. 195). Zusätzlich muss auf die *gute Unterscheidbarkeit der Codes* geachtet werden, damit es nicht zu Verwechslungen und Zuordnungsfehlern kommen kann.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, neben der erwähnten psychophysiologischen Fragestellung, das vorhandene Kodealphabet neu zu gestalten und nach arbeitspsychologischen Erkenntnissen hinsichtlich des Kodierungsprozesses zu optimieren.

Dazu wählten wir aus dem Originalalphabet 54 Codes aus und restrukturierten sie auf zwei verschiedene Arten (genaue Beschreibung, s. Abschnitt „Methoden“).

Die zu entscheidende Frage war, ob und mit welchen der abgeleiteten Biosignale der unterschiedliche kognitive Aufwand beim Dekodieren beider Kodealphabeten angezeigt werden würde.

Bei der *alphanumerischen Kodierung*, insbesondere bei der Gestaltung von Kodealphabeten, sind, neben den oben genannten allgemeinen Gestaltungsempfehlungen kodierter Informationen, weitere Aspekte zu berücksichtigen.

Aus Studien zur Gestaltung von Abkürzungen von Computer-Befehlen konnten einige Hinweise ermittelt werden.

Es konnte gezeigt werden, dass das *Auslassen von Vokalen* hinsichtlich der Dekodierungsleistung eine bessere Gestaltungsstrategie darstellt als das bloße Abkürzen der Begriffe (Streeter, Ackroff & Taylor, 1983).

Ähnliche Ergebnisse erbrachte der Vergleich von fünf verschiedenen Abkürzungsschemata (Abkürzung, Auslassen von Vokalen, minimales Unterscheidungskriterium, phonetische Darbietung, benutzerdefinierte Gestaltung). Auch hier war das *Auslassen von Vokalen* die beste Art der Gestaltung hinsichtlich der Dekodierung. Bei der (tachistoskopisch gemessenen) Enkodierung war hingegen das Prinzip der „Abkürzung“ den anderen Gestaltungsstrategien überlegen, was die Autoren darauf zurückführen, dass beim Dekodieren der Inhalt wichtiger sei als beim Enkodieren der Information (Hirsh-Pasek, Nudelman & Schneider, 1982).

Weiterhin zeigte sich, dass eigene *unsystematische Abkürzungen*, bessere Erinnerungsleistungen (bei einem Sonarsystem der Marine) produzieren als regelbasierte Abkürzungen oder Auslassen von Vokalen (Rogers & Moeller, 1984). Dabei verbesserten sich in einem zweiten Experiment die Dekodierungsleistungen bei *regelbasierten Abkürzungen*. Daher empfehlen die Autoren regelbasierte Abkürzungen in neuen Systemen einzuführen, um die kognitiven Kosten zu reduzieren.

Ein weiterer wichtiger Aspekt betrifft das **Lernen** der Kodebedeutungen.

Bevor die Codes den Probanden zum Dekodieren vorgelegt werden können, müssen die Kodebedeutungen in einem vorher stattfindenden Lernprozess eingespeichert werden.

Dies wurde in der vorliegenden Untersuchung durch eine Lernphase realisiert, in der die Codes zusammen mit deren Bedeutung einzeln den Probanden präsentiert wurden. Dabei fand eine paarweise Zuordnung der Codes mit deren jeweiliger Bedeutung statt (Paar-Assoziationslernen).

Es wurden zwei verschiedene Kodealphabete verwendet. In einem stark strukturierten Kodealphabet wurde der jeweilige Sachverhalt durch drei Buchstabengruppen ausgedrückt. Jede der Buchstabengruppen enthielt eine Abkürzung für einen Begriff, der einen Hinweis auf den Sachverhalt gab.

Der erste Begriff stand für einen eher allgemeinen Hinweis auf den Sachverhalt, der zweite Begriff grenzte den Bereich weiter ein und der dritte Begriff spezifizierte schließlich den genauen Sachverhalt.

In einem zweiten Kodealphabet wurden die gleichen Sachverhalte thematisiert. Allerdings fehlte hier in jedem Kode der mittlere Begriff. Es wurde angenommen, dass in diesem zweiten, schwach strukturierten Kodealphabet, die **Enkodierung** weniger Zeit beanspruchen müsste, weil weniger Buchstaben pro Kode vorhanden waren.

Im ersten Kodealphabet waren mehr Buchstaben pro Kode enthalten, was den perzeptiven Aufwand erhöhen und damit die Enkodierung verlängern müsste.

Die **Dekodierung** sollte hingegen im schwach strukturierten Kodealphabet eine höhere mentale Beanspruchung verursachen als im stark strukturierten Kodealphabet, da im ersteren Informationen fehlten, die bei Abruf der Kodebedeutung aus dem Gedächtnis hinzugefügt werden mussten (s. Hypothesen).

2. Empirischer Teil

2.1.1 Fragestellung und Operationalisierung

In der vorliegenden Arbeit wurde die mentale Beanspruchung durch die Dekodierung alphanumerischer Zeichen, die Einsatzcodes einer Feuerwehrleitstelle entlehnt waren, hervorgerufen. Die oben dargestellten Untersuchungen zur mentalen Beanspruchung zeigen, dass die psychophysiologischen Reaktionen aufgabenabhängig sind. Die Dekodierung und das Kodierungsproblem können als Spezialfall mentaler Beanspruchung angesehen werden. Die Ausführungen zum Kodierungsproblem belegen, dass verschiedene kognitive Prozesse daran beteiligt sind. Dazu gehören Prozesse der Informationsaufnahme und –abgabe und auch Funktionen des mittelfristigen Gedächtnisses. Emotionale Reaktionen sind dabei nur von untergeordneter Bedeutung, zumindest bei der vorliegenden Simulation im Labor.

Ein wichtiger Aspekt ist für die vorliegende Untersuchung das beschriebene Kodierungsproblem, das in Mensch-Machine-Interaktionen auftritt.

Vorbild für die vorliegende Untersuchung waren Dekodierungsprozesse, wie sie bei Verwendung von Einsatzcodes in Feuerwehrleitzentralen vorkommen. Dabei werden die telefonisch gemeldeten Sachverhalte Notfallklassen zugeordnet und kodiert. Wichtig ist dabei, dass die Codes durch die Einsatzkräfte schnell dekodiert und dabei bestimmten Notfällen zugeordnet werden. Die Schnelligkeit und Genauigkeit hängt davon ab, inwieweit die Zuordnung nach systematischen Regeln erfolgt. Es kann dabei aber immer wieder zu Zuordnungsfehlern kommen.

Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, ein vorhandenes Kodealphabet mit psychophysiologischen Methoden zu optimieren. Dazu wurden zwei Kodealphabete konstruiert, welche die gleichen Notfallsituationen enthielten, sich aber im jeweiligen Aufbau unterschieden. Damit wurde beim Abruf der Kodebedeutungen (Notfallsituationen) unterschiedlicher mentaler (kognitiver und perzeptiver) Aufwand (s. o. „Begriffsdefinitionen“) realisiert.

Jedes Kodealphabet wurde einer anderen Probandenstichprobe vorgelegt.

Nach einer initialen Lernphase wurden die Kodebedeutungen in sechs aufeinanderfolgenden Prüfphasen abgefragt.

Während des gesamten Experiments wurden peripherphysiologische und zentralnervöse Biosignale abgeleitet.

Durch die Verwendung von sechs aufeinanderfolgenden Prüfphasen und vom Probanden selbst getaktete Folgen der Codes wurde die Messung der kognitiven Dekodierungsprozesse und der daraus folgenden mentalen Beanspruchung unter relativen „steady state“-Bedingungen (vgl. Fahrenberg, 1983, S. 56; Hörhold, 1994, S. 55) gewährleistet und emotionale Reaktionen durch Zeitdruck weitgehend verhindert.

So kann davon ausgegangen werden, dass initiale Aktivierungsprozesse, nur in der ersten der sechs experimentellen Prüfphasen enthalten waren.

Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung wurde zwischen allen experimentellen Phasen per Fragebogen erhoben.

Die Leistungsdaten wurden in Form von Dekodierungszeiten und Fehler (unzureichende oder fehlende Beschreibung der Notfallsituation) erfasst.

2.2 Methodik

2.2.1 Stimulusmaterial und Paradigma

Das Stimulusmaterial wurde aus einem Kodealphabet, wie es zur Kommunikation in Feuerwehrleitzentralen verwendet wird, ausgewählt. Dabei handelte es sich um Buchstabenkombinationen, die Abkürzungen von Notfallsituationen darstellten. Aus insgesamt 206 Kodes („Alarmierungsstichworte“) wurden 54 ausgewählt, die die häufigsten Notfallsituationen darstellen (vollständiges Kodealphabet, s. Anhang). Aus folgenden Notfallklassen wurden jeweils 6 Kodes in die Analyse einbezogen:

- Feuer
- Verkehrsunfall
- Notlagen von Personen
- Auslaufen und Eindringen von Flüssigkeiten
- Einstürze und lose Bauteile
- sonstige Hilfeleistungen

Für jede Notfallsituation wurde eine Buchstabenkombination (Kode) ausgewählt. Dabei wurde wie folgt vorgegangen:

Die Situationsbeschreibungen aus dem Einsatzbereich der Feuerwehr sind weitaus komplexer als die in vielen Studien verwendeten einfachen Computerbefehle. Daher waren zur Beschreibung eines Notfalles mehrere Begriffe und damit mehrere Begriffsebenen notwendig (z.B. *Notfallsituation*: Ölteppich auf der Autobahn; *Kode*: Fl – Ö – Bab; *wörtliche Bedeutung des Kodes*: Auslaufen von Flüssigkeiten – Öl – Bundesautobahn). Daher wurde von der in der Literatur empfohlenen Strategie „Auslassen von Vokalen“ abgewichen.

Es wurde dagegen davon ausgegangen, dass das Abkürzen mit Buchstaben das Enkodieren erleichtert (Hirsh-Pasek, Nudelman & Schneider, 1982) und dass regelbasierte Abkürzungen im späteren Verlauf bessere Dekodierungsleistungen (im Vergleich zu unsystematischen Abkürzungen) erbringen.

Der jeweilige Kode bestand aus den Anfangsbuchstaben der Silben der Begriffe, die die Notfälle beschrieben (z.B. **Ws** – **W**asser, **Sn** – **S**chiene). Bei zusammengesetzten Begriffen wurden die Anfangsbuchstaben der verwendeten Wörter benutzt (z.B. **VU** – **V**erkehr**u**nfall, **Pz** – **P**ersonenzug). So entstanden aus mehreren Abkürzungen zusammengesetzte Kodes, die bestimmte Notfälle beschreiben (z.B. *Notfallsituation*: plötzliche Bewusstlosigkeit; *Kode*: NL – k – p – Bl; *wörtliche Bedeutung*: Notlage – krank – plötzliche Bewusstlosigkeit).

Nur selten musste von dieser Regel abgewichen und das Auslassen von Vokalen durchgeführt werden, um den jeweiligen Begriff eindeutig zu kennzeichnen (z.B. Begriff: Verkehrshindernis; Kode: Vkhdn oder Begriff: Gebäude, Kode: Gbd).

Für jede Notfallsituation wurden zwei Codes entwickelt, die jeweils einem anderen Kodealphabet zugeordnet wurden. Ein Kode enthielt **drei** Begriffsebenen (**stark strukturierter Kode**), der andere Kode enthielt nur **zwei** Begriffsebenen (**schwach strukturierter Kode**), indem die zweite Begriffsebene ausgelassen wurde. So entstanden zwei Kodealphabete: Ein stark strukturiertes Kodealphabet mit drei Begriffsebenen je Kode und ein schwach strukturiertes Kodealphabet mit zwei Begriffsebenen je Kode (vgl. Abb. „Struktur der Codes“), wobei in beiden Kodealphabeten die gleichen Notfallsituationen enthalten waren. Jedes Kodealphabet wurde einer unabhängigen Stichprobe vorgelegt.

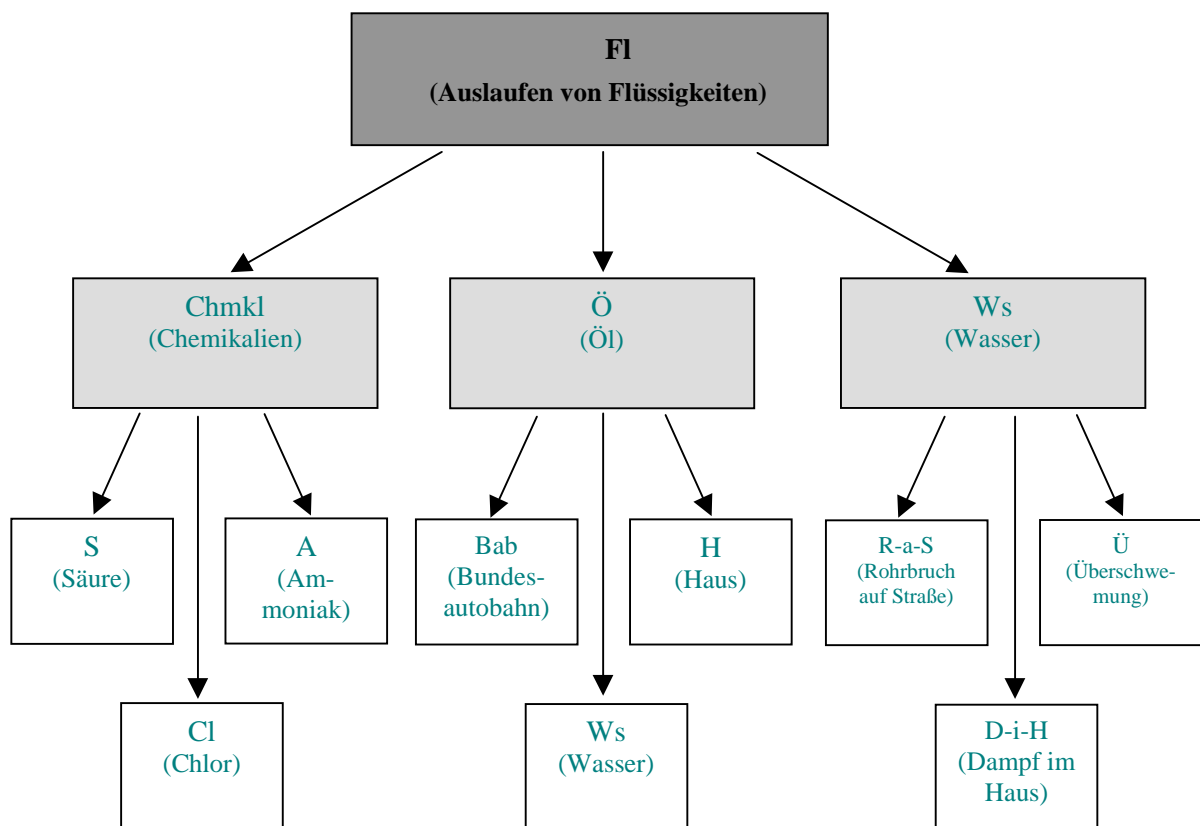


Abb. 13: Begriffsstruktur der einzelnen Codes

2.2.2 Stichprobe

Die Stichprobe für Experiment 1 (**Kodealphabet 1, stark strukturierter Kode**) bestand aus **16** Studentinnen der Psychologie bzw. Patholinguistik im Alter von 18 – 32 Jahren (MW = 22,8; SD = 4,04).

Die Stichprobe für Experiment 2 (**Kodealphabet 2, schwach strukturierter Kode**) bestand aus **18** Studenten (16 weibl.) der Psychologie bzw. Patholinguistik im Alter von 19 – 38 Jahren (MW = 22,7; SD = 4,71).

Die Probanden wurden bei Beginn des einzelnen Experiments in abwechselnder Reihenfolge einer Stichprobe (einem der Kodealphabete) zugeordnet.

Alle Probanden wurden durch universitätsöffentliche Aushänge angeworben. Die Probanden waren mit dem Stimulusmaterial (Kodes) vorher nicht vertraut. Für die Teilnahme erhielten die Probanden Versuchspersonenstunden angerechnet. Die Teilnahme war finanziell nicht vergütet. Zu beachten ist dabei, dass durch Datenausfall in einigen Parametern nicht alle Probanden nach dem Experiment in die Datenanalyse einbezogen werden konnten (s. unten).

2.2.3 Versuchsaufbau

Die Versuche fanden im psychophysiologischen Labor der Abteilung Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie (der Arbeitsgruppe von Fr. Univ.-Prof. Dr. A.-M. Metz) des Instituts für Psychologie der Universität Potsdam statt.

Die Probanden saßen im Abstand von ca. 1,2 m Entfernung vom Computerbildschirm mit 15" Bildschirmdurchmesser im Untersuchungssessel.

Sie hatten die Möglichkeit, ihren linken Arm, an dem die SCR abgeleitet wurde, in bequemer Ruheposition auf der Stuhllehne abzulegen, um unnötige Verspannungen, die zu Bewegungsartefakten hätten führen können, zu vermeiden.

2.2.4 Versuchsdurchführung

Die Untersuchung fand an zwei Tagen mit einem mittleren Abstand von einer Woche statt (vgl. Abb. 14).

Am ersten Termin wurde ein Gedächtnistest (LGT-3, Bäumlner, 1974) durchgeführt, um sicherzustellen, dass Leistungsunterschiede nicht auf habituelle Unterschiede in den Gedächtniskapazitäten der Probanden (Pbn.) beruhen. Der Test wurde im psychophysiologischen Labor der Abt. durchgeführt, in dem später auch die psychophysiologische Messung stattfand.

Am zweiten Termin wurde nach dem Anlegen der Messaufnehmer für die Biosignale zunächst der Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung (KAB, Müller & Basler, 1993) vorgelegt, der im folgenden Versuchsablauf zwischen allen Experimentalphasen von den Pbn. ausgefüllt wurde, um die subjektive Beurteilung der Beanspruchung zu messen.

Anschließend folgte eine 10-minütige erste Ruhemessung.

Dann folgte eine **Lernphase**, in der die Pbn. instruiert waren, das Kodealphabet mit dessen jeweiliger wörtlicher Bedeutung und anschließend geforderter Antwort (Situationsbeschreibung) zu erlernen. Dabei konnten sie das Kodealphabet zweimal in selbstbestimmter Zeit durchlaufen.

In **sechs nun aufeinanderfolgenden Prüfphasen** wurden jeweils die **54 Kodes** randomisiert präsentiert, wobei der jeweilige Pb. instruiert war, die inhaltliche Bedeutung jedes Kodes in ein Mikrofon zu sprechen. Die maximale Antwortzeit pro Kode war auf 25 Sekunden begrenzt (vgl. Abb. 15). Dabei wurde die Antwort als korrekt eingestuft, wenn der Sachverhalt (Situationsbeschreibung), der in dem jeweiligen Kode zum Ausdruck kommt, sinngemäß korrekt wiedergegeben wurde. Die wörtliche Wiedergabe der einzelnen Begriffe reichte nicht aus. Die Entscheidung über eine richtige oder falsche Antwort wurde dem Probanden durch einen der beiden Versuchsleiter als Feedback auf dem PC-Monitor mitgeteilt.

Nach jeder Prüfphase mit den 54 Kodes konnten die Pbn. vor Beginn der nächsten Prüfphase das Kodealphabet noch einmal aufrufen, um vergessene bzw. fehlerhafte Kodebedeutungen korrekt einzuprägen. Außerdem wurde zwischen den Prüfphasen der Blutdruck am rechten Oberarm gemessen und der KAB vorgelegt. In der folgenden Prüfphase wurden wieder die 54 Kodes randomisiert präsentiert.

Nach der sechsten Prüfphase folgte eine zweite Ruhephase von 10 Minuten Dauer. Anschließend erfolgte eine letzte Blutdruckmessung und der KAB wurde nochmals vorgelegt.

Der gesamte Versuch dauerte, individuell abhängig vom jeweiligen Probanden, ca. 3 – 3 ½ Stunden.

1. Termin (Labor)	2. Termin (Labor)						
Vorerhebung	Vorbereitung	Fragebögen + Blutdruck	Ruhephase 1	Lernphase	Prüfphase 1	Lern- & Prüfphasen 2 ... 6	Ruhephase 2
Lern- und Gedächtnistest LGT-3 (Bäumler, 1974)	Anlegen der Messaufnehmer: EEG EMG EDA HF Atmung	Kurz-FB zur aktuellen Beanspruchung KAB (Müller & Basler, 1993) BD (Blutdruckmessung)	anschl.: KAB & BD + Instruktionen zur Lernphase	anschl.: KAB & BD + Instruktionen zur Prüfphase	anschl.: KAB & BD	jeweils anschl.: KAB & BD	anschl.: KAB & BD
ca. 35	ca. 60	ca. 5	10	ca. 30 - 40	ca. 10 - 15	ca. 50 - 75	10
Minuten							

Abb. 14: Versuchsablauf

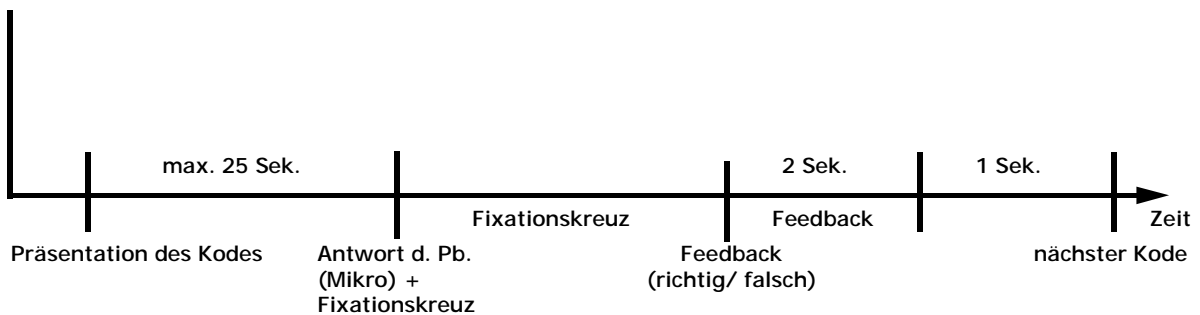


Abb. 15: Schematischer Ablauf einer Kodepräsentation

2.2.5 Datenaufzeichnung

Leistungsdaten

Es wurde die Dekodierungszeit definiert als Reaktionszeit zwischen dem Erscheinen des jeweiligen Kodes auf dem PC-Monitor und dem Beginn der Antwort des Probanden innerhalb der jeweiligen Prüfphase computergesteuert aufgezeichnet.

Weiterhin wurde die Anzahl der fehlerhaften Antworten und fehlenden Antworten als weiteres Maß der Leistung der Probanden vom PC registriert.

Messung der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung

Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung wurde wiederholt im Verlauf der Untersuchung mit dem Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung (Müller & Basler, 1993, s. Anhang) erhoben.

Peripherphysiologische Biosignale

Die peripherphysiologischen Daten wurden mit dem Gerätesystem Physio-Logger (Fa. MedNatic GmbH, München) aufgezeichnet.

Der Einfluss der motorischen Aktivität beim Bedienen der PC-Tastatur auf die Biosignale wurde nicht erfasst. Sie ist allerdings geringer als gemeinhin angenommen. Der Einfluss der mentalen Beanspruchung ist weitaus größer, so dass von einem nur geringen motorischen Einfluss durch die Tastaturbedienung ausgegangen werden kann (Kohlisch & Schäfer, 1996).

EKG

Für das EKG wurde eine Empfindlichkeit von 0,75 mV und eine Abtastrate von 250/Sek. gewählt.

Die Auflösung zur Erfassung des Inter-Beat-Intervalls betrug 1/1000Sek.

Die Zeitkonstante betrug 0,1 Sek.

Es wurde ein Tiefpassfilter von 220 Hz verwendet.

Die Elektroden wurden am oberen Drittel des Brustbeins (Manubrium sterni) und in Höhe der 6. Rippe links (fünfter Intercostalraum der vorderen Axillarlinie) positioniert. Die Referenzelektrode wurde am Ende des Brustbeins (Prozessus Xiphoideus) angebracht.

Es wurden Einmalelektroden vom Typ Blue Sensor VL-00-S (Fa. Medicotest GmbH, Andernach) verwendet. Diese Elektroden sind mit einem dezentralen Druckknopf versehen und speziell für Langzeitaufzeichnungen konzipiert. Voruntersuchungen in der eigenen Arbeitsgruppe konnten zeigen, dass diese Elektroden hinsichtlich Artefakten und Datenausfall herkömmlichen Elektroden mit zentralem Druckknopf überlegen sind.

Blutdruck

Der Blutdruck wurde zwischen den einzelnen Versuchsteilen diskontinuierlich am rechten Oberarm an der Arteria brachialis mit dem Blutdruckautomaten BOSO TM 2430 (Fa. Bosch & Sohn GmbH & Co., Jungingen) aufgezeichnet. Dieses Gerät arbeitet oszillometrisch mit einem Druckaufnehmer und nicht nach dem bekannten Riva-Rocci-Verfahren.

EDA

Die Aufzeichnung der EDA folgte im Wesentlichen den Empfehlungen von Walschburger (1975, 1976).

Die Elektroden wurden thenar und hypothenar an der nicht-dominanten Hand (bei allen Probanden die linke Hand) positioniert (Walschburger, 1975, 1976) (mit der rechten Hand hatten die Probanden in einigen Versuchsteilen die PC-Tastatur zu bedienen). Vor Anbringen der Elektroden wurden die Handinnenflächen mit 70%igem Äthylalkohol (Isopropanol) gereinigt. Die Elektrodencreme bestand aus Unibase und isotonischer (0,05 molarer) NaCl-Lösung (Firma Fresenius).

Die Spontanreaktionen der elektrodermalen Aktivität (SCR) wurden mit einer Abtastrate von 50/Sek. (vgl. Ribback, 1996) und einer maximalen Empfindlichkeit des Gerätesystems Physio-Logger aufgezeichnet, die Aufzeichnungen der SCR mit Amplituden bis $1\mu\text{S}$ erlaubte.

Die Zeitkonstante betrug $\tau = 10$ Sek.

Es wurde mit dem Konstant-Spannungs-Verfahren mit einer angelegten Gleichspannung von 500 mV aufgezeichnet.

Dabei wurden ein Hochpassfilter von 0,1 Hz und ein Tiefpassfilter von 3 Hz verwendet.

Das Hautleitwertsniveau (SCL) wurde mit einer Abtastrate von 10/Sek. aufgezeichnet.

Dabei wurden alle Änderungen der Hautleitfähigkeit zwischen 1 μS und 100 μS aufgezeichnet und Werte über 29 μS als SCL verarbeitet.

Atmung

Zur Artefaktkontrolle der EDA wurde die Atmung zeitparallel aufgezeichnet. Sie wurde mit einem Drucksensor in Höhe des Bauchnabels über der Kleidung abgeleitet.

Die Empfindlichkeit wurde jeweils individuell angepasst, so dass das Signal den Aufzeichnungsbereich des Physio-Logger-Systems bei tiefen Atemzügen möglichst ganz ausfüllte. Damit wurde die spätere optische Inspektion der SCR-Daten ermöglicht.

Zentralnervöse Biosignale

EEG

Das EEG wurde kontinuierlich mit dem Gerätesystem SYNAMPS (Software Neuroscan, Version 3.0) mit einer 19 Elektrodenhaube (Fa. ECI) im internationalen 10-20 System (Jasper, 1958, s. Abb. 16) aufgezeichnet. Als Referenz diente Mastoid links. Als Augenartefaktkontrolle wurden vertikale Augenbewegungen durch supra- und infraorbital lokalisierte Elektroden aufgezeichnet. Die Erdelektrode wurde in 10% der Distanz Nasion- Inion anterior zu Fz positioniert. Die Übergangswiderstände wurden unter 5 $\text{k}\Omega$ gehalten. Die Abtastrate (A/D-Rate) betrug 250 Hz.

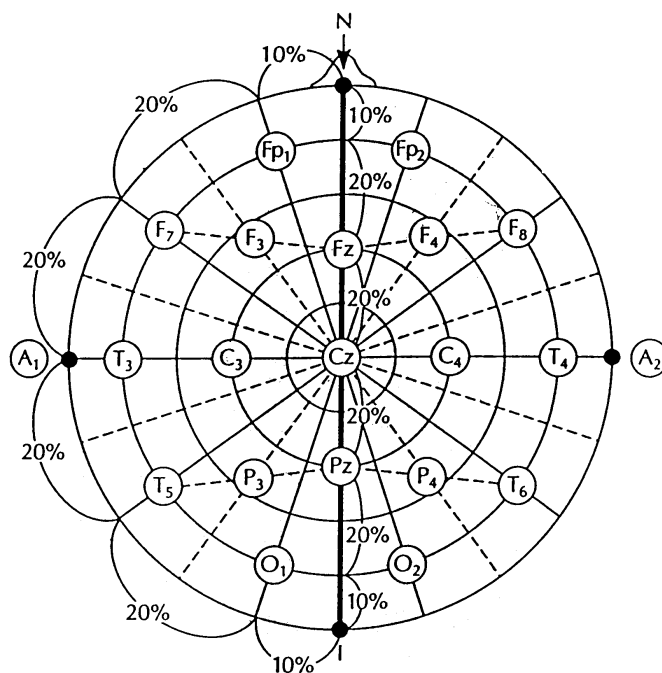


Abb. 16: Elektrodenpositionen an der Schädeloberfläche mit 19 Standardelektroden nach dem internationalen 10-20-System (Jasper, 1958)

2.2.6 Hypothesen

Der oben dargestellte Stand der wissenschaftlichen Literatur zeigt, dass Informationsaufnahme und –abgabe nicht nur Reaktionen im Leistungsbereich (Fehleranzahl und Bearbeitungszeiten), sondern auch im psychophysiologischen Datenbereich hervorruft. Die Ergebnisse scheinen jedoch stark aufgabenabhängig zu sein.

Es wurden ungerichtete Hypothesen in den Leistungsdaten und bezüglich der physiologischen Daten hinsichtlich des Unterschieds zwischen beiden Kodealphabeten formuliert, da bisher bei Dekodierungsprozessen der vorliegenden Art keine multiplen psychophysiologischen Messungen vorgenommen wurden und somit keine zuverlässigen Hinweise auf die Richtung der Reaktionen vorlagen.

Es war in der wissenschaftlichen Literatur kein Anhaltspunkt zu finden, welche bestimmten psychophysiologischen Parameter die spezifische, in der psychophysiologischen Hypothese ausgedrückte, Reaktion zeigen würden. So war es nicht möglich, begründete Hypothesen zu jedem einzelnen Parameter aufzustellen, weshalb darauf zugunsten einer allgemein formulierten psychophysiologischen Hypothese verzichtet wurde.

Im subjektiven Datenbereich wurden keine Unterschiede zwischen den Kodealphabeten erwartet, da die subjektive Beurteilung der Beanspruchung erfahrungsgemäß nur wenig zwischen Belastungsunterschieden mittlerer bis geringer Intensität differenziert.

Hypothese 1a

Dekodierungszeiten und Fehler von Kodealphabet 1 unterscheiden sich *in den ersten Prüfphasen* aufgrund des größeren perzeptiven Dekodierungsaufwandes von Kodealphabet 2 signifikant.

Hypothese 1b

Dekodierungszeiten und Fehler beider Kodealphabete unterscheiden sich aufgrund von Lernprozessen *in den letzten Prüfphasen* nicht mehr signifikant.

Hypothese 2

Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung steigt bei beiden Kodealphabeten von Ruhe 1 bis zur ersten Prüfphase an und nimmt dann kontinuierlich ab. Zwischen den Kodealphabeten gibt es keine signifikanten Unterschiede.

Hypothese 3

Die psychophysiologischen Indikatoren indizieren unterschiedlichen kognitiven Dekodierungsaufwand zwischen den Kodealphabeten auch dann, wenn sich die Dekodierungszeiten und Fehler *in den letzten Prüfphasen* nicht mehr signifikant unterscheiden.

2.2.7 Vortests

2.2.7.1 Gedächtnisleistung

Die Gedächtnisleistung des mittelfristigen Gedächtnisses der Probanden wurde durch den Lern- und Gedächtnistest LGT-3 (Bäumler, 1974) überprüft, um eventuelle habituelle Leistungsunterschiede hinsichtlich des Gedächtnisses zwischen beiden Probandengruppen im folgenden Experiment einschätzen zu können.

Dieser Test bezieht sich speziell auf das mittelfristige Gedächtnis (auch: kurzfristiges Gedächtnis, Rezenzgedächtnis, Sekundärgedächtnis, s. Bäumler, 1974, S. 10f.), das im Experiment beansprucht wird. Diese Gedächtnisform erstreckt sich von einer Minute bis zu Stunden oder Tagen. Durch die lange Varianz dieser Gedächtnisspanne wird deutlich, dass die Bezeichnung als „mittelfristiges Gedächtnis“ letztlich eine terminologische Frage ist. Je nach Länge des gewählten Behaltensintervalls werden nämlich auch Anteile des langfristigen Gedächtnisses in Anspruch genommen.

Ziel des LGT-3 ist die kombinierte Erfassung von Aspekten der Lernfähigkeit und des Gedächtnisses.

Er besteht aus zwei Faktoren mit sechs Subtests (**figural**: Stadtplan, Gegenstände, Firmenzeichen; **verbal**: Türkisch, Telefonnummern, Bauformen), wobei in einer Lernphase dasjenige Gedächtnismaterial auswendig gelernt werden muss, welches anschließend abgefragt wird. Die Zusammenfassung der sechs Subskalen erlaubt die Erfassung des „allgemeinen, mittelfristigen Gedächtnisses“ (Bäumler, 1974, S. 23).

Die Auswertungsobjektivität liegt bei allen Subskalen und im Gesamtest bei $r > .95$. Die Zuverlässigkeit (Halbierungs-, Paralleltest, Re-Test-Reliabilität) liegt ebenfalls im annehmbaren Bereich (für nähere Informationen siehe Bäumler, 1974, S. 27ff.).

Der Test ist für einen breiten Populationsbereich im Alter von ca. 9 bis 70 Jahren konzipiert und differenziert am genauesten bei Personen mit relativ hoher allgemeiner geistiger Leistungsfähigkeit, z.B. Gymnasiasten, Studenten und Akademikern, weshalb sich der Test für die vorliegende Untersuchung mit studentischer Stichprobe besonders eignet.

Die Ergebnisse des Gedächtnistests LGT-3 (Bäumler, 1974) zeigen ähnliche Werte wie die Validitätsstudien zum LGT-3 (s. Bäumler, 1974). Es konnte kein Zwischensubjekt-Haupteffekt ausgemacht werden. Beide Stichproben unterschieden sich weder in einer der Skalen noch im Gesamtscore signifikant (vgl. Abb. 17 und Tab. 4).

Damit konnte eine vorexperimentelle unterschiedliche Gedächtnisfähigkeit der Probanden ausgeschlossen werden.

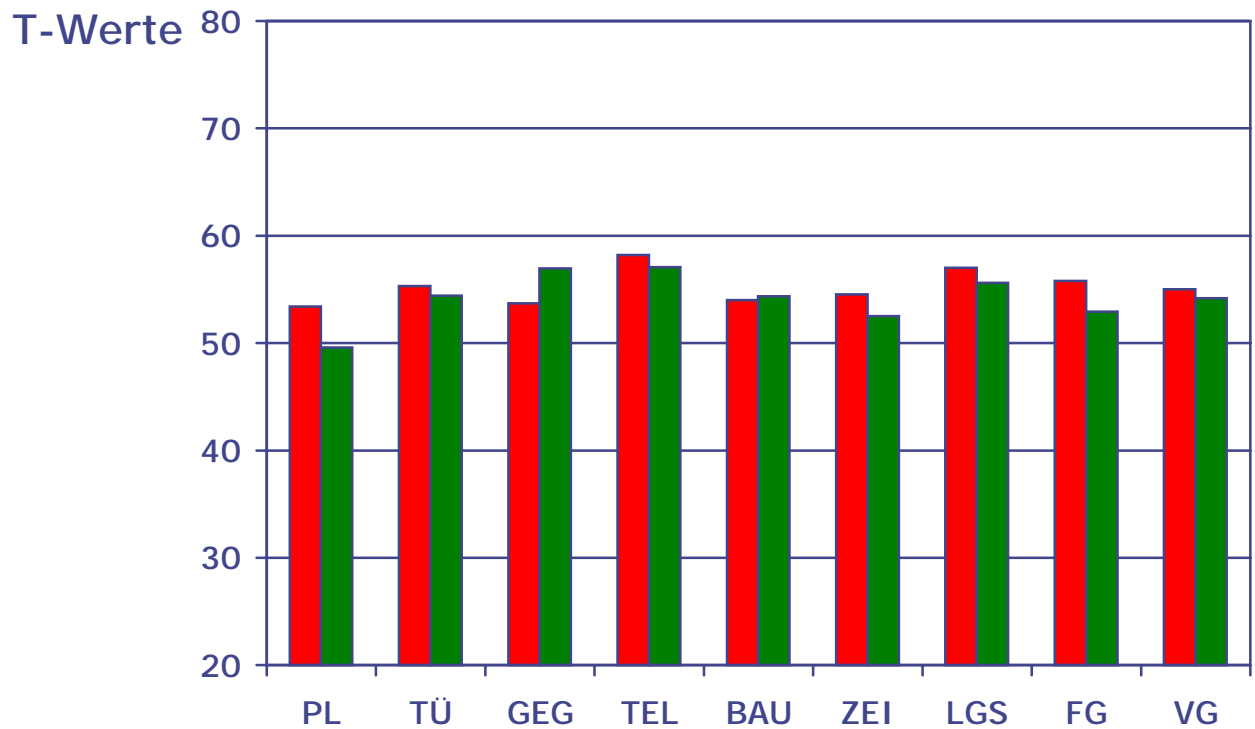


Abb. 17: Ergebnisse des Gedächtnistests für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün)

Skalen des LGT-3:

PL: Stadtplan (figural)

TÜ: Türkisch (verbal)

GEG: Gegenstände (figural)

TEL: Telefonnummern (verbal)

BAU: Bibliotheksbau (verbal)

ZEI: Firmenzeichen (figural)

LGS: Langzeitgedächtnis –gesamt (alle Skalen zusammen)

FG: Figurales Gedächtnis (alle Skalen zum figuralen Gedächtnis zusammen)

VG: Verbales Gedächtnis (alle Skalen zum verbalen Gedächtnis zusammen)

	PL	TÜ	GEG	TEL	BAU	ZEI	LGS	FG	VG
Gruppe „Kodealphabet 1“	53,38	55,31	53,69	58,19	54	54,5	57	55,75	55
Gruppe „Kodealphabet 2“	49,61	54,39	56,94	57,06	54,33	52,5	55,61	52,89	54,17

Tab. 4: Mittelwerte beider Probandengruppen in den einzelnen Skalen des LGT-3

2.2.7.2 Einschlusskriterien der Leistungsdaten und Dauer der einzelnen Experimentalphasen

Aus jeglicher Datenanalyse wurden die fehlerhaften und fehlenden Antworten der Probanden ausgeschlossen. Fehlerhafte Antworten im Sinne einer Fehldekodierung (falsche Zuordnung zu einer Notfallklasse) kamen selten vor. Die häufigste Fehlerart bestand in fehlenden Antworten der Probanden.

Nur bei richtiger Zuordnung zu einem bestimmten Notfall (Situationsbeschreibung) konnte daher von einer korrekten Dekodierung ausgegangen werden, was begründet, dass auch nur diese Antworten in die Datenanalyse eingeschlossen wurden.

Hinzu kommt, dass die falschen Antworten mit größeren Dekodierungszeiten behaftet waren, was eine Auswertung zusammen mit den richtigen Antworten nicht sinnvoll erscheinen ließ. Off-line Analysen zeigten, dass falsche Antworten häufig mit unwillkürlichen Lidschlägen (Augenbewegungsartefakte) konfundiert waren, was somit zum Ausschluss aus der EEG-Datenanalyse führte.

Die Ruhephasen waren auf 10 Minuten festgelegt. Die durchschnittliche Dauer der Lernphasen betrug in beiden Gruppen ca. 25 Minuten. Die Dauer der Prüfphase 1 dauerte 10 Minuten und nahm in beiden Gruppen bis zur Prüfphase 6 sukzessive ab. Zwischen beiden Gruppen gab es keine signifikanten Unterschiede in der Dauer der Experimentalphasen (Abb. 18 und Tab. 5).

Minuten

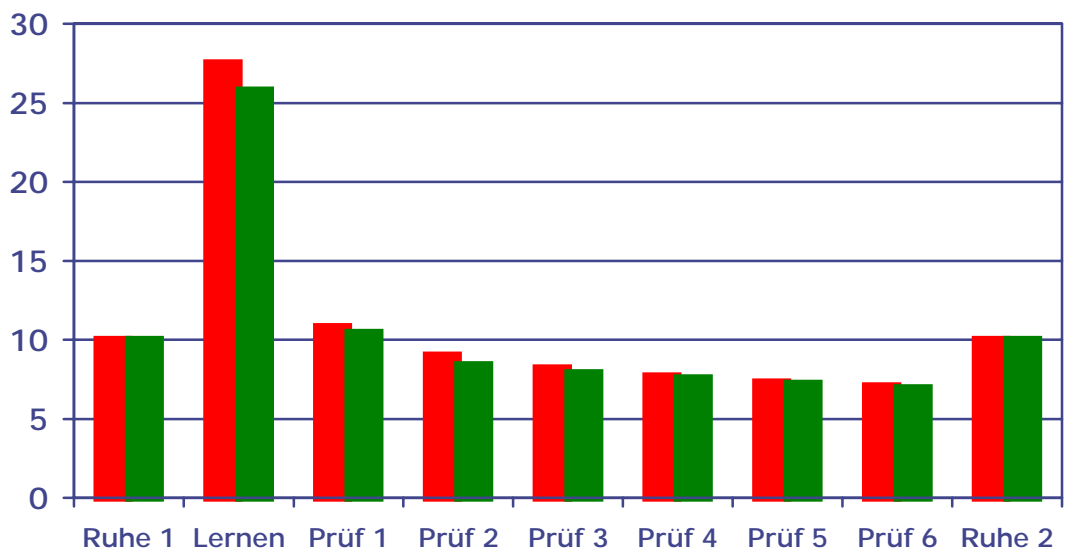


Abb. 18: Durchschnittliche Dauer der einzelnen Experimentalphasen in Minuten für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün)

	Ruhe 1	Lernen	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	10,00	27,5	10,81	9	8,19	7,69	7,31	7,06	10,00
Kodealphabet 2	10,00	25,78	10,44	8,39	7,89	7,56	7,22	6,94	10,00

Tab. 5: Dauer der einzelnen Experimentalphasen in Minuten

2.2.7.3 Umgang mit Missing Data im physiologischen Datenbereich

Die komplexe Datenerhebung mit vier verschiedenen Biosignalen (Elektroenzephalogramm, Elektrokardiogramm, Elektrodermale Aktivität, Blutdruck) verursachte bei einigen Probanden übermäßige Artefaktbildung oder vollständigen Datenausfall wegen technischer Probleme. Weiterhin waren auch EDA non-responder vorhanden.

Dies führte in einzelnen Biosignalen zur Reduzierung der Stichprobe in beiden Experimentalgruppen.

Zur Abschätzung des Einflusses der nun unterschiedlichen Stichprobengrößen beider Probandengruppen auf die Ergebnisse wurden alle Berechnungen (für jeden psychophysiologischen Parameter gesondert) mit dem peripherphysiologischen Datensatz der verbliebenen reduzierten Stichprobe (Kodealphabet 1: $n = 11$; Kodealphabet 2: $n = 14$), in der von jedem Probanden alle peripherphysiologischen Daten *vollständig* enthalten waren, erneut durchgeführt, was jedoch in keinem psychophysiologischen Parameter zu einem in Verlauf, Richtung oder Signifikanz unterschiedlichen Ergebnis führte. Daher wurde die Ergebnisdarstellung mit leicht unterschiedlichen Stichprobengrößen in den unterschiedlichen Biosignalen beibehalten (vgl. Tab. 6). In den Berechnungen der einzelnen psychophysiologischen Parameter weichen daher die Stichprobengrößen leicht voneinander ab.

	Kodealphabet 1	Kodealphabet 2
Leistungsdaten und subjektive Daten	16	18
Elektrodermale Parameter	11	15
Herzratenparameter (inkl. Herzraten-Blutdruck-Produkt, SBP)	16	17
Parameter der Herzratenvariabilität	15	16
Blutdruckparameter	16	18
EEG-Parameter	11	12
EEG-Parameter (restrukturiertes Kodealphabet)	11	12

Tab. 6: Anzahl verbliebener Probanden in den einzelnen psychophysiologischen Parametern nach Entfernung von Artefakten und Datenausfall aufgrund technischer Probleme aus der Gesamtstichprobe.

2.2.7.4 Physiologische Daten

Die Datenverarbeitung der peripherphysiologischen Daten erfolgte mit der Software „PL“ (zugehörig zum Gerätesystem Physio-Logger, Fa. Bablok Laborcomputer, 93047 Regensburg).

Die Datenverarbeitung der Ereigniskorrelierten Hirnpotenziale und der Powerschätzer der EEG-Frequenzen erfolgte mit dem Software-Programm „Brain Vision, Ver. 1.03“ (Fa. Brainproducts GmbH, München).

Da zu einigen psychophysiologischen Parametern Differenzwerte zwischen Ruhe- und Verlaufswert für die Analysen gebildet wurden, soll im Folgenden zur Problematik der Verwendung von Differenzwerten methodisch Stellung bezogen werden.

2.2.7.4.1 Theoretische Begründung der Ausgangswertanalysen und Korrekturfaktoren

In der psychophysiologischen Fachliteratur wird immer wieder das Ausgangswertproblem diskutiert. Ursprünglich ging man davon aus, dass geringere Ausgangswerte (Ruhewerte) höhere Belastungswerte hervorrufen (Wilder, 1931, 1958, 1967). Bald geriet dieses sogenannte „Ausgangswert-Gesetz“ (AWG) (engl.: law of initial value) unter Kritik.

Viele Autoren beziehen sich in ihrer Kritik auf den a(a-b)-Effekt, der besagt, dass die Korrelation zweier Maße (a und b), die ein Glied gemeinsam haben, ungleich Null sein muss, wenn die Messgrößen a und b voneinander unabhängig sind.

In der psychophysiologischen Praxis sind diese Messgrößen jedoch meist miteinander mehr oder weniger korreliert, so dass ein größerer oder kleinerer a(a-b)-Effekt entsteht. Ursache dieses Effektes ist die statistische Regression zur Mitte. Die im AWG formulierte negative Korrelation zwischen Ausgangswert und Differenzwert ist auch vom a(a-b)-Effekt mitverursacht (Myrtek, Foerster & Wittmann, 1977).

Myrtek et al. (1977) bemängeln, dass zahlreiche frühe Studien zum AWG nur mit kleinen Stichproben und wenigen Variablen gearbeitet haben. Die Autoren konnten hingegen in einer groß angelegten Studie unter Ausschluss des a(a-b)-Effektes zeigen, dass sich bezüglich zahlreicher psychophysiologischer Variablen (BD, HR, EMG, EDA etc.) für verschiedene Stimuli (Hyperventilation, Atemanhalten, mentale Belastung) ein AWG im Sinne Wilders intraindividuell nur in 8,3 % und interindividuell nur in 13,5 % aller Fälle zeigt. Hingegen konnte intraindividuell in 19,6 % und interindividuell in 42,9 % der Fälle ein „Anti-AWG“ nachgewiesen werden, wonach höhere Ausgangswerte auch höhere Belastungswerte hervorrufen.

Diese Ergebnisse konnten in späteren ausführlichen Studien mit Datensätzen mehrerer hundert Probanden repliziert werden (z.B. Myrtek & Foerster, 1986; Foerster, 1995).

Dies lässt den Schluss zu, dass vorgeschlagene Korrekturfaktoren (**Methode der prozentualen Verrechnung**, Benjamin, 1963; **Methode der Standardwert-Differenzen**, Benjamin, 1963, 1967; **Kovarianzanalyse im Sinne Lacey's „autonomic lability scores“ ALS**, Lacey, 1956; Lacey & Lacey, 1962; **Abstand zur 1. Hauptachse**, Fahrenberg, 1983, S. 84f.) zur Beseitigung des AWG mit größter Skepsis zu betrachten sind, da von einer generellen Ausgangswertabhängigkeit nicht a priori auszugehen ist. Außerdem bewirken diese Korrekturfaktoren im jeweiligen Fall deutlich voneinander abweichende Ergebnisse hinsichtlich der Reaktion der Probanden (Fahrenberg, 1983, S. 84), was nicht für die Güte der vorgeschlagenen Korrekturfaktoren spricht.

Daher ist die Verwendung oben genannter Korrekturfaktoren nur in speziellen Anwendungsfällen angezeigt.

Die Autoren kommen zu dem Schluss, dass die einfache Differenz zwischen Verlaufs- und Ausgangswert als Maß der Reaktivität in den meisten Fällen die bessere Lösung darstellt, weil sie voraussetzungsärmer ist und eventuelle Ausgangswertunterschiede hinreichend reduziert (vgl. Fahrenberg, Schneider, Foerster, Myrtek & Müller, 1985; Hörhold, 1994; Myrtek, 1985).

Problematisch ist allerdings bei der Verwendung von Differenzwerten in der vorliegenden Untersuchung, dass sie absolute individuell erreichbare Maxima bzw. Minima voraussetzen. Dies ist in Laborexperimenten kaum zu erreichen, während es hingegen in 24-Stunden-Felduntersuchungen durchaus möglich ist, z.B. das individuelle HR-Minimum während der Nacht zu bestimmen. Im vorliegenden Fall wurden die im Experiment erreichten Minima und Maxima zur Differenzwertberechnung verwendet, die in Ermangelung von tatsächlichen Extremwerten hilfsweise verwendet wurden. So kann eingewendet werden, dass der hier verwendete Ruhewert kein tatsächlicher biologischer Basalwert ist.

Die Länge des gesamten Experiments von ca. 3 Stunden spricht hingegen für dieses Vorgehen, weil in diesem vergleichsweise langen Zeitraum immerhin eine durchaus ausreichende intraindividuelle Varianz der Verlaufswerte erreicht wird.

So wurden in der vorliegenden Untersuchung für die **Herzrate** und den **systolischen und diastolischen Blutdruck** einfache **Differenzwerte** zwischen individuellem Minimalwert und jeweiligem Verlaufswert gebildet.

Bezüglich der elektrodermalen Parameter wurden übliche Korrekturfaktoren verwendet, die die Minima und Maxima der Probanden aber ebenfalls berücksichtigen (**Rangekorrektur nach Lykken** (Lykken, Rose, Luther & Maley, 1966) für das **Hautleitwertsniveau (SCL)**, **Rangekorrektur nach Schandry, 1996** bzw. **Boucsein, 1992** für die **Amplitude der Hautleitwertsreaktionen (SCRkorr)**).

2.2.7.4.2 Kennwertbildung der peripherphysiologischen Daten

Für die **elektrodermale Aktivität** wurden die Amplituden der Spontanaktivität (**SCR**) und das Hautleitwertsniveau (**SCL**) als psychophysiologische Beanspruchungsmaße herangezogen. Die Kennwertbildung folgte im Wesentlichen den Empfehlungen von Walschburger (1975, 1976).

Die **Artefaktinspektion der elektrodermalen Reaktionen (SCR)** erfolgte mit Hilfe des Softwareprogramms EDR-PARA (Dr. F. Schäfer, Institut für Psychologie, Universität-Gesamthochschule Wuppertal).

Das Programm identifiziert semi-manuell, nach festgelegten Algorithmen, Amplituden der Hautleitwertsreaktion (SCR), wobei die Entscheidung über Annahme oder Verwerfung der SCR dem Anwender überlassen bleibt.

Die Identifikation der Atemartefakte erfolgte ebenfalls mit EDR-PARA. Dabei wurde eine visuelle Artefaktinspektion nach den Empfehlungen von Boucsein (1992) vorgenommen. Dazu wurde die aufgezeichnete Atmungsaktivität in das Softwareprogramm eingelesen und auf einem zweiten Kanal zeitparallel dargestellt, um Artefakte aufgrund der Atmungsaktivität zu identifizieren und aus der weiteren Datenanalyse auszuschließen. Auch diese Inspektion erfolgte semi-manuell mit dem Datensatz jedes einzelnen Probanden, so dass individuelle Reaktionsweisen (besonders tiefe oder flache Atmung oder kleine oder große SCR) berücksichtigt werden konnten.

Ein Problem bestand darin, dass die Tiefe der Atemzüge bei fast jedem Probanden über den Verlauf des Experiments abnahm. Dies erschwerte zwar die Identifikation von individuell überdurchschnittlich tiefen Atemzügen. Andererseits nahm die Auftretenswahrscheinlichkeit tiefer Atemzüge ebenfalls im Verlauf des Experiments ab, was das Problem wiederum relativierte.

Das **Amplitudenkriterium der SCR** wurde auf 0,05 µS festgelegt.

Als Maß der Spontanaktivität der EDA wurde die **mittlere Anzahl der SCR pro Minute (SCRfreq.)** gebildet. Dabei wurden in die Berechnung auch diejenigen Minuten im Experiment einbezogen, in denen keine SCR auftrat, sofern auch in diesen Phasen die Probanden mit der Aufgabenbearbeitung beschäftigt waren und somit auch diejenigen Minuten ohne SCR-Aktivität psychologischen Informationswert besaßen (vgl. Ribback, 1996). Eine individuelle Differenzwertbildung entfiel, da alle Probanden in den Ruhephasen maximal eine Amplitude pro Minute zeigten, was die interindividuelle Varianz hinsichtlich des Minimums beschränkte.

Weiterhin wurde die **mittlere Amplitudengröße (SCRkorr)** als EDA-Parameter herangezogen. In die Berechnung der mittleren Amplitude wurden hier ebenfalls die Minuten ohne SCR-Aktivität mit einbezogen.

Um individuelle Ausgangswertunterschiede in der Amplitudengröße zu minimieren, wurden die SCRs einer **individuellen Rangekorrektur** unterzogen. Dabei wurde wie folgt vorgegangen (Rangekorrektur n. Schandry, 1996; s. a. Boucsein, 1992):

$$\text{SCRkorr} = \text{SCR}_x / \text{SCR}(\text{max})$$

wobei

SCRkorr: korrigierte SCR

SCR_x : einzelne SCR

SCR(max): maximale SCR des jeweiligen Probanden innerhalb des gesamten Experiments

Als weiteres Maß der elektrodermalen Aktivität wurde das **SCL** herangezogen. Dabei wurde eine Range Korrektur nach **Lykken** (Lykken et al., 1966) verwendet:

$$\mathbf{SCLlyk} = x_i - x(\min) / x(\max) - x(\min)$$

wobei

x_i : einzelner SCL-Wert

$x_i(\min)$: SCL-Minimum des jeweiligen Probanden innerhalb des gesamten Experiments

$x_i(\max)$: SCL-Maximum des jeweiligen Probanden innerhalb des gesamten Experiments

Für die **Herzrate** wurden Mittelwerte pro Minute (engl.: bpm, **beats per minute**) online bei Aufzeichnung des Abstandes der R-Zacken des EKG (R-R-Abstand) durch die Physio-Logger-Software PL ermittelt. Die Software ermittelt aus dem QRS-Komplex des kontinuierlichen EKG den Abstand der R-Zacken. Aus dem jeweiligen Abstand zweier R-Zacken wird die Herzrate (bpm) für diesen spezifischen Abstand errechnet. Aus der Summe der ermittelten Abstände innerhalb einer Minute wird die endgültige Herzrate als arithmetisches Mittel der R-R-Abstände einer Minute gebildet.

Herzraten $< 30 \text{ bpm} > 195 \text{ bpm}$ wurden als Artefakte von der Software erkannt und von der Datenanalyse ausgeschlossen.

Zur Minimierung möglicher interindividueller Ausgangswertsunterschiede der **Herzrate** wurden **Differenzwerte (HR-DIFF)** zwischen dem jeweiligen Minutenmittelwert des jeweiligen Probanden und seinem Minimum während der gesamten Messung (das meistens, aber nicht immer in einer der beiden Ruhephasen lag) gebildet.

$$\mathbf{HR-Diff} = HRx_i - HR(\min)$$

wobei

HRx_i : jeweiliger Minutenmittelwert der HR

$HR(\min)$: Individuelles Minimum der HR während der gesamten Messung

Das **mittlere Quadrat sukzessiver Differenzen der Herzratenvariabilität (MQSD)**, engl.: **mean square of successive differences, MSSD**) wurde nach folgender Formel berechnet (n. Schandry, 1996; s. a. Myrtek & Foerster, 2001; Pfister, Rüdiger & Scheuch, 2001, S. 2), wobei als Parameter die **Wurzel des MQSD** (engl.: **root mean square of successive differences, rMSSD**) verwendet wurde:

$$\text{rMSSD} = \sqrt{\sum (X_{i+1} - X_i)^2 / N - 1}$$

wobei

X_i = Dauer des i-ten RR-Intervalls

N = Anzahl der beobachteten Herzschläge

Die **0.1-Hz-Komponente der Herzratenvariabilität (HRV)** wurde offline aus den EKG-Rohdaten mittels einer **Trigonometrischen Regressiven Spektralanalyse (TRS)** (Rüdiger, Klinghammer & Scheuch, 1999) ermittelt. Von der Verwendung der weit verbreiteten Fourier-Transformation (z.B. Mulder, 1979; zsf. Mulder, 1992, 1988) wird inzwischen oft abgeraten (Pfister, Rüdiger & Scheuch, 2001, S. 3; Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology, 1996), da die mathematischen Voraussetzungen für kardiovaskuläre Parameter nicht erfüllt sind (Rüdiger, Klinghammer & Scheuch, 1999; Wagner, Rudolf & Noack, 1998).

So setzt die Fourier Transformation konstante Schwingungsparameter (Amplitude, Frequenz) im gesamten Analysezeitraum voraus, was bei biologischen Zeitreihen nicht der Fall ist, da diese durch die Dynamik biologischer Prozesse variieren (Wagner, Rudolf & Noack, 1998, S. 200). Dieser (biologisch wichtige) Aspekt wird mit der TRS-Methode durch das Prinzip gleitender Zeitfenster berücksichtigt.

Da die TRS noch nicht so verbreitet ist, sollen deren Grundprinzipien im Folgenden kurz erläutert werden (n. R. Rüdiger, pers. Mitteilung, 01.03.2002):

Die zugrundeliegenden R-R-Intervalle im EKG stellen ständig variierende Zeitintervalle dar, in denen rhythmische Strukturen mit zufälligen Anteilen vermischt sind, so dass nur Zeitpunkte für die Rhythmusanalyse zur Verfügung stehen, die aus den R-Zacken bestehen. Die Fourier-Transformation benötigt aber für die Spektralanalyse eine stetige, periodische Funktion, die dann in ein System harmonischer, orthogonaler Schwingungen zerlegt wird. Die R-R-Intervalle sind hingegen statistisch verteilte Intervalle, zu denen es keine Funktion gibt, so dass sie nur statistisch weiterverarbeitet werden können. Z.B. liegt kein Trend (kontinuierliches Längerwerden der Intervalle oder kontinuierliches Verkürzen der Intervalle) vor, so dass keine lineare Regression als Auswertungsverfahren verwendet werden kann, da die Intervalle zyklisch länger und auch kürzer werden.

Daher ist in diesem Fall eine Regression mit einer trigonometrischen (sinus/cosinus)-Schwingung sinnvoll zu verwenden. Diese Funktion kann aber mathematisch nicht geschlossen werden, so wie es die Fourier-Transformation benötigt.

Die hier verwendete TRS benutzt nun solche trigonometrischen Regressionsschwingungen und bestimmt deren Parameter auf der Grundlage lernender Systeme. Das heißt konkret, da die Regressionsparameter nicht gleichzeitig völlig bestimmbar sind, werden diese im Laufe der Zeit zu einem optimalen System (lernend) verbessert. Das Optimalitätskriterium ist hierfür das für eine Regression typische Minimum der Summe der Abweichungsquadrate. Für ein solches (lokales) Minimum bildet dann das Triplet (Frequenz, Amplitude und Phasenverschiebung) eine bestmögliche Lösung des Funktionals.

Eine so gefundene regressive Schwingung vermindert die Ausgangsvarianz um einen bestimmten Betrag. Auf diese Weise kann jede regressive Schwingung, die „lernend“ gefunden wurde, durch ihre Parameter Frequenz, Amplitude und Phasenverschiebung verbunden mit dem Betrag der Varianzreduktion eindeutig beschrieben werden.

Setzt man jetzt noch voraus, dass diese Varianzreduktion definiert sein soll, dann bleibt am Ende ein Varianzanteil übrig, der nicht durch rhythmische Schwingungen erklärt werden kann. Diese Definition wurde durch den Steuerparameter Epsilon realisiert, der 0,5%, 1% oder 2% im Programm sein kann. Es werden also nur Varianzreduktionen als rhythmisch angesehen, deren Varianzreduktion größer ist als Epsilon % der vorhandenen Varianz. Alle Auswertungen wurden in der vorliegenden Untersuchung mit einem Epsilon = 1% durchgeführt.

Eine solche statistische Frequenzanalyse setzt nun keinen periodischen Abschnitt voraus (der ja gar nicht existiert), sondern der Abschnitt muss so lang (oder kurz sein), das die Frequenzparameter statistisch sicher ermittelt werden können. Die Fourieranalyse benötigt für eine hinreichend „genaue Frequenzauflösung“ sehr lange Abschnitte mit zeitlich konstanten Schwingungen, die abhängig von der Abschnittlänge sind.

Die TRS benötigt dagegen nur kurze Abschnitte von ca. einer Minute Dauer. In dieser Minute sind bereits alle physiologisch relevanten Oszillationen mehrmals enthalten. Durch eine zeitliche Verschiebung des Analyseabschnittes über einen größeren Zeitraum (2-3 Minuten) ergibt sich, bedingt durch eine ständig leicht veränderte Datenstruktur, eine veränderte Frequenzstruktur. Die geringste zeitliche Verschiebung ist ein RR-Intervall. Eine solche Verschiebung liefert die genauesten Schwingungsveränderungen.

Praktisch sinnvoll sind Verschiebungen mit etwa 5 beat, die auch in der vorliegenden Untersuchung zugrunde lagen.

So kann die biologische Variabilität der innewohnenden Rhythmik statistisch hinreichend genau geschrieben werden. Alle Analysen wurden mit einer Analysedauer von einer Minute über einen Gesamtbereich von 2-3 Minuten durchgeführt.

Auf weitere Alternativen zur Fourier-Transformation soll hier nicht weiter eingegangen werden (wie z.B. **Wavelet-Transformation**, Houtveen & Molenaar, 2001; Wagner, Rudolf & Noack, 1998; **Autoregression**, Parati, Saul, Di Rienzo & Mancia, 1995; Bernardi, Wdowczyk-Szulc, Valenti, Castoldi, Passino, Spadacini & Sleight, 2000).

Die **0.1-Hz-Komponente der HRV** wurde als mittleres Frequenzband im Bereich von **0.07 - .14 Hz** mit einer trigonometrischen regressvien Spektralanalyse ermittelt. Dabei wurde der prozentuale Anteil an der Maximalvarianz in diesem Frequenzbereich ausgewertet.

Die **Differenzwerte des systolischen Blutdruck (SysDiff)** bezogen sich auf das individuelle Minimum während des gesamten Experiments. Analog zur HRDiff wurden Differenzwerte zwischen dem jeweiligen Minutenmittelwert des jeweiligen Probanden und seinem Minimum während der gesamten Messung gebildet:

$$\text{SysDiff} = \text{SBD}_{xi} - \text{SBD}(\text{min})$$

wobei

SBD_{xi}: jeweiliger SBD-Wert

SBD(min): Individuelles Minimum des SBD während der gesamten Messung

Gleiches gilt für die **Differenzwerte des diastolischen Blutdrucks (DiaDiff)**:

$$\text{DiaDiff} = \text{DBD}_{xi} - \text{DBD}(\text{min})$$

wobei

DBD_{xi}: jeweiliger DBD-Wert

DBD(min): Individuelles Minimum des DBD während der gesamten Messung

Der **arterielle Mitteldruck (Art.MD)** gilt als Bestandteil des totalen peripheren Widerstands des Gefäßsystems und wurde wie folgt gebildet:

$$\text{Art.MD} = \text{DBD} + 0.33 (\text{SBD} - \text{DBD})$$

wobei

DBD: Diastolischer Blutdruck

SBD: Systolischer Blutdruck

Das **Herzraten-Blutdruck-Produkt (SBP)** wurde wie folgt gebildet:

$$\text{SBP} = \text{HR} \times \text{SBD}$$

wobei

HR: Herzrate (Minutenmittelwert)

SBD: Systolischer Blutdruck

Zusammenfassung der Parameter, die aus den peripherphysiologischen Biosignalen ermittelt wurden:

HR:	Herzrate als beats per minute (bpm)
HRDiff:	Differenz zwischen jeweiligem Verlaufswert und individuellem HR-Minimum
rMSSD:	Wurzel aus Mittleres Quadrat sukzessiver Differenzen der Herzratenvariabilität (engl.: Root Mean Square of Successive Differences)
HRV:	0.1-Hz-Komponente der Herzratenvariabilität (mittleres Frequenzband der HRV: 0.07 – 0.14 Hz)
SCRfreq:	Anzahl der spontanen Hautleitwertsamplituden pro Minute
SCRkorr:	Rangkorrigierte mittlere Amplitude der spontanen Hautleitwertsreaktion
SCLlyk:	Rangkorrigiertes Hautleitwertsniveau
SysBD:	Systolischer Blutdruck, diskontinuierliche oszillometrische Messung (in mmHg)
DiaBD:	Diastolischer Blutdruck, diskontinuierliche oszillometrische Messung (in mmHg)
SysDiff:	Differenz zwischen jeweiligem Verlaufswert und individuellem SysBd- Minimum
DiaDiff:	Differenz zwischen jeweiligem Verlaufswert und individuellem DiaBD- Minimum
Art.MD:	Arterieller Mitteldruck
SBP:	Herzraten-Blutdruckprodukt

2.2.7.4.3 Kennwertbildung der zentralnervösen Daten

2.2.7.4.3.1 EEG: Frequenzanalyse

Die Rohdaten wurden zunächst offline mit einem low cut off von 0,5 Hz und einem high cut off von 40 Hz gefiltert. Außerdem wurde ein 50 Hz-Bandsperrfilter verwendet.

Zur Segmentierung wurden die Daten in Abschnitte in den Prüfphasen von einer Sekunde, ausgehend vom Beginn der Kode-Präsentation, eingeteilt. Für Lern- und Ruhephasen wurden das kontinuierliche Spontan-EEG in artefaktfreie Epochen von einer Sekunde eingeteilt.

Als Artefakte wurden alle Trials mit einem Amplitudenwert von $\pm 100 \mu\text{V}$ gewertet und von der Datenanalyse ausgeschlossen.

Anschließend wurde eine Fast Fourier Transformation mit einem Hanning-Window von 100% durchgeführt. Die Auflösung betrug 1 Hz.

Dann wurden die Amplitudenwerte jedes Trials innerhalb jedes Probanden gemittelt, wobei pro Prüfphase mindestens 20 **richtig beantwortete** und **artefaktfreie** Trials verbleiben mussten, damit der Proband in die Datenerhebung einbezogen werden konnte. Somit verblieben für Kodealphabet 1 $n = 11$ Probanden und für Kodealphabet 2 $n = 12$ Probanden (vgl.: Tab. 7).

	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6
Kode- alphabet 1 (n=11)	69,4 % (37,5)	86,7 % (46,8)	92,4 % (49,9)	95,3 % (51,5)	96,5 % (52,1)	94,3 % (50,9)
Kode- alphabet 2 (n=12)	63,1 % (34,1)	83,3 % (45)	89,7 % (48,4)	92,7 % (50,1)	90,1 % (48,6)	91,2 % (49,3)

Tab. 7: Prozentangaben der verbliebenen Trials (max. 54) pro Prüfphase und Experimentalgruppe (d.h. mittlere Anzahl artefaktfreier und richtig beantworteter Trials pro Proband in jeder Experimentalgruppe (gerundete Angaben; absolute Häufigkeit in Klammern))

Nach den Empfehlungen von Bösel (1996) wurden Frequenzbandgrenzen a priori festgelegt statt diese mit Hilfe einer Hauptkomponentenanalyse für die vorliegende Stichprobe zu ermitteln. Denn in Untersuchungen zur kognitiven Beanspruchung erwiesen sich die vorgeschlagenen Frequenzbänder relativ unabhängig von der jeweiligen Stichprobe und experimentellen Aufgabe (Bösel, 1996, S. 59).

Daher wurden folgende Frequenzbänder a priori festgelegt (Bösel, 1996, S. 61):

Delta	4 – 4,5	Hz
Theta	5 – 7	Hz
Alpha1	7,5 – 10	Hz
Alpha2	10,5 – 12	Hz
Beta1a	12,5 – 14,5	Hz
Beta1b	15 – 17,5	Hz
Beta2	18 – 30	Hz

Es wurden alle genannten Frequenzbänder, außer Delta, ausgewertet, da sich gezeigt hat, dass diese im Zusammenhang mit mentaler Beanspruchung stehen (Bösel, 1992, 1993; Bösel, Mecklinger, Kranz-Raphaélian & Stolpe, 1993; Pennekamp, Bösel, Mecklinger & Ott, 1994; Mecklinger, Kramer & Strayer, 1992; Mecklinger & Bösel, 1989).

Auch in anderen Arbeitsgruppen wurden ähnliche Frequenzbänder zur Untersuchung mentaler Beanspruchung herangezogen (z.B. Brookings, Wilson & Swain, 1996).

Zur Ermittlung der Power (μV^2) wurde ein Zeitfenster von 1 Sek. nach Beginn der Stimuluspräsentation ausgewählt. Durch dieses kurze Zeitfenster wurde sichergestellt, dass keine Trials durch Beginn der Antworten der Probanden (motorisch verursachte Artefakte) aus den Analysen ausgeschlossen werden mussten.

Den Empfehlungen von Bösel (1996, S. 67f.) folgend werden die Ergebnisse in absoluten Powerwerten ausgegeben, anstatt relative Powerwerte zu verwenden. Häufig werden relative Powerwerte verwendet, um a priori Unterschiede zwischen Personen und Ableitorten zu minimieren. Dabei tritt jedoch ein sog. „Waage-Effekt“ ein, der zu Fehleinschätzungen hinsichtlich der Frequenzanteile führen kann. Wenn die Power in einem bestimmten Frequenzband hoch ist, so ist sie in einem oder mehreren anderen Frequenzanteilen naturgemäß geringer. Werden die Werte relativ zu den anderen Frequenzbändern angegeben, können so Fehleinschätzungen die Folge sein.

Die Frequenzanalyse in den beiden Ruhephasen vor und nach dem Experiment wurde analog zu den oben dargestellten Prozeduren durchgeführt. Im Gegensatz zu den Prüfphasen wurden die Zeitfenster hier jedoch nicht durch eine Markerposition festgelegt, sondern durch Segmentierung in äquivalente 1-Sek.-Abschnitte eingeteilt.

Die Elektroden wurden in folgende **Areas** zusammengefasst:

präfrontal: Fp1, Fp2

frontal: F7, F8, F3, F4, Fz

zentral: T3, T4, C3, C4

parietal: T5, T6, P3, P4, Pz

okzipital: O1, O2

Es wurden für alle ausgewerteten Frequenzen diese **Areas** ausgewertet.

2.2.7.4.3.2 EEG: Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale

Die EKPs wurden aus dem kontinuierlich aufgezeichneten EEG ermittelt. Alle falschen Antworten wurden aus der Datenanalyse ausgeschlossen.

Die Rohdaten wurden zunächst einer Band-Pass-Filterung mit einer unteren Grenzfrequenz (low pass frequency) von 8 Hz und einer oberen Grenzfrequenz (high pass frequency) von 0,01 Hz (bei 24db/oct.) unterzogen. Anschließend wurden die Daten in einem Zeitfenster von 1000 mSek. beginnend mit der Stimuluspräsentation (Kode) segmentiert. Die Baseline wurde in einem Zeitfenster von –200 mSek. bis 0 mSek. (Beginn der Stimuluspräsentation) ermittelt. Ein eventueller linearer Trend wurde aus den Daten entfernt und anschließend nochmals die Baseline bestimmt. Das Kriterium der EOG-Artefaktelimination betrug $\pm 100 \mu\text{V}$.

Es wurde eine **positive Komponente im Zeitbereich von 300-600 mSek.** ausgewertet. Dabei wurde die Komponente **als mittlere Fläche** an den 19 Elektrodenpositionen (Fp1, Fp2, F3, F4, Fz, F7, F8, C3, C4, Cz, T3, T4, T5, T6, P3, P4, Pz, O1 und O2) bestimmt.

Für jede Prüfphase wurden die EKPs über alle ausgewerteten Codes und Probanden jeder Experimentalgruppe gemittelt.

Die Elektroden wurden analog zur Frequenzbandauswertung in die beschriebenen **Areas** zusammengefasst.

Die bisherigen Forschungsergebnisse zum Zusammenhang von Gedächtnisabruf und EKP berücksichtigend wurde für die EKP nur das **parietale Area** in die Datenanalyse einbezogen.

2.2.7.5 Methodenbezogene Analysen der psychophysiologischen Daten

Um die messmethodische Güte der psychophysiologischen Parameter bezüglich der vorliegenden Fragestellung zu überprüfen, wurden fünf methodenbezogene Analysen durchgeführt:

1. Testung der **Reliabilität** (Kurzzeit-Stabilität) der peripherphysiologischen Parameter. Eine ausreichende Kurzzeitstabilität gilt als eines der Gütekriterien einer psychophysiologischen Aktivierungsvariablen.
2. Testung auf Unterschiede zwischen beiden Kodealphabeten in der vorexperimentellen Ruhephase 1 zum Ausschluss von **Ausgangswertunterschieden**. Dies ist eine der unbedingten Voraussetzungen der Verwendung der Parameter in den statistischen Analysen.
3. Testung auf Unterschiede zwischen der (postexperimentellen) Ruhephase 2 und der Prüfphase 1 in beiden Kodealphabeten zur Überprüfung der **Sensitivität** der Biosignale hinsichtlich mentaler Beanspruchung der vorliegenden Art (Dekodierungsprozesse). Dies ist die zweite unbedingte Voraussetzung der Verwendung der Parameter in den statistischen Analysen.
4. Testung auf Unterschiede zwischen der vorexperimentellen Ruhephase 1 und der postexperimentellen Ruhephase 2 **zum Ausschluss von Unterschieden zwischen beiden Ruhephasen und damit der Überprüfung der Wirksamkeit der Ruhephase 2**. Letzteres ist die Voraussetzung zur Verwendung der Ruhephase 2 bei der folgenden Überprüfung der Sensitivität der Parameter.
5. Testung auf Unterschiede zwischen der letzten Prüfphase und der anschließenden Ruhephase 2 zur Überprüfung **der Sensitivität der Biosignale auf mentale Beanspruchung in hochgeübten Zustand** der Probanden. Dies ist im Hinblick auf die vorliegende Fragestellung von besonderer Bedeutung. Gerade in den letzten Prüfphasen sollen die physiologischen Daten einen Informationsgewinn gegenüber den Leistungsdaten erbringen.

2.2.7.5.1 Reliabilitätsprüfungen der peripherphysiologischen Daten

Die instrumentelle Zuverlässigkeit, speziell der peripherphysiologischen Parameter, kann nicht immer a priori vorausgesetzt werden. Daher hat sich die Reliabilitätsanalyse peripherphysiologischer Parameter als sinnvoll erwiesen (s. z.B. Hörhold, 1994).

Die Reliabilitätsprüfung der untersuchten psychophysiologischen Variablen gilt als eines der Bestimmungskriterien einer Aktivierungsvariablen. Eine hohe Kurzzeit-Stabilität ist ein Indikator für die instrumentelle Zuverlässigkeit der Variable (Walschburger, 1976). Dabei wurde hier ein Mindestkriterium von $r > .50$ angelegt (z.B. Hörhold, 1994; Vogt & Kastner, 2001).

	Prüf 1/ Prüf 2	Prüf 2/ Prüf 3	Prüf 3/ Prüf 4	Prüf 4/ Prüf 5	Prüf 5/ Prüf 6
HR					
Kodealphabet 1	.82 (p < .00)	.82 (p < .00)	.98 (p < .00)	.98 (p < .00)	.98 (p < .00)
Kodealphabet 2	.98 (p < .00)	.98 (p < .00)	.96 (p < .00)	.98 (p < .00)	.98 (p < .00)
HR-DIFF					
Kodealphabet 1	.86 (p < .00)	.86 (p < .00)	.92 (p < .00)	.87 (p < .00)	.86 (p < .00)
Kodealphabet 2	.94 (p < .00)	.89 (p < .00)	.91 (p < .00)	.91 (p < .00)	.91 (p < .00)
HRV					
Kodealphabet 1	.77 (p < .00)	.74 (p < .00)	.76 (p < .00)	.79 (p < .00)	.54 (p = .02)
Kodealphabet 2	.51 (p = .04)	.61 (p = .01)	.48 (p = .05)	.61 (p = .02)	.67 (p < .00)
rMSSD					
Kodealphabet 1	.67 (p < .00)	.96 (p < .00)	.96 (p < .00)	.94 (p < .00)	.96 (p < .00)
Kodealphabet 2	.91 (p < .00)	.85 (p < .00)	.85 (p < .00)	.93 (p < .00)	.91 (p < .00)
SCRfreq					
Kodealphabet 1	.87 (p < .00)	.94 (p < .00)	.94 (p < .00)	.94 (p < .00)	.95 (p < .00)
Kodealphabet 2	.72 (p < .00)	.90 (p < .00)	.84 (p < .00)	.96 (p < .00)	.90 (p < .00)
SCRkorr					
Kodealphabet 1	.79 (p < .00)	.81 (p < .00)	.85 (p < .00)	.93 (p < .00)	.72 (p = .01)
Kodealphabet 2	.85 (p < .00)	.59 (p = .02)	.57 (p = .02)	.67 (p < .00)	.76 (p < .00)
SCLlyk					
Kodealphabet 1	.61 (p = .04)	.90 (p < .00)	.95 (p < .00)	.96 (p < .00)	.94 (p < .00)
Kodealphabet 2	.79 (p < .00)	.89 (p < .00)	.94 (p < .00)	.77 (p < .00)	.59 (p = .02)
SysBD					
Kodealphabet 1	.67 (p < .00)	.96 (p < .00)	.88 (p < .00)	.90 (p < .00)	.91 (p < .00)
Kodealphabet 2	.84 (p < .00)	.92 (p < .00)	.91 (p < .00)	.82 (p < .00)	.79 (p < .00)
SysDiff					
Kodealphabet 1	.41 (p = .10)	.80 (p < .00)	.48 (p = .05)	.57 (p = .02)	.55 (p = .02)
Kodealphabet 2	.45 (p = .05)	.76 (p < .00)	.76 (p < .00)	.56 (p = .01)	.36 (p = .14)
DiaBD					
Kodealphabet 1	.64 (p < .00)	.73 (p < .00)	.79 (p < .00)	.91 (p < .00)	.91 (p < .00)
Kodealphabet 2	.78 (p < .00)	.87 (p < .00)	.71 (p < .00)	.88 (p < .00)	.75 (p < .00)
DiaDiff					
Kodealphabet 1	.25 (p = .34)	.42 (p = .10)	.46 (p = .07)	.68 (p < .00)	.58 (p = .01)
Kodealphabet 2	.54 (p = .02)	.64 (p < .00)	.21 (p = .31)	.66 (p < .00)	.31 (p = .20)

<u>Art.MD</u>					
Kodealphabet 1	.69 (p < .00)	.89 (p < .00)	.88 (p < .00)	.94 (p < .00)	.93 (p < .00)
Kodealphabet 2	.86 (p < .00)	.94 (p < .00)	.88 (p < .00)	.88 (p < .00)	.83 (p < .00)
<u>SBP</u>					
Kodealphabet 1	.75 (p < .00)	.97 (p < .00)	.92 (p < .00)	.95 (p < .00)	.94 (p < .00)
Kodealphabet 2	.92 (p < .00)	.91 (p < .00)	.94 (p < .00)	.90 (p < .00)	.89 (p < .00)

Tab. 8: Die Kurzzeitstabilitäten der peripherphysiologischen Parameter (gemessen als Pearson-Korrelation zwischen unmittelbar benachbarten Prüfphasen) für Probandengruppen „Kodealphabet 1“ und „Kodealphabet 2“ (Korr. $r < .50$ sind hervorgehoben).

Trotz der geringen Gesamtstichprobengröße (Kodealphabet 1: $n = 16$ Pbn; Kodealphabet 2: $n = 18$ Pbn) wurde hier die teststärkere Pearson-Korrelation verwendet. Um sicher zu gehen, dass Verteilungsverzerrungen aufgrund der geringen Stichprobengröße die Ergebnisse nicht verfälschen, wurden alle Reliabilitätsprüfungen mit nicht-parametrischen Testverfahren (Spearman-Korrelation) wiederholt, was in keinem Fall zu veränderten Ergebnissen führte, weshalb hier die Darstellung der Ergebnisse mit den teststärkeren parametrischen Pearson-Korrelationen beibehalten wurde.

Fast alle peripherphysiologischen Parameter erreichten bezüglich der benachbarten Prüfphasen 1 bis 6 ausreichend hohe Reliabilitäten ($r > .50$) (z.B. Hörhold, 1994; Vogt & Kastner, 2001) (vgl. Tab. 8).

Für einige Parameter konnte jedoch nicht die notwendige Reliabilität nachgewiesen werden.

Die **HRV** erreicht in der Korrelation der Prüfphasen 2 und 3 in Kodealphabet 2 nicht die geforderte Reliabilität. Auch weitere Reliabilitäten dieses Parameters sind schwach ($r < .60$).

Außerdem weisen die **Blutdruck-Parameter** und die auf ihnen beruhenden Parameter geringere Reliabilitäten auf ($r < .60$). Besonders die **Differenzwerte des systolischen und diastolischen Blutdrucks** unterschreiten das definierte Kriterium. Dies ist aufgrund der diskontinuierlichen Blutdruckmessungen nicht anders zu erwarten, da mit dieser Messtechnik nur im Abstand von einigen Minuten ein Wert erhoben wird, der oft nur wenig mit dem vorangegangenen Wert korreliert. Somit ist dieses Ergebnis als methodendependent zu bewerten.

2.2.7.5.2 Testung auf Ausgangswertunterschiede

Um die Ergebnisse zu möglichen Unterschieden in beiden Experimentalgruppen auf die Variation der Bedingungen zurückführen zu können, müssen zunächst **Ausgangswertunterschiede in der vorexperimentellen Ruhephase 1** ausgeschlossen werden. Für die ereigniskorrelierten Hirnpotenziale konnte diese Analyse nicht durchgeführt werden, da in den Ruhephasen keine Stimuli präsentiert wurden und daher per definitionem keine EKPs aus dem Spontan-EEG berechnet werden konnten.

Für die Blutdruckparameter wurden die Werte **vor** der Ruhephase 1 als Ausgangswert verwendet.

Für die EEG-Frequenzbänder werden nur dann Ausgangswertanalysen dargestellt, wenn sich in der Varianzanalyse mindestens ein signifikanter Haupteffekt über die Prüfphasen (Innersubjekteffekt) oder zwischen den Gruppen (Zwischensubjekteffekt) zeigte.

Parameter	Gruppe	Mittelwert Ruhephase 1	SD	T	p
SCRfreq.	Kodealphabet 1	2,34	3,27	0,53	.60
	Kodealphabet 2	1,79	1,77		
SCRkorr	Kodealphabet 1	0,13	0,068	0,58	.56
	Kodealphabet 2	0,11	0,099		
SCLlyk.	Kodealphabet 1	0,27	0,16	-0,42	.67
	Kodealphabet 2	0,31	0,21		
HR	Kodealphabet 1	78,7	11,6	-0,35	.72
	Kodealphabet 2	80,6	09,7		
HRDiff	Kodealphabet 1	7,9	4,43	-0,75	.45
	Kodealphabet 2	9,2	5,71		
HRV	Kodealphabet 1	21,8	9,71	-2,73	.01
	Kodealphabet 2	32,2	11,25		
rMSSD	Kodealphabet 1	39,1	19,4	0,85	.40
	Kodealphabet 2	34,2	11,4		
SysBD (vor Ruhephase1)	Kodealphabet 1	117,6	13,0	-0,13	.89
	Kodealphabet 2	118,1	09,7		
SysDiff (vor Ruhephase 1)	Kodealphabet 1	6,6	5,4	-1,37	.18
	Kodealphabet 2	9,3	7,3		
DiaBD (vor Ruhephase 1)	Kodealphabet 1	73,7	7,6	-0,06	.94
	Kodealphabet 2	73,8	7,2		

DiaDiff (vor Ruhephase 1)	Kodealphabet 1	6,1	3,4	-0,86	.40
	Kodealphabet 2	7,2	4,0		
Art.MD	Kodealphabet 1	88,1	8,5	-0,110	.91
	Kodealphabet 2	88,4	6,6		
SBP	Kodealphabet 1	9477,5	2047,53	0,21	.83
	Kodealphabet 2	9348,06	1337,04		
EEG: frontales Theta-Band	Kodealphabet 1	0,038	0,025	0,95	.35
	Kodealphabet 2	0,029	0,022		
EEG: frontales Alpha-1- Band	Kodealphabet 1	0,070	0,080	0,73	.47
	Kodealphabet 2	0,047	0,065		
EEG: frontales Alpha-2- Band	Kodealphabet 1	0,033	0,021	-0,12	.90
	Kodealphabet 2	0,034	0,038		
EEG: frontales Beta-2-Band	Kodealphabet 1	0,006	0,004	0,40	.68
	Kodealphabet 2	0,005	0,005		
EEG: zentrales Beta-2-Band	Kodealphabet 1	0,013	0,010	0,00	1.00
	Kodealphabet 2	0,013	0,014		
EEG: parietales Beta-2-Band	Kodealphabet 1	0,018	0,015	-0,47	.64
	Kodealphabet 2	0,023	0,032		

Tab. 9: Ausgangswertanalysen für alle psychophysiologischen Parameter (T-Test für unabhängige Stichproben auf Unterschiede in der Ruhephase 1).

Fast alle berechneten Parameter zeigen keine Ausgangswertunterschiede. Nur die HRV zeigt zwischen beiden Gruppen einen Ausgangswertunterschied (vgl. Tab. 9).

2.2.7.5.3 Testung auf Sensitivität der psychophysiologischen Parameter

Als nächste methodenbezogene Analyse wurde zur **Überprüfung der Sensitivität der psychophysiologischen Parameter** für jedes Kodealphabet separat **Unterschiede zwischen der postexperimentellen Ruhephase 2 und der Prüfphase 1** durchgeführt (z.B. Walschburger, 1976; Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek & Müller, 1979).

Die Testung der Sensitivität ist insofern notwendig, als nicht a priori davon ausgegangen werden kann, dass sich die mentale Beanspruchung auch im psychophysiologischen Datenbereich zeigt. Denn gerade bei der hier operationalisierten eher schwachen Intensität mentaler Belastung könnten einige Biosignale keine Veränderung gegenüber der Ruhe zeigen, da die verschiedenen Biosignale unterschiedliche Sensitivität besitzen, was z.B. durch die **Kennlinien von Lader** (vgl. Schandry, 1996) ausgedrückt wird.

Durch das Fehlen eines, idealerweise verwendeten, absoluten biologischen Ruhewertes, wie er z.B. im nächtlichen Tiefschlaf in Feldstudien näherungsweise ermittelt wird, wurde im vorliegenden Fall hilfsweise **der individuelle Mittelwert der postexperimentellen Ruhephase 2** als Ruhewert für die folgenden Berechnungen verwendet.

Es kann davon ausgegangen werden, dass im Vergleich zu allen anderen Experimentalphasen in der Ruhephase 2 die niedrigsten Werte erreicht wurden. Von einer Verwendung der Ruhephase 1 wurde wegen möglicherweise auftretender antizipativer physiologischer Erregung unmittelbar vor Beginn des Experiments zugunsten der Ruhephase 2 verzichtet. Die unten dargestellte Testung auf Unterschiede zwischen beiden Ruhephasen verdeutlicht die Richtigkeit der Verwendung der Ruhephase 2 als Ruhewert.

In den peripherphysiologischen Parametern sollte in der Prüfphase 1 als Zeichen der mentalen Beanspruchung in allen Parametern signifikant höhere Werte erreicht werden als in der Ruhephase 2.

Für die EEG-Frequenzbänder wurde nicht die Prüfphase 1 als Belastungswert ausgewählt, sondern es wurden die Prüfphasen zusammengefasst, da, außer im Beta-2-Band, zumeist kein signifikanter Haupteffekt über den Verlauf der Prüfphasen zu verzeichnen war. Diese zusammengefassten Prüfphasen wurden gegen die zusammengefassten Ruhephasen und die Lernphase auf Mittelwertsunterschiede getestet.

Für die einzelnen **EEG-Frequenzen** wurden nur dann die entsprechenden Analysen dargestellt, wenn in mindestens einem Hirnareal ein signifikanter Haupteffekt über die Prüfphasen (Innersubjekteffekt) oder zwischen beiden Gruppen (Zwischensubjekteffekt) bezüglich der Prüfphasen nachzuweisen war.

Parameter	Gruppe	Mittelwert Ruhe 2	SD	Mittelwert Prüfphase 1	SD	T	p
SCRfreq.	Kode- alphabet 1	1,7	1,5	7,8	4,4	5,8	.00
	Kode- alphabet 2	1,1	1,6	6,8	2,9	8,3	.00
SCRkorr	Kode- alphabet 1	0,09	0,06	0,19	0,06	3,6	.00
	Kode- alphabet 2	0,05	0,036	0,16	0,06	5,7	.00
SCLlyk.	Kode- alphabet 1	0,16	0,10	0,51	0,11	7,8	.00
	Kode- alphabet 2	0,08	0,10	0,45	0,21	6,7	.00
HR	Kode- alphabet 1	76,1	11,1	87,5	13,8	4,0	.00
	Kode- alphabet 2	80,1	10,5	87,5	13,6	4,3	.00
HRDiff	Kode- alphabet 1	5,3	2,3	17,6	11,4	4,0	.00
	Kode- alphabet 2	9,3	3,9	16,7	7,2	4,3	.00
HRV	Kode- alphabet 1	23,4	9,7	35,5	10,2	4,0	.00
	Kode- alphabet 2	31,3	13,5	34,1	10,2	1,0	.31
rMSSD	Kode- alphabet 1	40,1	21,3	31,5	14,5	- 2,1	.05
	Kode- alphabet 2	32,9	13,0	34,1	11,7	0,5	.58
SysBD	Kode- alphabet 1	117,8	12,8	127	17,3	2,5	.02
	Kode- alphabet 2	115,4	10,6	123,2	14,8	4,1	.00

SysDiff	Kode- alphabet 1	6,6	5,6	15,8	14,2	2,5	.02
	Kode- alphabet 2	5,8	5,0	13,9	8,7	4,1	.00
<hr/>							
DiaBD	Kode- alphabet 1	73,8	8,5	77,8	9,2	2,2	.04
	Kode- alphabet 2	73,8	7,3	75,8	8,1	1,1	.29
<hr/>							
DiaDiff	Kode- alphabet 1	6,1	5,0	10,1	6,6	2,2	.04
	Kode- alphabet 2	6,7	5,8	9,2	5,3	1,1	.29
<hr/>							
Art.MD	Kode- alphabet 1	88,3	9,5	94,0	10,6	2,8	.01
	Kod- ealphabet 2	87,5	7,3	91,5	10,0	2,6	.02
<hr/>							
SBP	Kode- alphabet 1	9166	1970	10684	2383	3,0	.01
	Kod- ealphabet 2	9520	1655	10367	2229	2,6	.02

Tab. 11: Unterschiede in den peripherphysiologischen Parametern zwischen Ruhephase 2 (postexperimentell) und Prüfphase 1 für beide Gruppen (T-Test für abhängige Stichproben).

Parameter	Gruppe	Mittelwert Ruhe 2	SD	Mittelwert Prüfphasen zsgf.	SD	T	p
Theta-Band (frontal)	Kode- alphabet 1 (n = 11)	0,0594	0,0464	0,1380	0,0771	- 4,15	.00
	Kode- alphabet 2 (n = 12)	0,0329	0,0257	0,0825	0,0280	- 7,43	.00
<hr/>							
Alpha-1- Band (frontal)	Kode- alphabet 1 (n = 11)	0,0840	0,0821	0,0988	0,0579	- 1,13	.28
	Kode- alphabet 2 (n = 12)	0,0624	0,0598	0,0595	0,0343	0,24	.80
<hr/>							
Alpha-2- Band (frontal)	Kode- alphabet 1 (n = 11)	0,0440	0,0529	0,0710	0,0467	- 1,27	.23
	Kode- alphabet 2 (n = 12)	0,0215	0,0151	0,0463	0,0240	- 3,70	.00

Beta-2-Band (frontal)	Kode-alphabet 1 (n = 11)	0,0087	0,0088	0,0355	0,0332	- 3,47	.00
	Kode-alphabet 2 (n = 12)	0,0057	0,0037	0,0280	0,0212	- 3,95	.00
Beta-2-Band (zentral)	Kode-alphabet 1 (n = 11)	0,0153	0,0127	0,0465	0,0308	- 5,39	.00
	Kode-alphabet 2 (n = 12)	0,0110	0,0062	0,0450	0,0213	- 6,52	.00
Beta-2-Band (parietal)	Kode-alphabet 1 (n = 11)	0,0187	0,0122	0,0477	0,0332	- 4,17	.00
	Kode-alphabet 2 (n = 12)	0,0162	0,0079	0,0499	0,0233	-6,66	.00

Tab. 12: Unterschiede in den EEG-Frequenzbändern zwischen Ruhephase 2 (postexperimentell) und zusammengefassten Prüfphasen für beide Gruppen (T-Test für abhängige Stichproben).

Es zeigten viele, aber nicht alle Parameter in beiden Kodealphabeten die erwartete Reaktion. Allerdings zeigen alle peripherphysiologischen Parameter einen Verlauf über das gesamte Experiment, der sich von den Ruhewerten unterscheidet. Dies ist die notwendige Voraussetzung für lineare Aussagen, wie sie in der Hypothese 3 ausgedrückt werden, da dies zeigt, dass keine „Boden“- oder „Deckeneffekte“, verursacht durch Extremwerte, vorliegen. Die **Ergebnisse der Einzeltests** zeigen für die **peripherphysiologischen Parameter**, dass viele Parameter in der Prüfphase 1 signifikant höhere Werte aufweisen als in der Ruhephase 2. Die HRV, das rMSSD, der DiaBD und die DiaDiff zeigten in Kodealphabet 2 **keinen** signifikanten Anstieg.

Die **Ergebnisse für die EEG-Frequenzen** zeigen, dass die zusammengefassten Prüfphasen ebenfalls nicht in allen Frequenzen mit mindestens einem signifikanten Haupteffekt höhere Werte als die Ruhephase 2 (vgl. Tab. 11 und Tab. 12) erreichen. Im frontalen Alpha-1- und Alpha-2-Band konnte kein signifikanter Unterschied zwischen der Ruhephase 2 und den zusammengefassten Prüfphasen nachgewiesen werden. Im frontalen Alpha-2-Band zeigte sich der erwartete Unterschied nur in Kodealphabet 2.

2.2.7.5.4 Testung auf Unterschiede zwischen vor- und nachexperimenteller Ruhephase

Weiterhin wurde zur **Überprüfung der Wirksamkeit der postexperimentellen Ruhephase 2** die **vorexperimentelle Ruhephase (Ruhephase 1)** und die **postexperimentelle Ruhephase (Ruhephase 2)** miteinander verglichen.

Die Probanden hätten nach dem Experiment in der Ruhephase 2 mindestens wieder auf dem vorexperimentellen Niveau zurückgekehrt sein sollen. Daher waren entweder keine Unterschiede oder signifikant geringere Werte in der Ruhephase 2 zu erwarten gewesen.

Bezüglich der EEG-Frequenzen wurden wiederum nur diejenigen Frequenzbänder dargestellt, in denen mindestens ein Zwischensubjekt- oder Innersubjekteffekt in der Varianzanalyse auftrat. Die sechs Prüfphasen wurden zusammengefasst.

Parameter	Gruppe	Mittelwert Ruhephase 1	SD	Mittelwert Ruhephase 2	SD	T	p
SCRfreq.	Kode-alphabet 1	2,3	3,2	1,6	1,4	1,0	.30
	Kode-alphabet 2	1,7	1,7	1,1	1,6	1,4	.16
SCRkorr	Kode-alphabet 1	0,131	0,068	0,094	0,061	1,6	.12
	Kode-alphabet 2	0,111	0,099	0,053	0,063	1,9	.07
SCLlyk.	Kode-alphabet 1	0,274	0,165	0,165	0,104	1,5	.14
	Kode-alphabet 2	0,307	0,219	0,079	0,094	3,7	.00
HR	Kode-alphabet 1	78,7	11,6	76,0	11,0	2,3	.03
	Kode-alphabet 2	80,0	9,7	80,1	10,5	-0,05	.95
HRDiff	Kode-alphabet 1	7,9	4,4	5,2	2,2	2,3	.03
	Kode-alphabet 2	9,2	5,7	9,3	3,9	-0,05	.95
HRV	Kode-alphabet 1	21,8	9,7	23,4	9,6	-0,56	.58

	Kode- alphabet 2	32,2	11,2	31,2	13,4	0,32	.74
rMSSD	Kode- alphabet 1	39,1	19,4	40,0	21,5	-0,45	.65
	Kode- alphabet 2	34,4	11,4	32,9	13,0	0,67	.51
SysBD (jeweils nach Ruhephase)	Kode- alphabet 1	117,5	13,0	117,8	12,7	-0,13	.89
	Kode- alphabet 2	118,5	9,9	115,3	10,7	1,6	.12
SysDiff (jeweils nach Ruhephase)	Kode- alphabet 1	4,3	5,2	6,6	5,6	-0,13	.89
	Kode- alphabet 2	2,8	4,6	5,8	5,0	1,6	.12
DiaBD (jeweils nach Ruhephase)	Kode- alphabet 1	73,6	6,7	73,7	8,5	-0,05	.95
	Kode- alphabet 2	73,8	6,4	73,8	7,3	0,03	.97
DiaDiff (jeweils nach Ruhephase)	Kode- alphabet 1	2,9	3,9	6,1	5,0	-0,05	.95
	Kode- alphabet 2	5,0	4,9	6,7	5,8	0,03	.97
Art.MD	Kode- alphabet 1	88,1	8,5	88,2	9,4	-0,10	.91
	Kode- alphabet 2	88,6	6,8	87,5	7,2	0,80	.43
SBP	Kode- alphabet 1	9477,5	2047,5	9165,5	1970,0	0,99	.33
	Kode- alphabet 2	9335,6	1379,8	9520,3	1655,3	-0,65	.52
EEG: frontales Theta-Band	Kode- alphabet 1	0,0388	0,0258	0,0594	0,0464	-2,6	.02
	Kode- alphabet 2	0,0292	0,0221	0,0329	0,0257	-0,51	.61
EEG: frontales Alpha-1- Band	Kode- alphabet 1	0,0702	0,0804	0,0840	0,0821	-1,8	.08
	Kode- alphabet 2	0,0477	0,0656	0,0450	0,0533	0,37	.71
EEG: frontales Alpha-2- Band	Kode- alphabet 1	0,0333	0,0218	0,0440	0,0529	-0,72	.48
	Kode- alphabet 2	0,0349	0,0385	0,0215	0,0151	1,3	.21
EEG: frontales Beta-2-Band	Kode- alphabet 1	0,00616	0,00416	0,00872	0,00886	-1,4	.17
	Kode- alphabet 2	0,00531	0,00570	0,00570	0,00377	-0,22	.82

EEG: zentrales Beta-2-Band	Kode- alphabet 1	0,0130	0,0106	0,0153	0,0127	-0,90	.38
	Kode- alphabet 2	0,0130	0,0144	0,0110	0,0062	0,57	.60
EEG: parietales Beta-2-Band	Kode- alphabet 1	0,0186	0,0152	0,0187	0,0122	-0,03	.97
	Kode- alphabet 2	0,0235	0,0328	0,0162	0,0079	0,86	.40

Tab. 10: Unterschiede zwischen Ruhephase 1 und Ruhephase 2 für beide Gruppen (T-Test für abhängige Stichproben in den peripherphysiologischen Parametern).

Die **Ergebnisse** zeigen, dass fast alle Parameter **keine Unterschiede zwischen Ruhephase 1 und Ruhephase 2** aufweisen oder sogar in Ruhephase 2 geringere Werte aufweisen. Gegenläufige Tendenzen zeigen in Kodealphabet 1 die HRV, das rMSSD, der SysBD, die SysDiff, die DiaDiff und das Art.MD und in Kodealphabet 2 das SBP, die aber alle weit jenseits des Signifikanzniveaus liegen und somit auf Zufall beruhen.

Die **EEG-Frequenzen** zeigen oft höhere Werte in Ruhephase 2 an, was aber nur für Kodealphabet 1 im frontalen Theta-Band signifikant ist (vgl. Tab. 10).

2.2.7.5.5 Testung auf mentale Beanspruchung in der letzten Prüfphase (steady state)

Als weitere methodenbezogene Analyse wurden die **Werte der Prüfphase 6 mit der anschließenden Ruhephase 2** verglichen.

Ziel dieser Analyse ist es zu zeigen, dass auch in der letzten Prüfphase, wenn die Probanden, nach fünfmaliger Wiederholung der Kodealphabeten über die vorausgegangenen Prüfphasen, im hochgeübten Zustand die Codes dekodieren, sich noch Unterschiede zum Ruhezustand in der Physiologie zeigen lassen. Erst dann kann für die Biosignale eine hinreichende Sensitivität für die Analyse der im Zentrum der Fragestellung der vorliegenden Untersuchung stehenden Dekodierungsprozesse postuliert werden.

Parameter	Gruppe	Mittelwert Prüfphase 6	SD	Mittelwert Ruhephase 2	SD	T	p
SCRfreq.	Kodealphabet 1	4,6	3,3	1,6	1,4	4,1	.00
	Kodealphabet 2	3,7	3,1	1,1	1,6	4,2	.00
SCRkorr	Kodealphabet 1	0,161	0,067	0,094	0,061	2,8	.01
	Kodealphabet 2	0,100	0,053	0,053	0,063	3,0	.00
SCLlyk.	Kodealphabet 1	0,301	0,179	0,165	0,104	4,5	.00
	Kodealphabet 2	0,246	0,174	0,079	0,094	4,8	.00
HR	Kodealphabet 1	79,0	09,8	76,0	11,0	3,3	.00
	Kodealphabet 2	82,9	11,6	80,1	10,5	2,7	.01
HRDiff	Kodealphabet 1	8,2	3,2	5,2	2,2	3,3	.00
	Kodealphabet 2	12,1	4,4	9,3	3,9	2,7	.01
HRV	Kodealphabet 1	37,3	10,6	23,4	09,6	5,7	.00
	Kodealphabet 2	39,6	11,8	31,2	13,4	2,3	.03

rMSSD	Kode- alphabet 1	40,8	18,9	40,0	21,5	0,49	.62
	Kode- alphabet 2	34,3	13,2	32,9	13,0	0,66	.51
SysBD (nach Ruhephase 2)	Kode- alphabet 1	120,5	13,4	117,8	12,7	1,6	.12
	Kode- alphabet 2	119,5	10,1	115,3	10,7	4,5	.00
SysDiff (nach Ruhephase 2)	Kode- alphabet 1	9,2	5,6	6,6	5,6	1,6	.12
	Kode- alphabet 2	10,2	5,2	5,8	5,0	4,5	.00
DiaBD (nach Ruhephase 2)	Kode- alphabet 1	75,6	6,4	73,7	8,5	1,7	.10
	Kode- alphabet 2	76,0	6,0	73,8	7,3	1,4	.17
DiaDiff (nach Ruhephase 2)	Kode- alphabet 1	8,0	2,8	6,1	5,0	1,7	.10
	Kode- alphabet 2	9,0	3,6	6,7	8,8	1,4	.17
Art.MD	Kode- alphabet 1	90,4	7,9	88,2	9,4	1,9	.07
	Kode- alphabet 2	90,3	7,0	87,5	7,2	2,3	.03
SBP	Kode- alphabet 1	9591,9	1754,5	9165,5	1970,0	1,7	.09
	Kode- alphabet 2	9978,6	1769,7	9520,3	1655,3	3,3	.00

Tab. 13: Unterschiede zwischen Prüfphase 6 und postexperimenteller Ruhephase 2 für beide Gruppen (T-Test für abhängige Stichproben in den peripherphysiologischen Parametern).

Die **Ergebnisse zu den peripherphysiologischen Parametern** zeigen für die elektrodermalen Parameter und für die HR-Parameter die erwarteten Unterschiede zwischen Prüfphase 6 und Ruhephase 2. Das rMSSD und die Blutdruckparameter zeigen nicht immer die erwünschten Signifikanzen in den Mittelwertsunterschieden, was auf eine mangelnde Sensitivität für die vorliegende mentale Beanspruchung durch Dekodierungsprozesse in geübtem Zustand der Probanden hinweist. Die Werte für den Art.MD und das SBP liegen mit statistischen Trends von $p < .10$ noch im annehmbaren Bereich.

Die **Ergebnisse zu den EEG-Frequenzen** zeigen insgesamt befriedigende Signifikanzen in den meisten Frequenzen. Im frontalen Alpha-1- und Alpha-2-Band zeigten entweder beide Kodealphabeten oder Kodealphabet 1 keinen signifikanten Unterschied zwischen der Ruhephase 2 und den zusammengefassten Prüfphasen (vgl. Tab. 13).

Parameterselection

Aufgrund der oben dargestellten Ergebnisse der Vortests mussten einige physiologische Parameter von der weiteren Datenanalyse ausgeschlossen werden. Als Ausschlusskriterium diente die *Sensitivität des Parameters*, die *Reliabilität des Parameters* oder *ein fehlender Unterschied zwischen der Prüfphase 6 und der anschließenden Ruhephase 2*. Das letzte Kriterium ist für die vorliegende Arbeit von besonderer Bedeutung, da gerade in hochgeübtem Zustand der Probanden, wenn durch Lernprozesse die mentale Beanspruchung verringert wurde, sich dennoch Unterschiede in den physiologischen Parameter zeigen sollten.

- Die **0.1-Hz-Komponente der Herzratenvariabilität (HRV)** verfehlte das Reliabilitätskriterium (bezüglich Kodealphabet 2), weshalb die instrumentelle Zuverlässigkeit des Parameters in Zweifel gezogen werden kann.

Bedeutsamer ist jedoch die nicht ausreichende Sensitivität des Parameters (bezüglich Kodealphabet 2).

Andererseits könnte eingewendet werden, dass die mangelnde Sensitivität auch auf die Auswahl des Kriteriums der Ruhephase 2 zurückgeführt werden kann. Denn unter Ruhebedingungen nimmt der Einfluss des Parasympathikus auf diesen Parameter, der sympathischen und parasympathischen Einflüssen unterliegt, zu, so dass der prozentuale Anteil der 0.1-Hz-Komponente an der Gesamtvarianz abnimmt. Eine Abnahme an der Gesamtvarianz ist aber auch unter mentaler Beanspruchung, wie in Prüfphase 1, zu beobachten, so dass es zu keinem signifikanten Unterschied zwischen beiden Experimentalphasen kommt.

Weiterhin ergab sich ein Ausgangswertunterschied in der Ruhephase 1 zwischen beiden Gruppen, so dass eine Interpretation möglicher späterer Unterschiede zwischen beiden Gruppen erschwert würde. Daher wurde dieser Parameter von der weiteren Datenanalyse ausgeschlossen.

- Weiterhin muss das **multiple Quadrat sukzessiver Differenzen der Herzratenvariabilität (rMSSD)** von der weiteren Datenanalyse ausgeschlossen werden. Auch bei diesem Parameter wurde eine nicht hinreichende Sensitivität (bezüglich Kodealphabet 2) festgestellt. Weiterhin bestehen (bezüglich beider Kodealphabeten) keine signifikanten Unterschiede zwischen der Prüfphase 6 und der anschließenden Ruhephase 2, was aber im Hinblick auf die vorliegende Fragestellung wünschenswert gewesen wäre.
- Der **systolische Blutdruck (SysBD)** zeigte einen fehlenden Unterschied zwischen Prüfphase 6 und anschließender Ruhephase 2 in Kodealphabet 1.
- Die **systolische Blutdruckdifferenz (SysDiff)** zeigte mehrere methodische Schwächen. Es zeigte sich eine mangelnde Reliabilität in beiden Kodealphabeten und ein fehlender Unterschied zwischen Prüfphase 6 und der Ruhephase 2 in Kodealphabet 1. Weiterhin zeigte sich ein (nicht signifikanter) Ausgangswertunterschied zwischen beiden Kodealphabeten.
- Der **diastolische Blutdruck (DiaBD)** zeigte eine mangelnde Sensitivität in Kodealphabet 1 und einen fehlenden Unterschied zwischen Prüfphase 6 und der Ruhephase 2 (in beiden Kodealphabeten).
- Auch die **diastolische Blutdruckdifferenz (DiaDiff)** wird von weiteren Analysen ausgeschlossen. Es konnte nur eine unzureichende Sensitivität in Kodealphabet 2 nachgewiesen werden. Weiterhin fehlte dem Parameter eine zufriedenstellende Reliabilität bezüglich beider Kodealphabeten. Hinzu kommt ein fehlender Unterschied zwischen Prüfphase 6 und anschließender Ruhephase 2 in beiden Kodealphabeten.
- Die **frontale Alpha-1-** und die **frontale Alpha-2-Frequenz** des EEG werden ebenfalls aus weiteren Analysen ausgeschlossen, da sie nur eine mangelnde Sensitivität besaßen. Es ergab sich kein Unterschied zwischen den zusammengefassten Prüfphasen und der anschließenden Ruhephase 2.

Alle anderen ursprünglich berechneten physiologischen Parameter wurden in die weiteren Datenanalysen einbezogen.

2.2.7.6 Variablenliste

Durch den Ausschluss der oben genannten Parameter ergibt sich folgende reduzierte Variablenliste mit physiologischen Parametern, die in die weitere Datenanalyse eingeschlossen wurden:

Variablenliste der ausgewerteten physiologischen Parameter:

Peripherphysiologische Parameter:

1. HR: Herzrate als beats per minute (bpm)
2. HRDiff: Differenz zwischen jeweiligem Verlaufswert und individuellem HR-Minimum
3. SCRfreq: Anzahl der spontanen Hautleitwertsamplituden pro Minute
4. SCRkorr: Rangkorrigierte mittlere Amplitude der spontanen Hautleitwertsreaktion
5. SCLlyk: Rangkorrigiertes Hautleitwertsniveau
6. Art.MD: Arterieller Mitteldruck
7. SBP: Herzraten-Blutdruckprodukt

Zentralnervöse Parameter:

Frequenzbänder (n. Bösel, 1996, S. 61):

1. Theta 5 – 7 Hz
2. Beta2 18 – 30 Hz
3. Ereigniskorreliertes Hirnpotential (EKP) (was ohne Vortests in die Analyse einbezogen wurde, da die meisten der oben durchgeführten methodenbezogenen Analysen Ruhemessungen erforderten, die definitionsgemäß beim EKP nicht erfolgen konnten).

2.3 Ergebnisse

Die statistische Auswertung aller Daten erfolgte mit dem Software-Programm SPSS 10.0.

Für die inferenzstatistische Analyse der Daten wurden Varianzanalysen mit Messwiederholung (MANOVA) berechnet. Dabei wurde ein Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen (Innersubjekteffekt), ein Haupteffekt zwischen den zwei Stichproben (Zwischensubjekteffekt) und eine mögliche Interaktion beider Faktoren überprüft.

Die Homogenität der Varianz-Kovarianz-Matrix wurde mit Hilfe des Verfahrens von Huynh und Feldt (1976) überprüft (Mauchly-Test auf Sphärizität). Mit diesem Verfahren ergibt sich ein ϵ -Wert zwischen 0 und 1 (je größer die Heterogenität, desto kleiner ist dieser Wert). Damit können die Freiheitsgrade der Within-Effekte korrigiert werden.

Für Post-hoc-Vergleiche zwischen beiden Experimentalgruppen wurden jeweils sechs T-Tests für unabhängige Gruppen verwendet (für jede Prüfphase ein T-Test). Dabei wurden die Signifikanzniveaus dieser Mehrfachvergleiche nach der Methode von **Bonferoni adjustiert** (s. Bortz, 1999), um eine Kumulation des α -Fehlers zu vermeiden. Da diese Korrekturmethode von unabhängigen Einzeltests ausgeht, liegt eine konservative Testung vor, da in der vorliegenden Untersuchung von einer mindestens partiellen Abhängigkeit aufgrund von Messwiederholungen auszugehen ist.

Mit Hilfe des korrigierten Signifikanzniveaus wurden Gruppenunterschiede in den Einzelvergleichen innerhalb einer Prüfphase dann als signifikant angenommen, wenn die Fehlerwahrscheinlichkeit $p < .00$ war, die exakte Fehlerwahrscheinlichkeit lag bei jeweils sechs Einzeltests bei $p(\text{adj.}) = .00833$.

Im Folgenden werden für jedes Ergebnis der HF- ϵ -Wert, weiterhin die Varianzaufklärung in den Varianzanalysen (das partielle Eta^2) und die adjustierte α -Fehlerwahrscheinlichkeit in den Einzeltests angegeben.

Unterschiede, die ein Signifikanzniveau $p < .05$ erreichen, werden als *statistische Trends* bewertet und es wird im Text auf sie hingewiesen. Ergebnisse mit größerer Irrtumswahrscheinlichkeit werden als nicht signifikant bewertet und bleiben unberücksichtigt. Da aufgrund der geringen Stichprobengröße Verteilungsanomalien und damit Verstöße gegen die Normalverteilungsvoraussetzung parametrischer Signifikanztests nicht ausgeschlossen werden konnten, wurden alle Berechnungen der Einzeltests mit non-parametrischen Tests (Mann-Whitney-U-Test, Wilcoxon-Test, vgl. Bortz, 1999) erneut durchgeführt, was in keinem Fall zu einer Veränderung der Signifikanzeinschätzung gegenüber den parametrischen Analysen führte. Daher wurde die ursprüngliche Darstellung der Analysen mit parametrischen Testverfahren aufgrund der höheren Teststärke gegenüber non-parametrischen Tests beibehalten.

2.3.1 Ergebnisse der Leistungsdaten und subjektiven Daten

2.3.1.1 Leistungsdaten

2.3.1.1.1 Anzahl der Fehler

Bezüglich der Fehleranzahl ergab sich ein signifikanter Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 29) = 76,98$; $H-F-\epsilon = .31$; $p < .00$; $\text{Eta}^2 = .70$). Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen in den Einzeltests (vgl. Tab. 14 und Abb. 19).

	Prüfphase 1	Prüfphase 2	Prüfphase 3	Prüfphase 4	Prüfphase 5	Prüfphase 6
Kodealphabet 1	13 (8,7)	5 (5,8)	2,4 (3,2)	1,2 (1,2)	0,7 (1,0)	0,7 (0,8)
Kodealphabet 2	13,8 (7,3)	6,9 (5,5)	3,3 (3,7)	2 (2,6)	1,2 (1,4)	1 (1,6)
T-Test	n. s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 14: Mittlere Anzahl falscher Antworten (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede der sechs Prüfphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

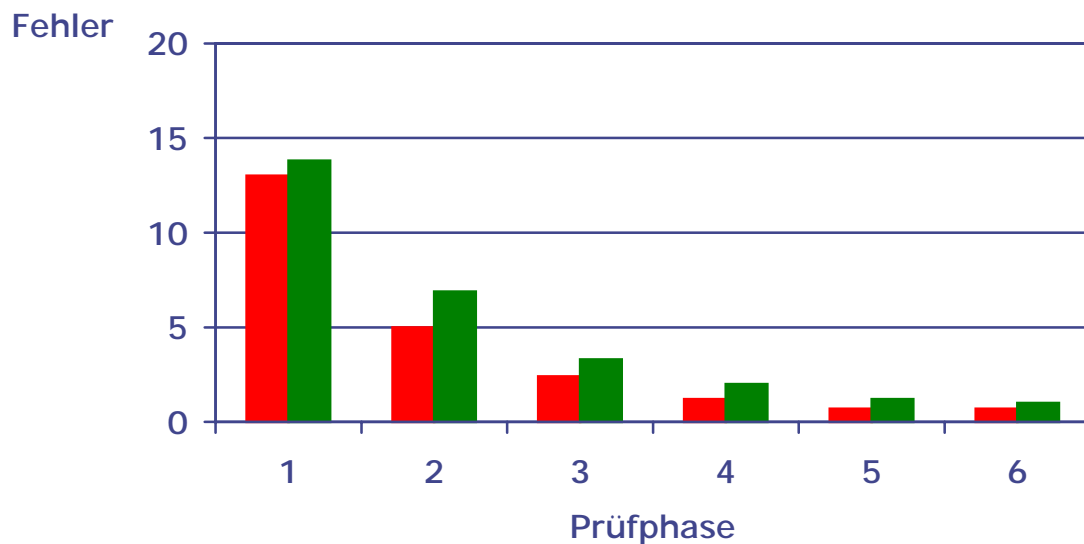


Abb. 19: Anzahl fehlerhafter Antworten für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün) in den sechs Prüfphasen

2.3.1.1.2 Dekodierungszeiten

Es konnte eine signifikante Verringerung der Reaktionszeiten der richtigen Antworten im Verlauf der sechs Prüfphasen als Haupteffekt festgestellt werden ($F(5, 29) = 76,7$; $H-F-\epsilon = .46$; $p < .00$; $\text{Eta}^2 = .70$) (vgl. Tab. 15 und Abb. 20). Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden. Die Einzeltests ergaben keine statistisch bedeutsamen Unterschiede zwischen beiden Gruppen.

	Prüfphase 1	Prüfphase 2	Prüfphase 3	Prüfphase 4	Prüfphase 5	Prüfphase 6
Kodealphabet 1	5688 (1820)	4504 (1570)	3832 (1458)	3494 (1446)	3206 (1251)	3007 (1131)
Kodealphabet 2	4761 (1578)	3743 (1465)	3414 (1301)	3068 (1152)	2796 (1167)	2780 (1174)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 15: Mittlere Dekodierungszeiten (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede der sechs Prüfphasen in mSek. mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

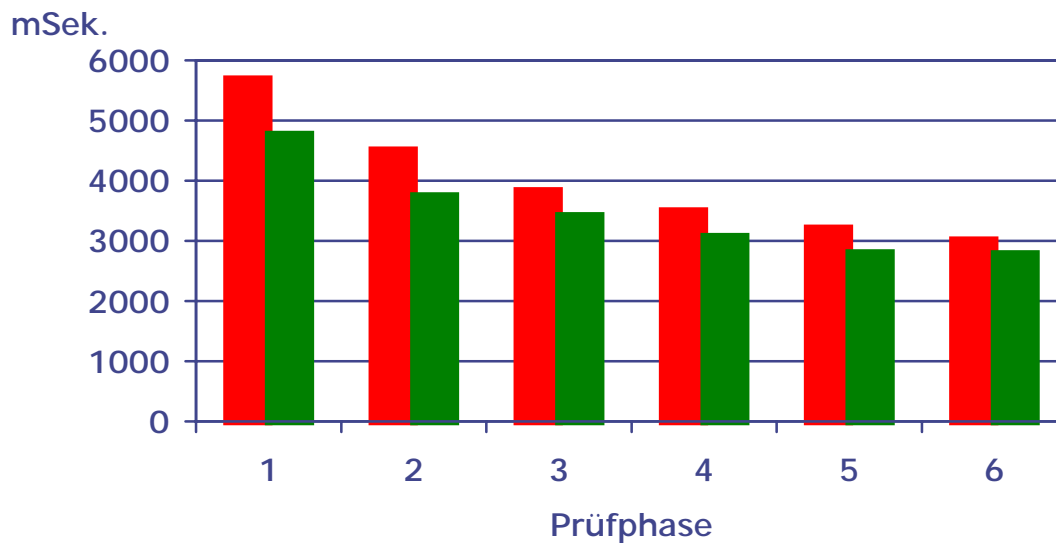


Abb. 20: Dekodierungszeiten der richtigen Antworten für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün) in den sechs Prüfphasen.

2.3.1.2 Zusammenfassung der Ergebnisse der Leistungsdaten

Die Ergebnisse der Leistungsdaten können wie folgt zusammengefasst werden:

Hypothese 1a (Dekodierungszeiten und Fehler von Kodealphabet 1 unterscheiden sich *in den ersten Prüfphasen* aufgrund des größeren perzeptiven Dekodierungsaufwandes von Kodealphabet 2 signifikant) **muss zurückgewiesen werden**. Erwartungswidrig unterscheiden sich die beiden Experimentalgruppen von Anfang an in keiner der Prüfphasen signifikant in Fehlern und Dekodierungszeiten.

Hypothese 1b (Dekodierungszeiten und Fehler beider Kodealphabete unterscheiden sich aufgrund von Lernprozessen *in den letzten Prüfphasen* nicht mehr signifikant) **kann angenommen werden**. Erwartungskonform ergaben sich keine Unterschiede in Fehlern und Dekodierungszeiten zwischen beiden Experimentalgruppen in den letzten Prüfphasen.

2.3.1.3 Subjektive Daten

2.3.1.3.1 Subjektive Beurteilung der Beanspruchung

Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung zeigte im Fragebogen KAB (Müller & Basler, 1993, siehe Anhang) für beide Gruppen ähnliche Verläufe.

Der Fragebogen besteht aus einer sechs-stufigen bipolaren Skala mit folgenden Items:

1. angespannt – gelassen
2. gelöst – beklommen
3. besorgt – unbekümmert
4. entspannt – unruhig
5. skeptisch – vertrauensvoll
6. behaglich – unwohl

Den Empfehlungen der Autoren gemäß wurden die Einzelitems zu einem jeweiligen Gesamtmittelwert für jede Experimentalphase und Experimentalgruppe zusammengefasst. Dabei wurden die Items 1 und 5 umgepolt.

Zunächst wurden die statistischen Voraussetzungen weiterer Analysen zum KAB durch Ermittlung der Kurzzeitstabilitäten geprüft (z.B. Hörhold, 1994).

Dies ist, im Gegensatz zu den Leistungsdaten, notwendig, da nicht a priori davon ausgegangen werden kann, dass die Eigenzustandsbeschreibung einer Prüfphase von derjenigen der vorangegangenen Prüfphase abhängt. Die Varianz und damit die Standardabweichung bei subjektiven Daten ist oft zu groß, als dass eine ausreichend hohe Kurzzeitstabilität angenommen werden kann. Weiterhin zeigen die Werte des KAB über die Prüfphasen keinen linearen Verlauf an, im Gegensatz zu den Leistungsdaten, die ein asymptotisches Absinken der Werte über die Prüfphasen zeigen (vgl. Tab. 17 und Abb. 21).

Die Ergebnisse zeigen, dass die statistischen Voraussetzungen für den KAB nicht immer gegeben waren. Die Kurzzeitstabilitäten lagen nicht für jede Experimentalphase im erwarteten Bereich. Für Kodealphabet 2 konnte von Prüfphase 1 zu Prüfphase 2 und von Prüfphase 2 zu Prüfphase 3 keine Signifikanz nachgewiesen werden, was auf ein schnelleres Absinken der mentalen Beanspruchung in Kodealphabet 2 zurückgeführt werden kann (vgl. Tab. 16).

	Prüf1/Prüf2	Prüf2/Prüf3	Prüf3/Prüf4	Prüf4/Prüf5	Prüf5/Prüf6	
Kodealphabet 1	.84	.93	.87	.80	.89	p <.00
Kodealphabet 2	.16 (n.s.)	.17 (n.s.)	.69	.81	.82	p < .00

Tab. 16: Kurzzeitstabilitäten des KAB-Fragebogens in den Prüfphasen für beide Experimentalgruppen als Pearson-Korrelation

Zur subjektiven Beurteilung der Beanspruchung können folgende Ergebnisse festgestellt werden:

Der Verlauf innerhalb der Prüfphasen war als Haupteffekt signifikant ($F(5, 29) = 4,29$; $H-F-\epsilon = .61$; $p < .00$; $\eta^2 = .11$). Es konnte von Prüfphase 1 nach Prüfphase 6 ein Absinken der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung festgestellt werden. Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Einzeltests zeigten in keiner Prüfphase einen signifikanten Unterschied zwischen den Gruppen.

Einzeltestungen zwischen Prüfphasen ergaben in beiden Kodealphabeten eine signifikante Verringerung von „vor Ruhephase 1“ bis „nach Ruhephase 1“ ($T > 3.0$; $p < .00$), was auf den Einfluss der zwischenzeitlichen Ruhe zurückgeführt werden kann.

Ein Einfluss der Lernphase konnte in beiden Kodealphabeten nachgewiesen werden, denn es zeigte sich ein Anstieg von „nach Ruhephase 1“ bis „nach Lernphase“ ($T < - 3.0$; $p < .00$).

Nach der Lernphase konnte in beiden Kodealphabeten kein weiterer Anstieg der Werte bis „nach Prüfphase 1“ gezeigt werden. Prüfphase 1 hat demnach keinen weiteren Anstieg der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung ausgelöst.

Eine Verringerung der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung konnte erst von Prüfphase 5 zu Prüfphase 6 nachgewiesen werden. Dies verfehlte jedoch in beiden Kodealphabeten das festgelegte Signifikanzniveau (Kodealphabet 1: $T = 2,21$; $p < .05$; Kodealphabet 2: $T = 1,80$; $p = .08$).

Es zeigte sich ebenfalls nochmals ein Absinken von „nach Prüfphase 6“ zu „nach Ruhephase 2“, was ebenfalls nicht statistisch abgesichert werden konnte (Kodealphabet 1: $T = 2,41$; $p = .02$; Kodealphabet 2: $T = 1,62$; $p = .12$) (vgl. Tab. 17 und Abb.21).

	vor Ruhe 1	nach Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	2,68 (0,71)	2,29 (0,60)	2,95 (0,65)	2,91 (0,73)	2,71 (0,74)	2,68 (0,61)	2,74 (0,67)	2,79 (0,92)	2,53 (1,10)	2,18 (0,92)
Kodealphabet 2	2,43 (0,58)	2,08 (0,66)	2,77 (0,61)	2,83 (0,63)	2,73 (0,54)	2,6 (0,56)	2,53 (0,50)	2,47 (0,63)	2,21 (0,66)	2,06 (0,62)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 17: Mittlere subjektive Beurteilung der Beanspruchung (KAB) (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede der Experimentalphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen

Beanspruchung

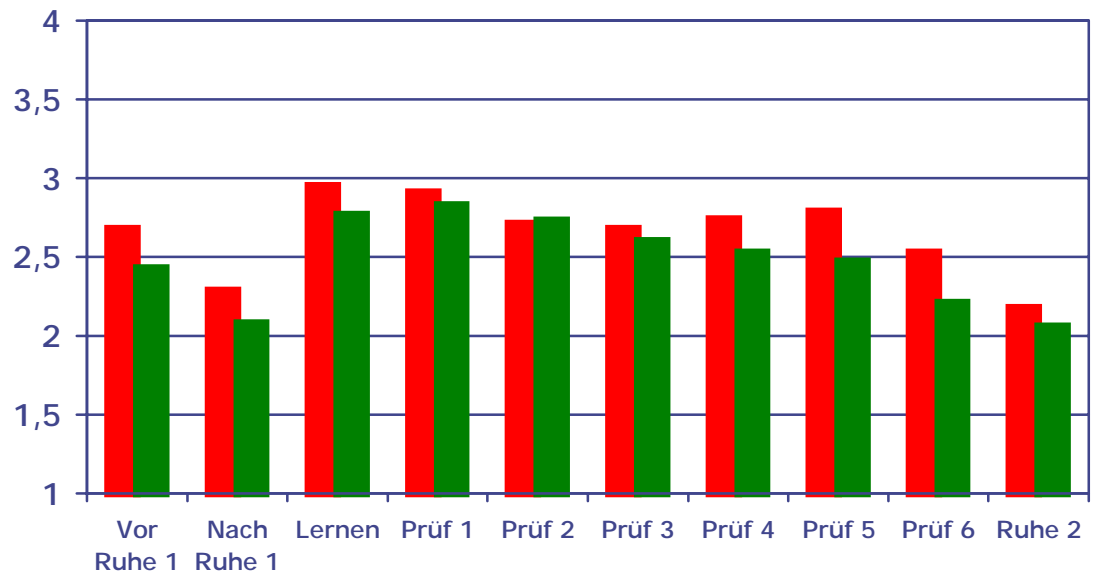


Abb. 21: KAB-Werte für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün) in den einzelnen Experimentalphasen

2.3.1.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der subjektiven Daten

Die Ergebnisse der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung können wie folgt zusammengefasst werden:

Die Werte des KAB über die sechs Prüfphasen zeigen kein sukzessives Absinken der Werte an wie die Leistungsdaten. Dies legt die Vermutung nahe, dass die subjektive Beurteilung der Beanspruchung nicht mit dem Lerngewinn und der absinkenden Schwierigkeit zusammenhängt, die sich in den Leistungsdaten durch sukzessives Absinken der Fehleranzahl und Dekodierungszeiten über die Prüfphasen ausdrücken. Dies zeigt, dass die vorangegangene Testung der Kurzzeitstabilitäten eine notwendige Analyse der KAB-Daten darstellte.

Der Verlauf der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung zeigt, dass die **Hypothese 2** (Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung steigt bei beiden Kodealphabeten von Ruhe 1 bis zur ersten Prüfphase an und nimmt dann kontinuierlich ab. Zwischen den Kodealphabeten gibt es keine signifikanten Unterschiede) **nur partiell angenommen** werden kann.

Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung nimmt zwar von der Ruhephase bis zur Lernphase zu, steigt aber nicht, wie vorhergesagt, weiter bis zur Prüfphase 1 an. Das Abfragen der Kodealphabeten erzeugt demnach keine höhere subjektive Beurteilung der Beanspruchung als das Lernen der Kodebedeutungen. Auch ein kontinuierliches Absinken der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung setzt nicht, wie vorhergesagt, bereits ab Prüfphase 1 ein, sondern kann erst zur Prüfphase 6 und dann nochmals zur Ruhephase 2 verzeichnet werden, wobei dieser Abfall der Werte nicht signifikant wird. Wie in der Hypothese vorhergesagt gibt es dabei keine Unterschiede zwischen den Gruppen.

2.4 Ergebnisse der psychophysiologischen Daten

2.4.1 Ergebnisse peripherphysiologischer Parameter

2.4.1.1 Elektrodermale Aktivität

2.4.1.1.1 SCR-Anzahl

Die **Anzahl der elektrodermalen Reaktionen pro Minute (SCRfreq.)** zeigt einen signifikanten Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 21) = 17,56$; $H-F-\epsilon = .68$; $p < .000$; $\text{Eta}^2 = .42$).

Ein unterschiedlicher Verlauf zwischen beiden Gruppen in Form eines Zwischensubjekteffektes oder einer Interaktion konnte nicht festgestellt werden.

Einzeltests zwischen den Gruppen ergaben in keiner Experimentalphase einen signifikanten Unterschied (vgl. Abb. 22 und Tab. 18).

Einzeltests zwischen den Experimentalphasen ergaben in Kodealphabet 1 einen tendenziellen Anstieg von Ruhephase 1 zur Lernphase ($T = - 2,85$; $p = .01$), der in Kodealphabet 2 signifikant war ($T = - 4,15$; $p < .00$) und einen weiteren signifikanten Anstieg von der Lernphase zur Prüfphase 1 in beiden Gruppen (Kodealphabet 1: $T = - 3,25$; $p < .00$; Kodealphabet 2: $T = - 4,26$; $p < .00$). Weiterhin konnte ein Absinken von Prüfphase 1 zur Prüfphase 2 (Kodealphabet 1: $T = 2,29$; $p = .04$; Kodealphabet 2: $T = 2,23$; $p = .04$) beobachtet werden. Die nächste Verringerung der SCRfreq. zur Prüfphase 3 konnte nur in Kodealphabet 1 nachgewiesen werden ($T = 1,89$; $p = .08$).

In Kodealphabet 2 sinkt von Prüfphase 3 zu Prüfphase 4 die SCRfreq. nochmals tendenziell ab ($T = 2,38$; $p = .03$).

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealph. 1	2,34 (3,28)	4,40 (2,70)	7,42 (4,42)	5,95 (4,10)	5,29 (4,22)	4,75 (3,76)	4,95 (3,88)	4,45 (3,30)	1,62 (1,47)
Kodealph. 2	1,79 (1,77)	3,47 (2,32)	6,83 (2,88)	5,5 (3,23)	5,36 (2,72)	4,34 (3,12)	4,01 (3,34)	3,75 (3,17)	1,13 (1,63)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 18: Mittlere Anzahl elektrodermalen Reaktionen pro Minute (SCRfreq.) (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede der Experimentalphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

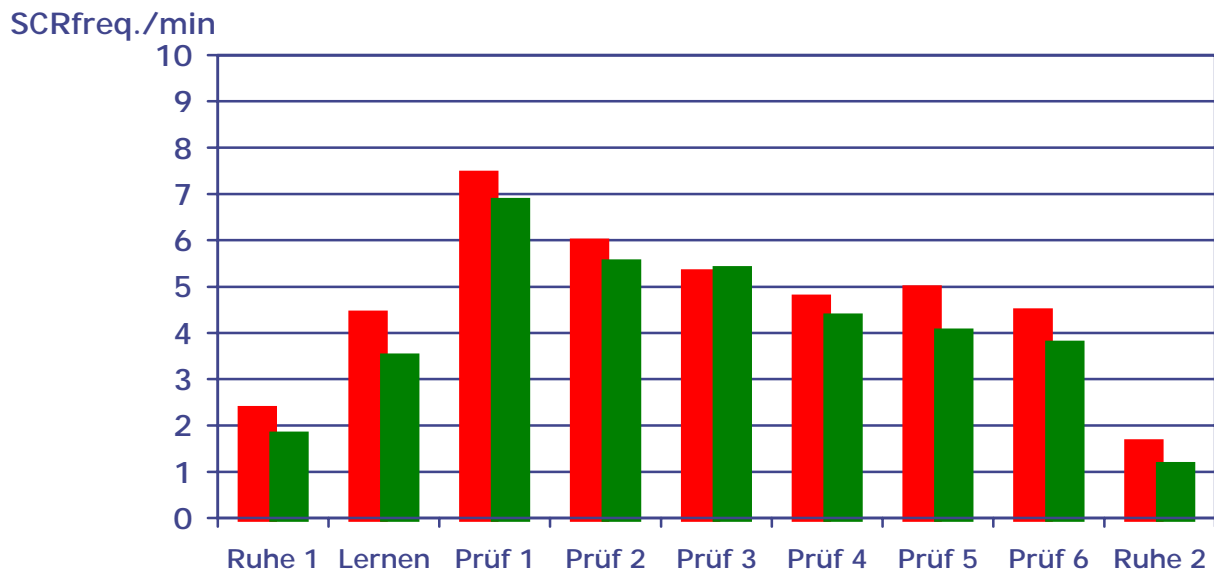


Abb. 22: Anzahl elektrodermaler Reaktionen pro Minute für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün) in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.1.1.2 SCR-Amplitude

Die **rangkorrigierte mittlere Amplitude der elektrodermalen Reaktionen (SCRkorr)** zeigt einen signifikanten Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 21) = 5,98$; $H-F-\epsilon = .93$; $p < .000$; $Eta^2 = .19$).

Ein Zwischensubjekteffekt konnte nicht nachgewiesen werden.

Es konnte eine signifikante Interaktion (Verlauf x Gruppe) festgestellt werden ($F(5, 21) = 2,74$; $H-F-\epsilon = .93$; $p = .02$; $Eta^2 = .10$). Die Werte zeigen für beide Gruppen einen unterschiedlichen Verlauf. Die Amplituden werden in Kodealphabet 2 von Prüfphase 1 bis Prüfphase 6 kontinuierlich kleiner, während sie in Kodealphabet 1 nur bis Prüfphase 2 abnehmen und dann nicht weiter reduziert werden (vgl. Tab. 19 und Abb. 23).

Einzeltests zwischen beiden Gruppen zeigten jedoch für keine der Experimentalphasen eine nach Bonferoni adjustierte Signifikanz. In allen Prüfphasen, außer der Prüfphase 3, liegt die Amplitude von Kodealphabet 1 über der von Kodealphabet 2. In Prüfphase 6 ist ein numerisch deutlicher, aber nur als statistischer Trend zu verzeichnender Unterschied zu erkennen ($T = 2,47$; $p = .02$).

Einzeltests zwischen den Experimentalphasen zeigen eine Abnahme der Werte von Prüfphase 1 bis zur Prüfphase 2 in beiden Kodealphabeten, was in Kodealphabet 1 als statistischer Trend erscheint und in Kodealphabet 2 signifikant wird (Kodealphabet 1: $T = 2,19$; $p = .05$; Kodealphabet 2: $T = 3,21$; $p < .00$).

In Kodealphabet 2 ist noch die Verringerung der Amplitude von Prüfphase 2 zu Prüfphase 3 als Trend zu beachten ($T = 2,06$; $p = .05$) (vgl. Abb. und Tabelle).

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kode- lphabet 1	0,13 (0,06)	0,21 (0,05)	0,19 (0,06)	0,16 (0,05)	0,14 (0,06)	0,16 (0,06)	0,15 (0,07)	0,16 (0,06)	0,09 (0,06)
Kode- lphabet 2	0,11 (0,09)	0,17 (0,08)	0,16 (0,06)	0,14 (0,05)	0,15 (0,03)	0,12 (0,05)	0,11 (0,06)	0,10 (0,05)	0,05 (0,06)
T-Test, p	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	(.02)	n.s.

Tab. 19: Rangkorrigierte elektrodermale Amplituden (SCRkorr) (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 in μS für jede der Experimentalphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

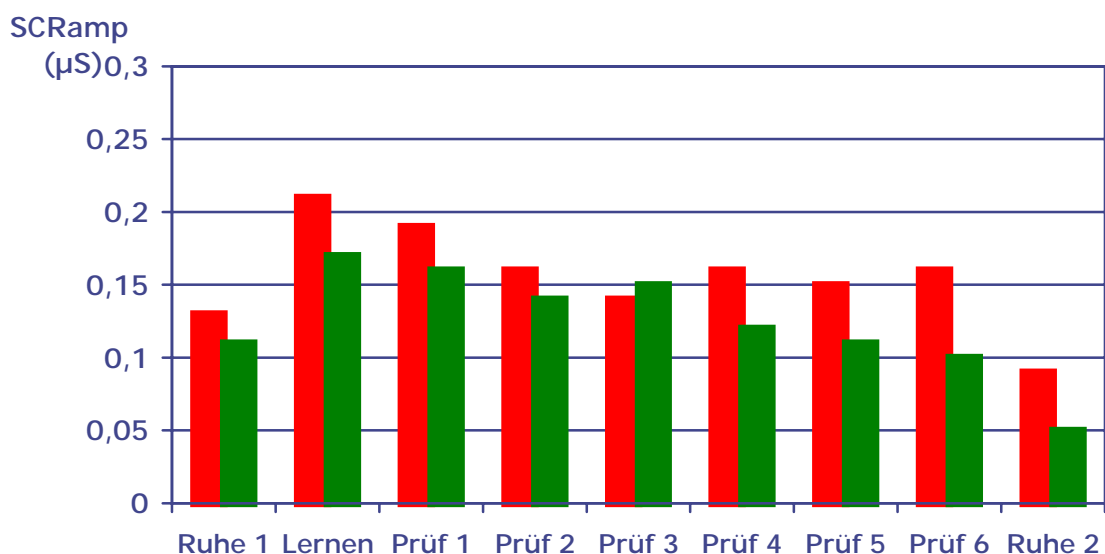


Abb. 23: Rangkorrigierte Amplitude der elektrodermalen Reaktionen pro Minute für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün) in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.1.1.3 SCL

Das nach Lykken et al. (1966) **korrigierte tonische Hautleitwertsniveau (SCLlyk)** zeigte einen signifikanten Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 21) = 18,59$; $H-F-\epsilon = .48$; $p < .000$; $\text{Eta}^2 = .43$), wobei ein kontinuierliches Absinken über die sechs Prüfphasen gezeigt wird.

Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Die Einzeltests zwischen den Gruppen zeigten keinen signifikanten Unterschied, obwohl die Werte von Kodealphabet 1 in allen Experimentalphasen über Kodealphabet 2 lagen. In Prüfphase 2 konnte tendenziell ein größeres SCL(lyk) in Kodealphabet 1 als in Kodealphabet 2 ausgemacht werden ($T = 2,04$; $p = .05$).

Einzeltests zwischen den Experimentalphasen ergaben für beide Gruppen einen Anstieg von der Lernphase zur Prüfphase 1 (Kodealphabet 1: $T = -2,60$; $p = .02$; Kodealphabet 2: $T = -2,52$; $p = .02$). Ein Absinken der Werte ergab sich für Kodealphabet 1 von Prüfphase 1 zur Prüfphase 2 ($T = 2,50$; $p = .03$), was für Kodealphabet 2 auch signifikant war ($T = -2,52$; $p < .00$). Weiterhin konnte ein Abstieg für Kodealphabet 1 von Prüfphase 2 zur Prüfphase 3 ($T = 2,48$; $p = .03$) und in beiden Gruppen von Prüfphase 3 zu Prüfphase 4 verzeichnet werden, der für Kodealphabet 2 signifikant war (Kodealphabet 1: $T = 2,35$; $p = .04$; Kodealphabet 2: $T = 3,45$; $p < .00$) (vgl. Abb. 24 und Tab. 20).

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	0,27 (0,17)	0,38 (0,11)	0,52 (0,12)	0,44 (0,12)	0,38 (0,17)	0,34 (0,18)	0,33 (0,19)	0,30 (0,18)	0,17 (0,10)
Kodealphabet 2	0,31 (0,22)	0,30 (0,22)	0,45 (0,21)	0,33 (0,16)	0,33 (0,20)	0,26 (0,17)	0,23 (0,21)	0,25 (0,17)	0,08 (0,09)
T-Test, p	n.s.	n.s.	n.s.	(.05)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	(.04)

Tab. 20: Mittleres korrigiertes Hautleitwertsniveau (SCLlyk) (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

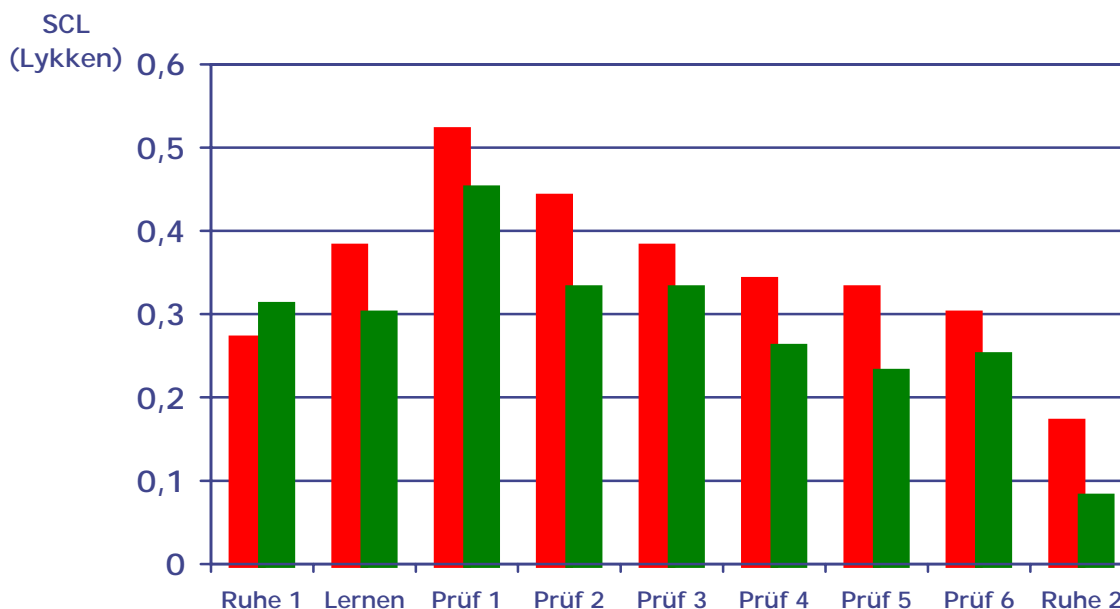


Abb. 24: Korrigiertes Hautleitwertsniveau für Kodealphabet 1 (rot) und Kodealphabet 2 (grün) in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.1.2 Herzrate

Die **Herzrate (HR in bpm)** zeigt einen signifikanten Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 28) = 17,30$; $H-F-\epsilon = .35$; $p < .000$; $\text{Eta}^2 = .35$).

Ein unterschiedlicher Verlauf zwischen beiden Gruppen in Form eines Zwischensubjekteffektes oder einer Interaktion konnte nicht festgestellt werden.

In den Einzeltests zwischen beiden Gruppen ergab sich in keiner Experimentalphase ein Unterschied.

Einzeltests zwischen den Experimentalphasen ergaben einen Anstieg von der Lernphase zur Prüfphase 1 nur als Trend in Kodealphabet 1 ($T = -2,25$; $p = .04$). Weiterhin konnte ein signifikantes Absinken der HR von Prüfphase 1 zu Prüfphase 2 in beiden Gruppen (Kodealphabet 1: $T = 3,1$ $p < .00$; Kodealphabet 2: $T = 3,1$ $p < .00$) nachgewiesen werden. Es folgte von Prüfphase 2 bis Prüfphase 6 kein weiterer Abfall der HR (vgl. Abb. 25 und Tab. 21).

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	78,71 (11,70)	81,32 (12,71)	87,53 (13,75)	81,34 (11,47)	80,04 (10,88)	79,86 (09,88)	79,20 (10,57)	79,04 (09,85)	76,05 (11,09)
Kodealphabet 2	80,06 (09,74)	84,48 (10,40)	87,52 (13,57)	83,13 (12,39)	83,09 (11,71)	83,38 (11,44)	83,23 (11,39)	82,99 (11,69)	80,14 (10,52)
T-Test, p	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 21: Mittlere Herzrate (in bpm) (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

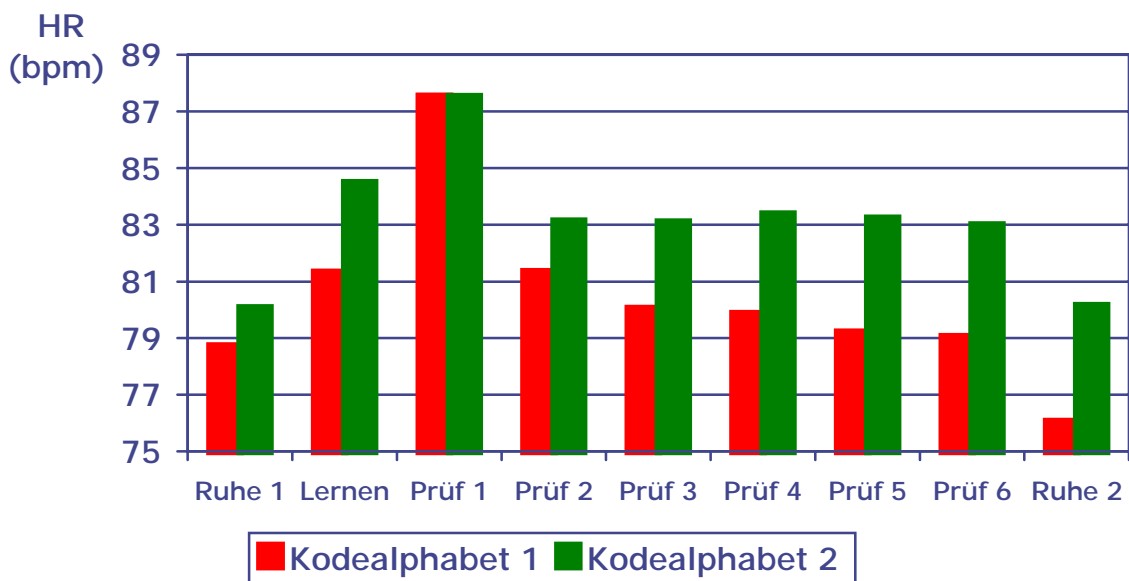


Abb. 25: Herzrate für beide Kodealphabete in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.1.3 Herzraten-Differenz

Für die **HRDiff** ergibt sich ein signifikanter Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 28) = 17,30$; $H-F-\epsilon = .35$; $p < .000$; $\text{Eta}^2 = .35$).

Ein Zwischensubjekteffekt verfehlte das Signifikanzniveau ($F(1, 33) = 2,70$; $p < .11$; $\text{Eta}^2 = .08$). Eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Einzeltests zwischen den Gruppen ergaben eine tendenziell höhere HRDiff für Kodealphabet 2 in der Lernphase ($T = -1,97$; $p = .05$), der Prüfphase 3 ($T = -1,90$; $p = .06$) und der Prüfphase 4 ($T = -2,34$; $p = .02$). Diese Unterschiede waren für die Prüfphase 5 ($T = -3,03$; $p < .00$) und Prüfphase 6 ($T = -2,91$; $p < .00$) signifikant.

Einzeltests zwischen den Experimentalphasen zeigten nur in Kodealphabet 1 einen (nicht signifikanten) Anstieg von der Lernphase zur Prüfphase 1 ($T = -2,25$; $p = .04$). Eine signifikante Verringerung der HRDiff von Prüfphase 1 zur Prüfphase 2 konnte hingegen in beiden Gruppen nachgewiesen werden (Kodealphabet 1: $T = 3,19$; $p < .00$; Kodealphabet 2: $T = 7,83$; $p < .00$). Von Prüfphase 2 zur Prüfphase 3 konnte in Kodealphabet 1 ein weiteres Absinken beobachtet werden ($T = 2,79$; $p = .01$) (vgl. Abb. 26 und Tab. 22).

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	07,90 (04,43)	09,11 (07,44)	16,72 (11,43)	10,53 (04,63)	09,23 (03,83)	09,05 (03,81)	08,39 (03,22)	08,23 (03,27)	05,24 (02,27)
Kodealphabet 2	09,24 (05,71)	13,65 (05,61)	16,70 (07,17)	12,31 (06,67)	12,27 (05,25)	12,55 (04,74)	12,4 (04,32)	12,17 (04,44)	09,31 (3,95)
T-Test, p	n.s.	(.05)	n.s.	n.s.	n.s.	(.02)	.00	.00	.00

Tab. 22: Mittlere Herzratendifferenz (HRDiff) (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

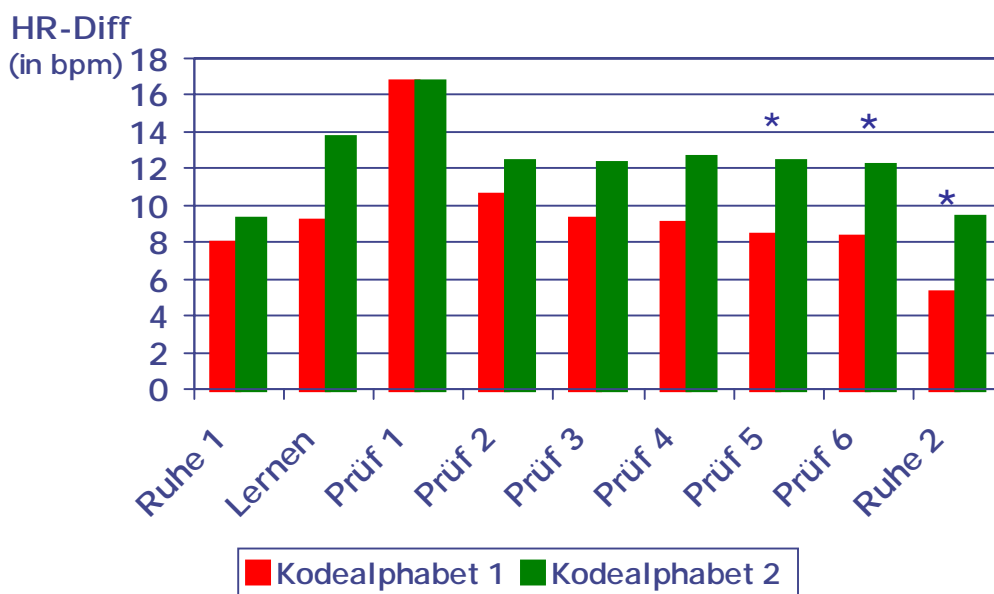


Abb. 26: Herzraten-Differenz für beide Kodealphabete in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.2 Ergebnisse weiterer peripherphysiologischer Parameter

Folgende psychophysiologische Kennwerte werden eher in psychophysiologischen Grundlagenarbeiten verwendet, stellen aber auch zur Messung mentaler Beanspruchung eine sinnvolle Ergänzung der bereits eingeführten Parameter dar, da sie Hinweise auf spezielle Anteile psychophysiologischer Aktivität unter mentaler Beanspruchung geben können.

2.4.2.1.1 Herzraten-Blutdruck-Produkt

Dieser Parameter wird aus dem systolischen Blutdruck und der Herzrate gebildet (daher auch: systolisches **Blutdruck-Produkt**, **SBP**) und wird meist im Zusammenhang mit kardiovaskulären Fragestellungen erhoben. Es stellt einen speziellen Teil psychophysiologischer Aktivierung dar. Dieses Produkt hängt eng mit der maximalen Druckanstiegszeit zusammen, die ein Maß für das Kontraktionsvermögen des Herzmuskels darstellt.

Da das SBP meist in psychophysiologischen Grundlagenstudien (z.B. Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek & Müller, 1979) erhoben wird, ist die Befundlage nicht so reichhaltig wie bei den anderen psychophysiologischen Parametern. Eine Sensitivität hinsichtlich einer linearen Abbildung mentaler Beanspruchungsgrade kann nicht nachgewiesen werden. Es ist aber meist ein Anstieg im Vergleich zu einer Ruhebedingung zu beobachten.

In Bezug auf mentale Beanspruchung sind einige Studien interessant, die eine Erhöhung des SBP bei Bearbeitung von **Arithmetikaufgaben** verzeichnen konnten (Al`Absi, Everson & Lovallo, 1995; Anderson, 1981; Swenne, Bootsma, van Bolhuis, 1995).

Diese Ergebnisse erscheinen erfolversprechend. Daher soll in der vorliegenden Arbeit das SBP gebildet werden, um eventuell spezielle Aspekte psychophysiologischer Aktivität bei mentaler Beanspruchung zu identifizieren.

Das **Herzraten-Blutdruck-Produkt (SBP)** zeigte einen signifikanten Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 28) = 4,06$; $H-F-\epsilon = .67$; $p < .00$; $\text{Eta}^2 = .11$).

Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Die Einzeltestungen zwischen den Gruppen zeigten in keiner der Experimentalphasen einen signifikanten Gruppenunterschied.

Einzeltests zwischen den Experimentalphasen ergaben einen signifikanten Anstieg der Werte in beiden Gruppen von nach der Ruhephase 1 zur Lernphase (Kodealphabet 1: $T = -4,70$; $p < .00$; Kodealphabet 2: $T = -3,79$; $p < .00$). Einen weiteren Anstieg zur Prüfphase 1 konnte nicht nachgewiesen werden. Unterschiede zwischen den Prüfphasen konnten in beiden Gruppen nicht nachgewiesen werden (vgl. Tab. 23 und Abb. 27).

	Kode- alphabet 1	Kode- alphabet 2	T-Test
vor Ruhe 1	9477,5 (2047,5)	9348,1 (1337,0)	n.s.
nach Ruhe 1	9062,1 (1616,8)	9032,1 (1206,2)	n.s.
Lern	9835,06 (1529,9)	10532,8 (2272,4)	n.s.
Prüf 1	10684,3 (2382,6)	10369,1 (2158,1)	n.s.
Prüf 2	10024,6 (2169,5)	10241,3 (2170,4)	n.s.
Prüf 3	9771,7 (1913,2)	10207,4 (2046,4)	n.s.
Prüf 4	9566,6 (1878,1)	10306,1 (2374,2)	n.s.
Prüf 5	9601,4 (1933,4)	10032,1 (1966,3)	n.s.
Prüf 6	9763,7 (1745,9)	9955,9 (1716,1)	n.s.
Ruhe 2	9165,6 (1970,1)	9520,3 (1655,4)	n.s.

Tab. 23: Mittleres Herzraten-Blutdruck-Produkt (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede der Experimentalphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

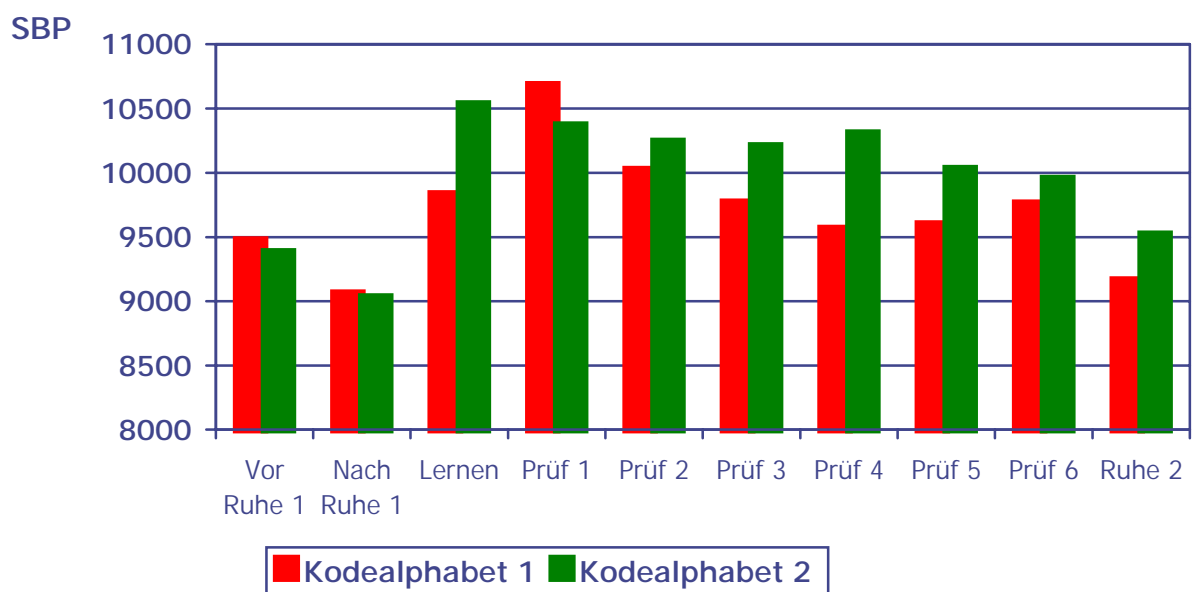


Abb. 27: Herzraten-Blutdruck-Produkt für beide Kodealphabetete in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.2.1.2 Arterieller Mitteldruck

Der arterielle Mitteldruck wird eher selten erhoben und meist in psychophysiologischen Grundlagenstudien verwendet (z.B. Fahrenberg, Walschburger, Foerster, Myrtek & Müller, 1979), weshalb eine Besprechung dieses Maßes in Überblicksartikeln zur Psychophysiologie mentaler Beanspruchung meist fehlt.

Der arterielle Mitteldruck stellt einen besonderen Aspekt kardiovaskulärer Aktivität dar. Er ist eine Komponente des totalen peripheren Gefäßwiderstands und stellt, in Kombination mit Herzrate, systolischem und diastolischem Blutdruck, einen speziellen Anteil psychophysiologischer Aktivierung dar. Er ist eher alpha-adrenerg vermittelt, während z.B. die Herzrate eher beta-adrenerg beeinflusst wird.

Der arterielle Mitteldruck ist kein etabliertes Maß mentaler Beanspruchung, kann aber in manchen Experimenten neue Beziehungen zwischen den psychophysiologischen Daten aufdecken (Prof. Dr. M. Myrtek, Arbeitsgruppe Psychophysiologie, Universität Freiburg i. Br., pers. Mitteilung v. 04.07.2000). Daher wurde dieser Parameter in der vorliegenden Untersuchung ebenfalls ausgewertet.

Für den **Arteriellen Mitteldruck (Art.MD)** konnte kein signifikanter Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen nachgewiesen werden.

Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte ebenfalls nicht nachgewiesen werden. Die Einzeltests zwischen beiden Gruppen zeigten in keiner der Experimentalphasen einen signifikanten Gruppenunterschied.

Die Einzeltests zwischen den Experimentalphasen zeigten ein signifikantes Absinken der Werte von vor der Ruhephase 1 zu nach der Ruhephase 1 in beiden Gruppen (Kodealphabet 1: $T = 2,24$; $p = .04$; Kodealphabet 2: $T = 3,22$; $p < .00$). Weiterhin konnte ein Anstieg der Werte von nach der Ruhephase 1 zur Lernphase festgestellt werden, der in beiden Gruppen signifikant war (Kodealphabet 1: $T = - 3,69$; $p < .00$; Kodealphabet 2: $T = - 2,05$; $p = .05$). Ein Unterschied zwischen den Prüfphasen konnte in beiden Gruppen nicht nachgewiesen werden (vgl. Tab. 24 und Abb. 28).

	vor Ruhe 1	nach Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	88,2 (08,5)	85,4 (07,8)	90,5 (08,8)	94,0 (10,6)	92,0 (09,8)	91,4 (09,6)	90,5 (09,8)	90,6 (09,7)	91,3 (08,1)	88,3 (09,5)
Kodealphabet 2	88,5 (06,7)	84,9 (05,7)	88,2 (09,0)	91,3 (09,8)	90,0 (08,0)	90,1 (10,2)	90,3 (08,3)	90,0 (09,3)	90,0 (07,1)	87,5 (07,3)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 24: Arterieller Mitteldruck (mit Standardabweichungen) der Gruppen Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede der Experimentalphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

Art.MD

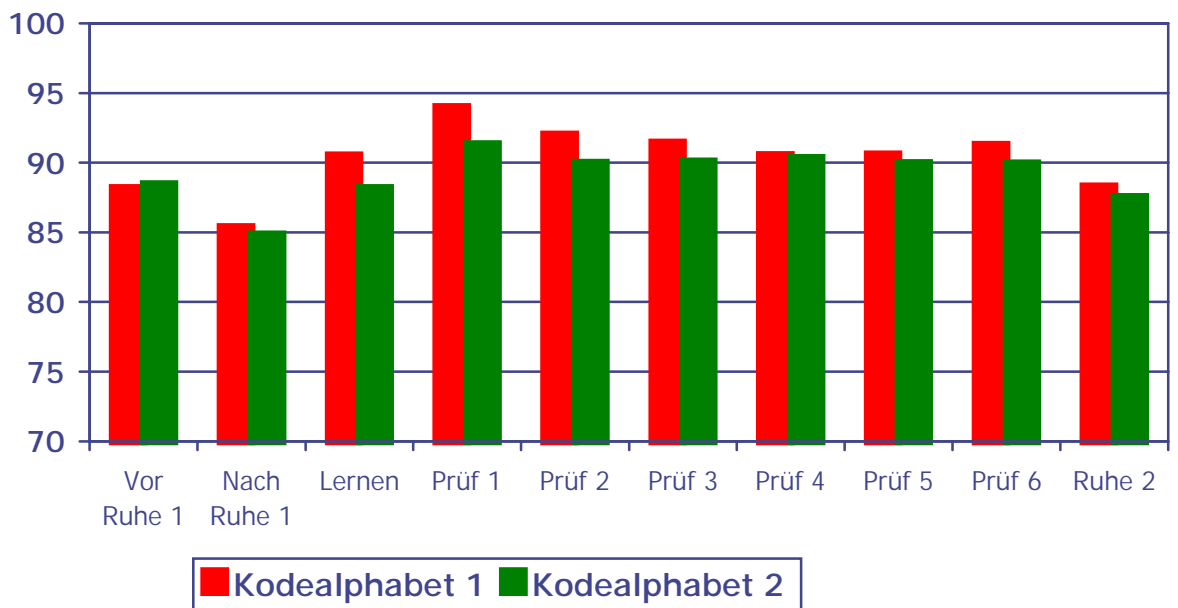


Abb. 28: Arterieller Mitteldruck für beide Kodealphabeten in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.3 Ergebnisse zentralnervöser Parameter

2.4.3.1 EEG: Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale

In die Datenanalyse gingen für Kodealphabet 1 $n = 15$ Probanden und für Kodealphabet 2 $n = 17$ Probanden ein.

Die Grandmeans über alle sechs Prüfphasen in einem Zeitfenster 0 – 1000 mSek. nach Stimuluspräsentation (Kode) zeigten, dass eine Analyse im Zeitbereich 300 – 600 mSek. die Variationen über die Prüfphasen und Kodealphabet am besten repräsentiert (vgl. Tab. 25, Tab. 26, Abb. 29, 30, 31). Daher wurde, wie oben beschrieben, für die Analyse der EKP ein **Zeitfenster von 300 – 600 m.Sek** festgelegt und eine positive Komponente als mittlere Fläche im ausgewerteten Zeitfenster für jede der 19 Elektroden bestimmt und in die beschriebenen Areas eingeteilt. Dabei wurde nur das **parietale Area** ausgewertet.

	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6
Kode- alphabet 1	5,74 (2,28)	5,13 (2,79)	5,47 (2,68)	5,75 (2,89)	5,61 (3,66)	6,44 (2,66)

Tab. 25: Mittelwerte des ereigniskorrelierten Hirnpotenzials (in μV) (mit Standardabweichungen) im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im **parietalen Area** für **Kodealphabet 1** in allen Prüfphasen.

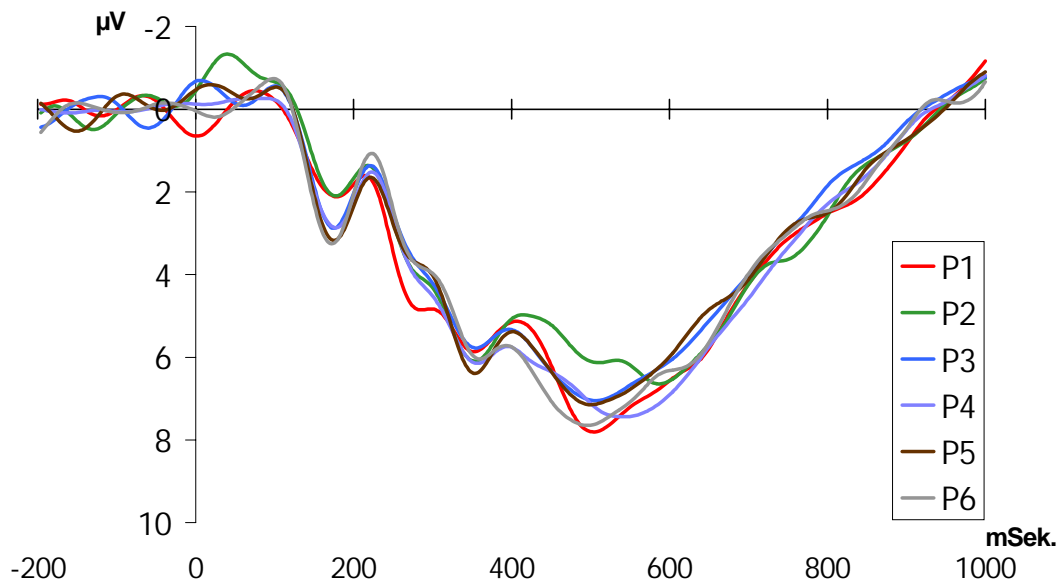


Abb. 29: Ereigniskorrelierte Potenziale der **PZ-Elektrode** für **Kodealphabet 1** in den sechs Prüfphasen (P1 – P6).

	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6
Kodealphabet 2	5,65 (3,82)	6,24 (3,81)	6,44 (4,21)	6,66 (4,92)	7,03 (5,83)	7,17 (5,30)

Tab. 26: Mittelwerte des ereigniskorrelierten Hirnpotentials (in μV) (mit Standardabweichungen) im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im **parietalen Area** für **Kodealphabet 2** in allen Prüfphasen.

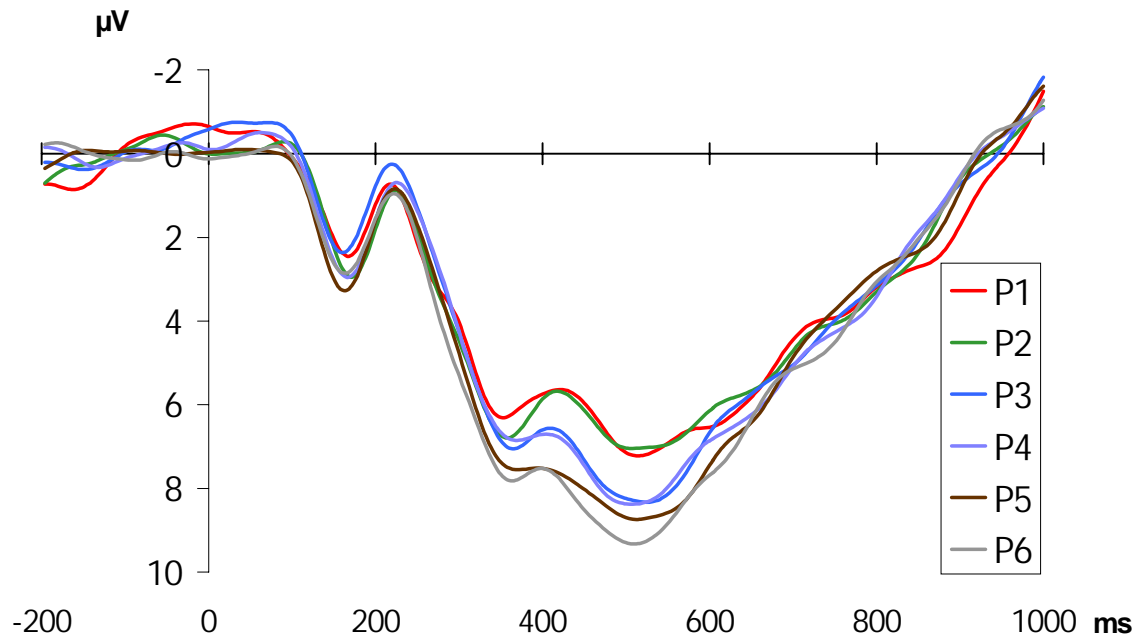


Abb. 30: Ereigniskorrelierte Potenziale der **PZ-Elektrode** für **Kodealphabet 2** in den sechs Prüfphasen (P1 – P6).

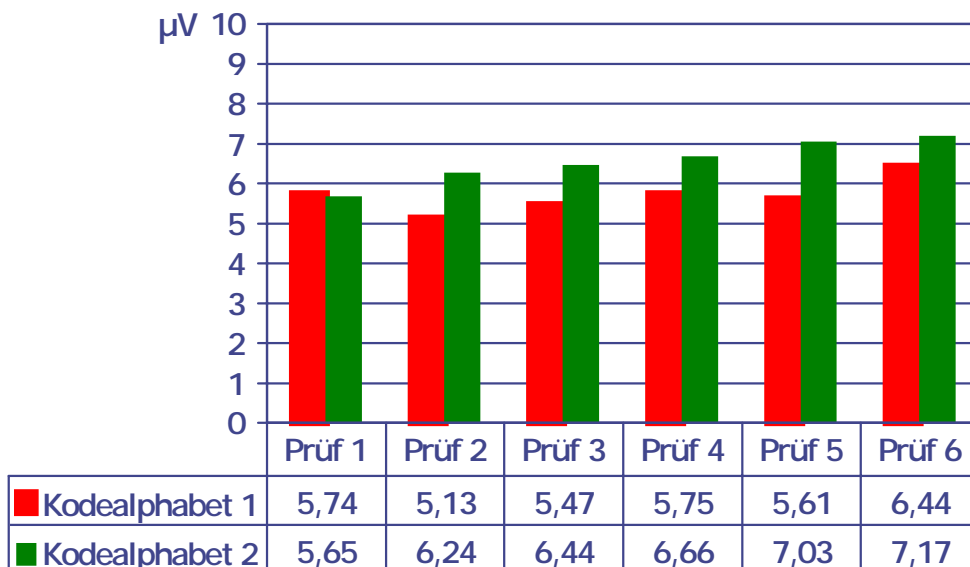


Abb. 31: Mittelwerte des ereigniskorrelierten Hirnpotentials (in μV) im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im **parietalen Area** für **Kodealphabet 1** und **Kodealphabet 2** in allen Prüfphasen.

Es wurden die Unterschiede zwischen beiden Kodealphabeten in der **ersten** und **sechsten** Prüfphase analysiert, da zwischen diesen beiden Prüfphasen die zwischenzeitlich stattfindenden Lernprozesse, die sich in den verringerten Fehleranzahlen und Dekodierungszeiten ausdrücken, maximal sind.

Es konnte bezüglich der **EKP** kein signifikanter Haupteffekt (Messwiederholungs- und Zwischensubjekteffekt) in der zweifaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) nachgewiesen werden.

Ebenso zeigte sich keine Interaktion zwischen beiden Faktoren.

Die Einzeltests zwischen beiden Gruppen ergaben weder in der Prüfphase 1 noch in der Prüfphase 6 einen signifikanten Unterschied.

Weiterhin zeigte sich innerhalb beider Gruppen kein Unterschied zwischen Prüfphase 1 und Prüfphase 6 (vgl. Tab. 27 und Abb. 32; zur Verdeutlichung siehe Abb. 33 – Abb. 36).

	Prüfphase 1	Prüfphase 6	T-Test (zwischen beiden Prüfphasen)
Kodealphabet 1	5,74 (2,28)	6,44 (2,66)	n.s.
Kodealphabet 2	5,65 (3,82)	7,17 (5,30)	n.s.
T-Test (zwischen beiden Gruppen)	n.s.	n.s.	

Tab. 27: Mittleres ereigniskorreliertes Hirnpotenzial (in μV) (mit Standardabweichungen) im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im **parietalen Area** für beide Kodealphabeten in Prüfphase 1 und Prüfphase 6 mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen und zwischen beiden getesteten Prüfphasen.

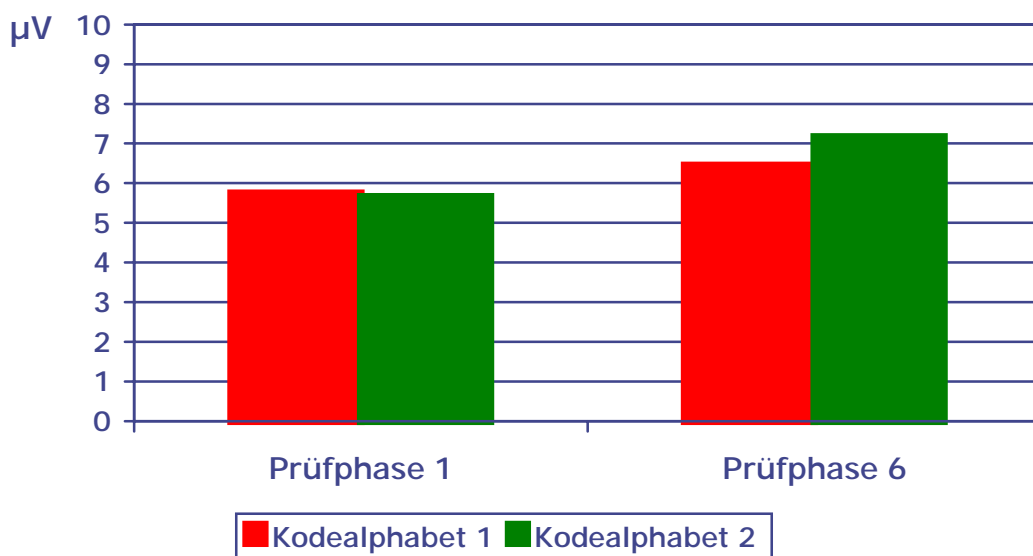


Abb. 32: Mittleres EKP beider Kodealphabeten im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im **parietalen Area** in Prüfphase 1 und Prüfphase 6.

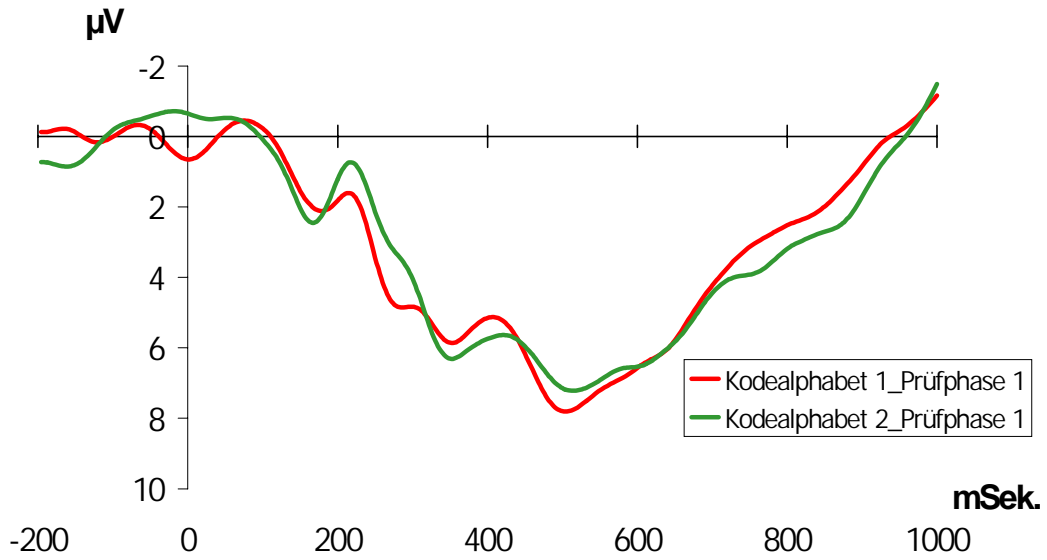


Abb. 33: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in **Prüfphase 1** für beide Kodealphabet.

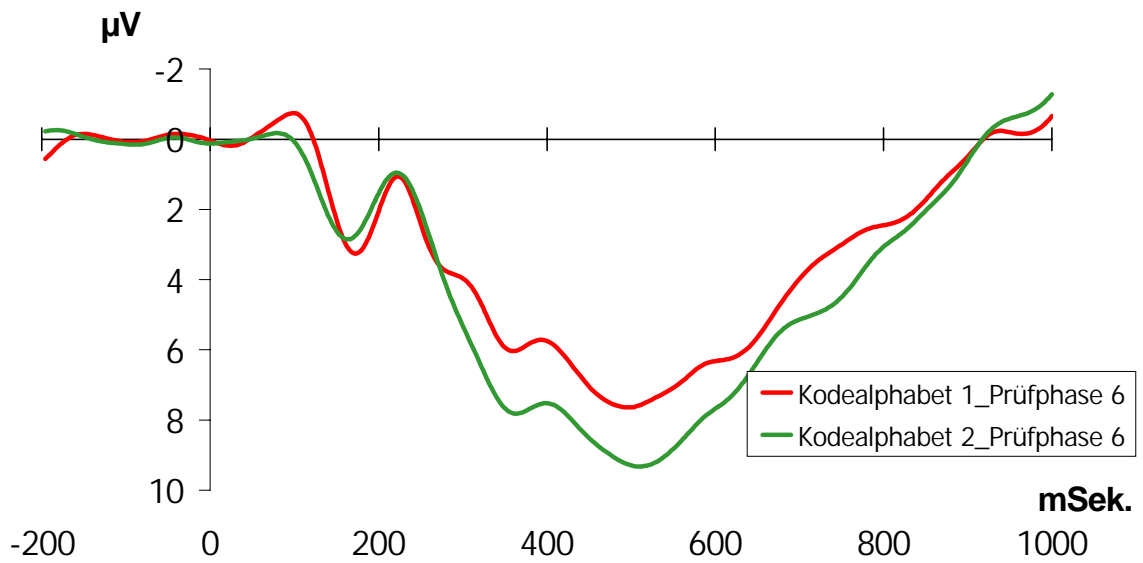


Abb. 34: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in **Prüfphase 6** für beide Kodealphabet.

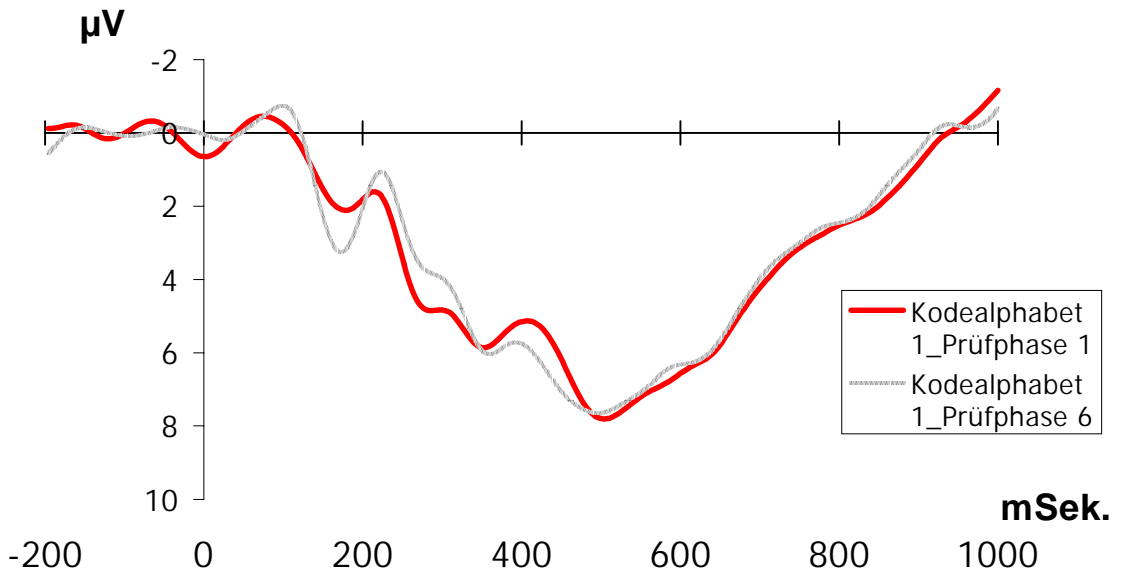


Abb. 35: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in den Prüfphasen 1 und 6 für **Kodealphabet 1**.

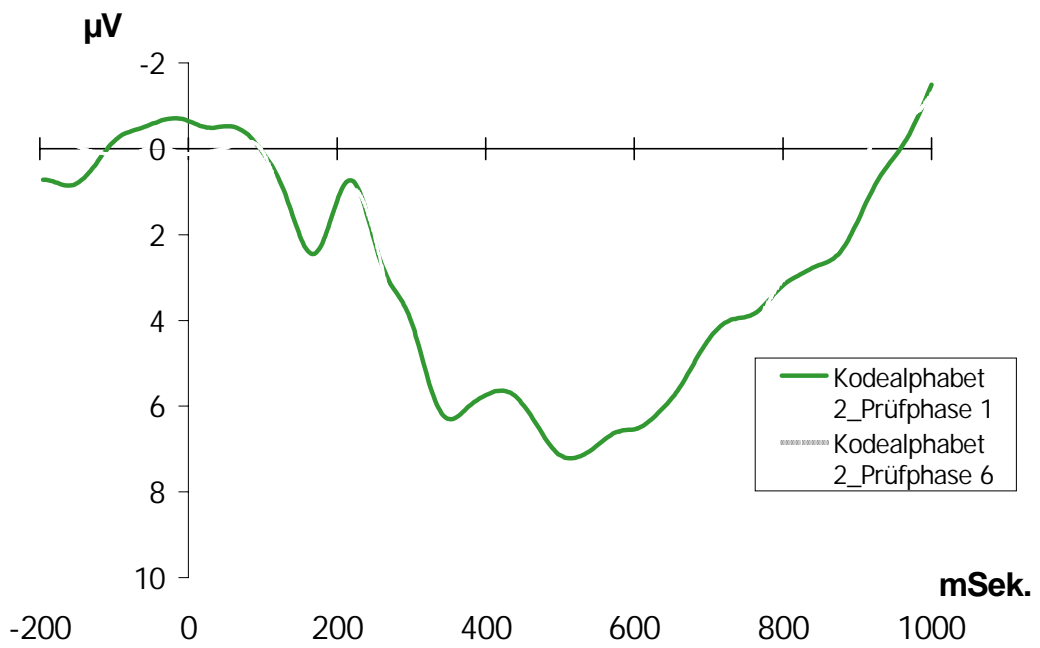


Abb. 36: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in den Prüfphasen 1 und 6 für **Kodealphabet 2**.

2.4.3.2 EEG: Frequenzbänder

Für die Analyse der EEG-Frequenzbänder wurden die Elektrodenpositionen zu den gleichen Hirnarealen zusammengefasst wie bei den EKPs. Analog zu den EKP mussten die Werte einiger Probanden von der Datenanalyse ausgeschlossen werden, da im ausgewerteten Zeitfenster von 0 – 1000 mSek. nach Stimuluspräsentation Augenbewegungen die EEG-Daten beeinflussten. Daher gingen für Kodealphabet 1 $n = 11$ und für Kodealphabet 2 $n = 12$ Probanden in die Datenanalyse der Frequenzbänder ein. Die Elektroden wurden analog zur EKP-Auswertung in die beschriebenen fünf Area eingeteilt. Es werden nur diejenigen Area mit mindestens einem signifikanten Haupteffekt dargestellt.

2.4.3.2.1 EEG-Frequenzbänder: Theta

Für das **Theta-Band** ergab sich nur im frontalen Area ein signifikanter Zwischensubjekteffekt als Haupteffekt in der Varianzanalyse.

Theta-Band, frontal

Die frontale Theta-Aktivität zeigte keinen signifikanten Haupteffekt über die Prüfphasen. Es gab in beiden Gruppen nur wenig Veränderung über die Prüfphasen.

Es konnte jedoch ein signifikanter Zwischensubjekteffekt nachgewiesen werden ($F(5, 18) = 5,43$; $H-F-\epsilon = 1.000$; $p = .03$; $\text{Eta}^2 = .20$). In allen Prüfphasen liegt Kodealphabet 1 über Kodealphabet 2.

Eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Einzeltests zwischen den Gruppen zeigten statistische Trends in Prüfphase 1 ($T = 2,36$; $p = .03$), in Prüfphase 2 ($T = 2,50$; $p = .02$) und in Prüfphase 3 ($T = 2,28$; $p = .03$) (vgl. Tab. 28 und Abb. 37).

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	0,038 (0,025)	0,031 (0,017)	0,144 (0,088)	0,144 (0,088)	0,150 (0,090)	0,131 (0,010)	0,114 (0,058)	0,141 (0,082)	0,059 (0,046)
Kodealphabet 2	0,029 (0,022)	0,024 (0,014)	0,078 (0,028)	0,075 (0,026)	0,082 (0,039)	0,086 (0,051)	0,083 (0,032)	0,089 (0,047)	0,032 (0,025)
T-Test, p	n.s.	n.s.	(.03)	(.02)	(.03)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 28: Mittlere frontale Theta-Aktivität von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

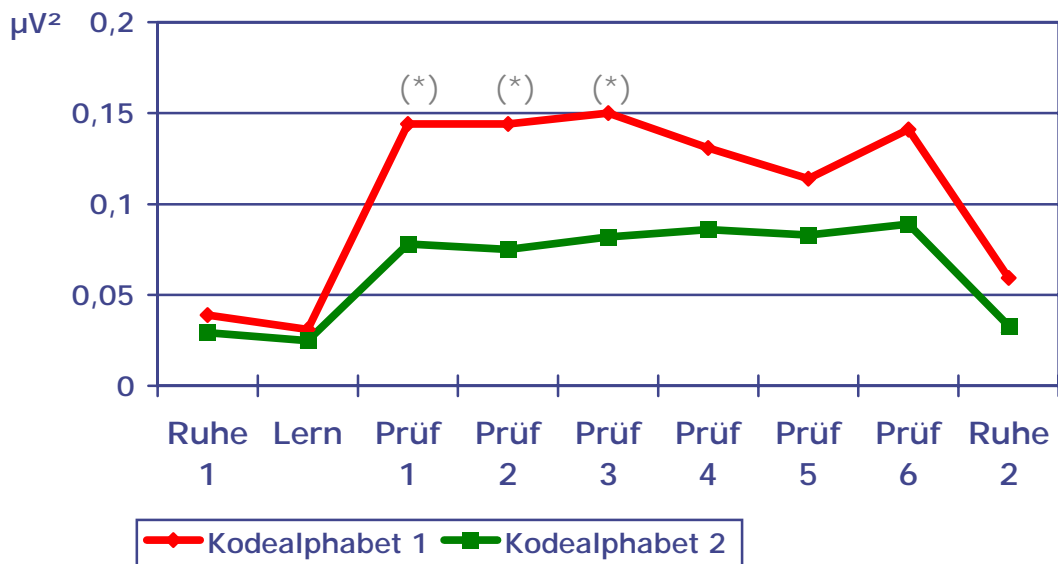


Abb. 37: Power des **frontalen Theta-Frequenzbandes** im EEG für beide Kodealphabeten in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.3.2.2 EEG-Frequenzbänder: Beta-2-Band

Für das **Beta-2-Band** ergaben sich im frontalen, zentralen und parietalen Area Haupteffekte über die Prüfphasen. Zwischensubjekteffekte oder Interaktionen konnten jedoch nicht nachgewiesen werden.

Beta-2, frontal

Die **frontale Beta-2-Aktivität** zeigte einen signifikanten Haupteffekt über die Prüfphasen ($F(5, 18) = 3,64$; $H-F-\epsilon = ,65$; $p = .01$; $\text{Eta}^2 = .14$). Die Aktivität sinkt bis zur Prüfphase 5 kontinuierlich ab und steigt zur Prüfphase 6 wieder etwas an (vgl. Tab. 29 und Abb. 38).

Die Einzeltests zwischen beiden Gruppen zeigten in keiner der Experimentalphasen einen signifikanten Gruppenunterschied.

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	0,006 (0,004)	0,005 (0,004)	0,046 (0,043)	0,036 (0,036)	0,034 (0,033)	0,031 (0,028)	0,031 (0,028)	0,033 (0,037)	0,008 (0,008)
Kodealphabet 2	0,005 (0,005)	0,004 (0,002)	0,034 (0,026)	0,031 (0,033)	0,027 (0,025)	0,022 (0,013)	0,022 (0,022)	0,029 (0,024)	0,005 (0,003)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 29: Mittlere frontale Beta-2-Aktivität von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

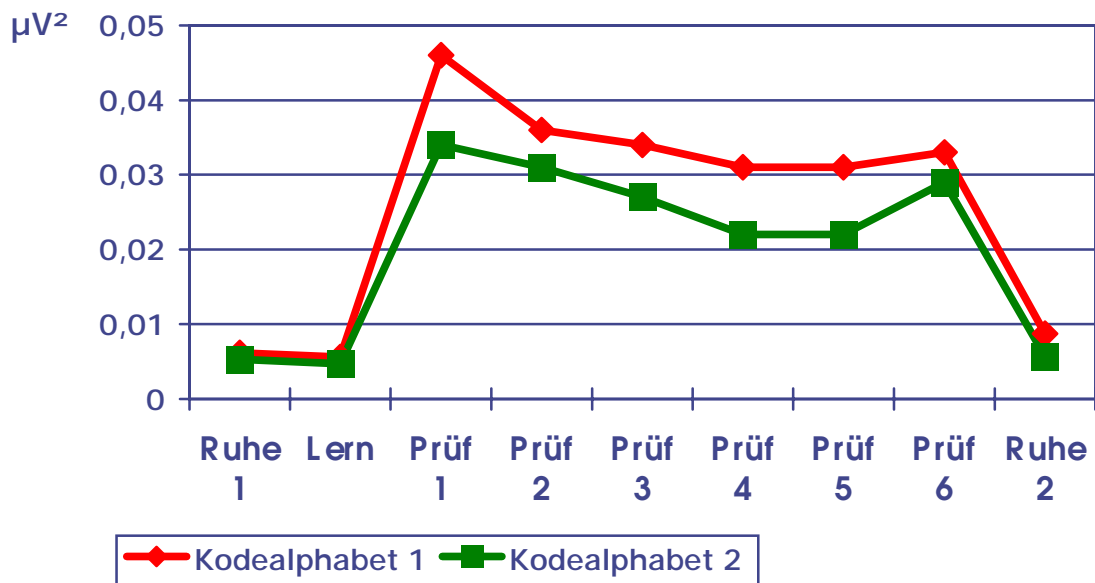


Abb. 38: Power des **frontalen Beta-2-Frequenzbandes** im EEG für beide Kodealphabet in den einzelnen Experimentalphasen.

Beta-2, zentral

Die **zentrale Beta-2-Aktivität** zeigte einen signifikanten Haupteffekt über die Prüfphasen ($F(5, 18) = 5,94$; $H-F-\epsilon = ,66$; $p = .00$; $Eta^2 = .22$). Die Aktivität sinkt bis zur Prüfphase 6, außer in Prüfphase 4, kontinuierlich ab (vgl. Tab. 30 und Abb. 39).

Die Einzeltests zwischen beiden Gruppen zeigten in keiner der Experimentalphasen einen signifikanten Gruppenunterschied.

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	0,013 (0,010)	0,007 (0,003)	0,060 (0,045)	0,045 (0,025)	0,044 (0,030)	0,046 (0,034)	0,041 (0,032)	0,040 (0,027)	0,015 (0,012)
Kodealphabet 2	0,013 (0,014)	0,009 (0,004)	0,059 (0,031)	0,045 (0,024)	0,037 (0,018)	0,044 (0,023)	0,043 (0,031)	0,040 (0,018)	0,011 (0,006)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 30: Mittlere zentrale Beta-2-Aktivität von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

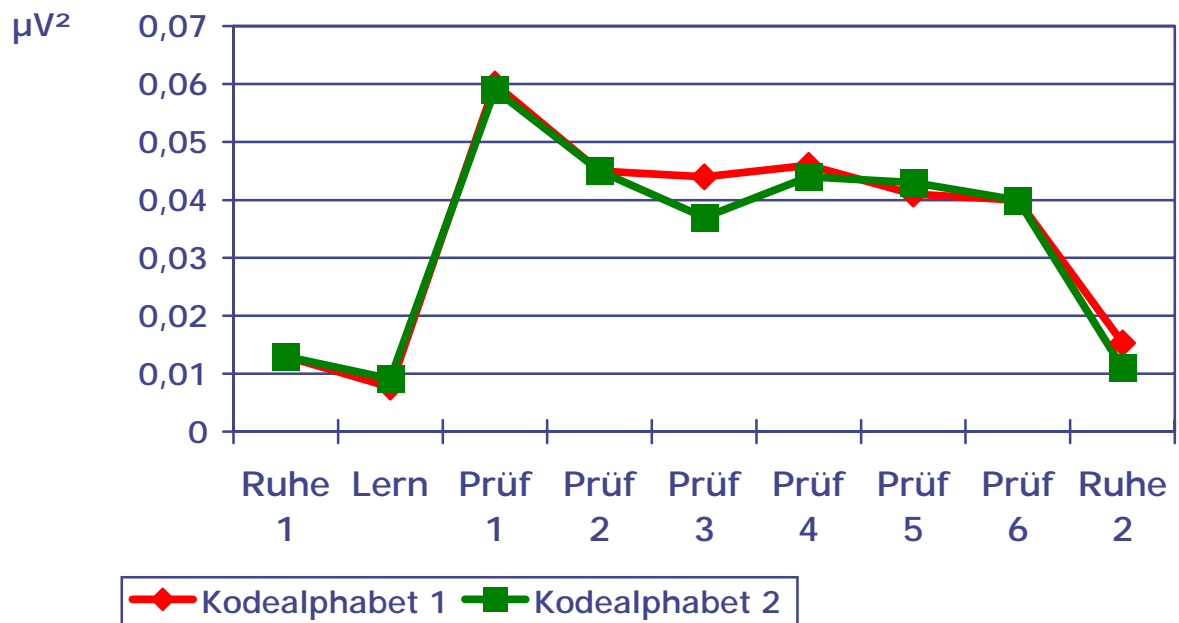


Abb. 39: Power des **zentralen Beta-2-Frequenzbandes** im EEG für beide Kodealphabeten in den einzelnen Experimentalphasen.

Beta-2, parietal

Die **parietale Beta-2-Aktivität** zeigte einen signifikanten Haupteffekt über die Prüfphasen ($F(5, 18) = 6,02$; $H-F-\epsilon = ,89$; $p = .00$; $\text{Eta}^2 = .22$). Die Aktivität sinkt, außer in Prüfphase 4, bis zur Prüfphase 6 kontinuierlich ab (vgl. Tab. 31 und Abb. 40).

Die Einzeltests zwischen beiden Gruppen zeigten in keiner der Experimentalphasen einen signifikanten Gruppenunterschied.

	Ruhe 1	Lern	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6	Ruhe 2
Kodealphabet 1	0,018 (0,015)	0,008 (0,003)	0,056 (0,037)	0,044 (0,027)	0,043 (0,029)	0,051 (0,045)	0,043 (0,031)	0,045 (0,032)	0,018 (0,012)
Kodealphabet 2	0,023 (0,032)	0,010 (0,003)	0,062 (0,035)	0,049 (0,030)	0,044 (0,019)	0,049 (0,019)	0,047 (0,026)	0,045 (0,017)	0,016 (0,007)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 31: Mittlere parietale Beta-2-Aktivität von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

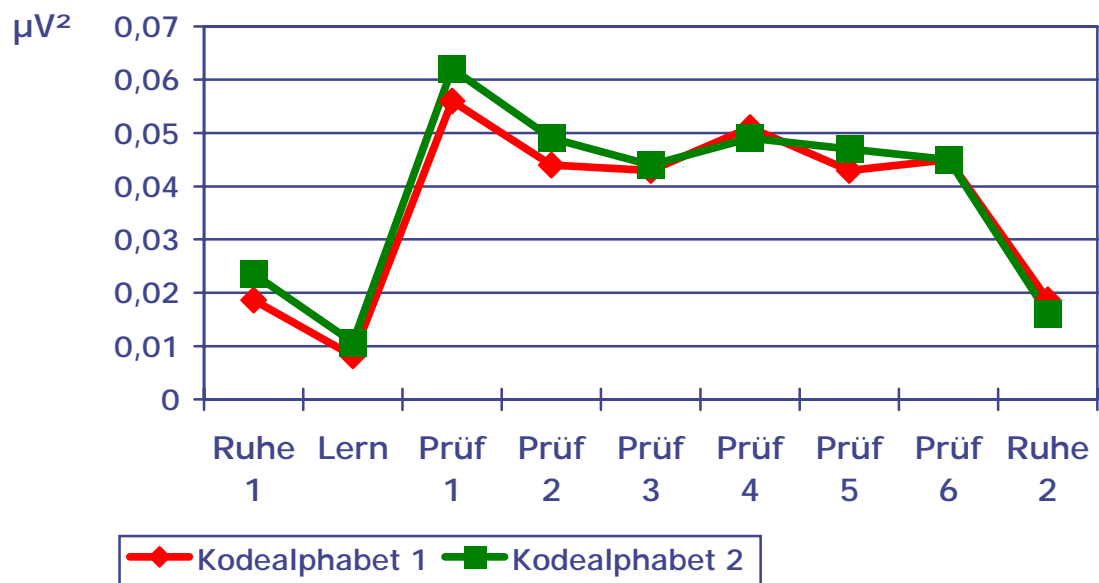


Abb. 40: Power des **parietalen Beta-2-Frequenzbandes** im EEG für beide Kodealphabet in den einzelnen Experimentalphasen.

2.4.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der psychophysiologischen Parameter

Die Ergebnisse zu den psychophysiologischen Parametern können wie folgt zusammengefasst werden:

Die **Hypothese 3** (Die psychophysiologischen Indikatoren indizieren unterschiedlichen kognitiven Dekodierungsaufwand zwischen den Kodealphabeten auch dann, wenn sich die Dekodierungszeiten und Fehler *in den letzten Prüfphasen* nicht mehr signifikant unterscheiden) kann partiell angenommen werden.

Systematische Unterschiede **zwischen beiden Kodealphabeten in den letzten Prüfphasen** konnten in der **HRDiff** und, als statistischer Trend, in der **SCRkorr** nachgewiesen werden.

In der **HRDiff** konnte ein Zwischensubjekteffekt zwar nur als statistischer Trend verzeichnet werden, aber es zeigten sich ab Prüfphase 2 **höhere Werte für Kodealphabet 2 als für Kodealphabet 1**, was sich in den Einzeltests für die Prüfphasen 3 und 4 als statistischer Trend und in den Prüfphasen 5 und 6 signifikant nachweisen ließ.

Die **SCRkorr** zeigte einen gegensätzlichen Trend. Eine Interaktion zeigte einen unterschiedlichen Verlauf der Werte beider Gruppen über die sechs Prüfphasen an. In allen Prüfphasen, außer der Prüfphase 3, liegen die **Werte von Kodealphabet 1 über denen von Kodealphabet 2**, was sich in den Einzeltests jedoch nicht signifikant absichern ließ. Lediglich in Prüfphase 6 konnte der vorhandene Unterschied als statistischer Trend verzeichnet werden.

Weiterhin konnten einige für die psychophysiologische Methodik bedeutsame Ergebnisse festgestellt werden.

Es wurden physiologische Indikatoren des kognitiven Dekodierungsaufwandes identifiziert, die systematische Unterschiede im Verlauf der Experimente **zwischen den Prüfphasen** (als statistischer Haupteffekt in der MANOVA und in mindestens einem Einzeltest zwischen den Prüfphasen) innerhalb eines Kodealphabetes anzeigen. Zu diesen Indikatoren gehören **SCRfreq.**, **SCRkorr**, **SCLlyk**, **HR** und **HRDiff**.

Bei den zentralnervösen Parametern zeigten die EKPs keinerlei Unterschiede zwischen den Prüfphasen an.

Allerdings konnten bezüglich der EEG-Frequenzen für das **frontale, zentrale und parietale Beta-2-Band** ein sukzessives Absinken der Power über die Prüfphasen verzeichnet werden.

Unterschiede zwischen beiden Gruppen **von der ersten Prüfphasen an** konnten im **SCLlyk** und bezüglich des EEG im **frontalen Theta-Band** beobachtet werden.

2.5 Explorative Datenanalyse: Restrukturierung der Kodealphabete und erneute Analyse der EEG-Parameter

Im Anschluss an die vorangegangenen Analysen wurden die vorhandenen Kodealphabete neu zusammengestellt. Das Auswahlkriterium für den einzelnen Kode war, dass sich der jeweilige Kode zwischen beiden Kodealphabeten hinsichtlich der Dekodierungszeit unterscheidet.

Diese Menge dieser hinsichtlich ihrer Bedeutung (Situationsbeschreibung) parallelen Kodes mit unterschiedlicher Dekodierungszeit sollten jeweils zu einem neuen Kodealphabet zusammengestellt werden, die sich damit deutlicher voneinander unterschieden als diejenigen, die bisher in den geschilderten Analysen verwendet wurden. Damit sollte erreicht werden, dass die Unterschiede zwischen diesen nun restrukturierten Kodealphabeten in den psychophysiologischen Parametern deutlicher hervortreten würden (unten geschildertes Vorgehen verdeutlicht diese Restrukturierung).

Als psychophysiologische Beanspruchungsindikatoren wurden nur die Parameter des EEG (EKP und EEG-Frequenzen) in die Analyse der psychophysiologischen Effekte einbezogen, da bei dem vorliegenden Design nur für das EEG eine reizbezogene Analyse möglich war.

Daher wurden nur diejenigen Probanden eingeschlossen, die auch in die ursprüngliche EEG-Analyse einbezogen wurden.

2.5.1. Einschlusskriterien der Kodes

Es wurden nur die Dekodierungszeiten der richtigen Antworten verwendet. Alle falschen oder fehlenden Antworten wurden, wie auch in der Analyse der ursprünglichen Kodealphabete, ausgeschlossen.

Da die Streuung der Dekodierungszeit einzelner Kodes groß war, wurden Extremwerte der Dekodierungszeiten der jeweiligen Kodes aus der Analyse ausgeschlossen, wenn die Dekodierungszeit des einzelnen Kodes in der jeweiligen Prüfphase über ± 2 Standardabweichungen des Gruppenmittelwerts für den spezifischen Kode in einer der beiden Kodealphabete betrug.

Diese Art der Auswahl erschien notwendig, da das Stimulusmaterial (die Kodes) nicht nach kognitionspsychologischen Kriterien konstruiert worden war, sondern, der anwendungsbezogenen Fragestellung der Untersuchung entsprechend, einem realen Kodealphabet (einer Feuerwehrleitzentrale) entstammte, wodurch eine große Variabilität der Dekodierungszeit jedes einzelnen Kodes gegeben war. Daher erschien es gerechtfertigt, Extremwerte zu eliminieren, um die Fehlervarianz zu reduzieren.

Anschließend wurden die jeweiligen Codes von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 hinsichtlich Unterschiede in den Dekodierungszeiten in Prüfphase 1 und separat in Prüfphase 6 miteinander verglichen, so dass insgesamt 9 Gruppen von Codes identifiziert wurden (vgl. Tab.: 32).

Das Signifikanzniveau (für T-Tests für abhängige Stichproben) zur Unterscheidung der Dekodierungszeiten in Prüfphase 1 und Prüfphase 6 wurde auf $p < .25$ festgelegt. Ein strengeres Signifikanzniveau hätte zum Ausschluss einer noch größeren Anzahl von Codes geführt. Bereits mit diesem Signifikanzniveau mussten 29 Codes ausgeschlossen werden, da sich keine Unterschiede zwischen den Dekodierungszeiten beider Kodealphabeten sowohl in Prüfphase 1 als auch in Prüfphase 6 zeigten (Kode-Nr. 3, 4, 5, 9, 11, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 22, 24, 27, 28, 31, 34, 35, 36, 39, 40, 43, 45, 47, 49, 50, 53).

	Prüfphase 1		
	Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 = Kodealphabet 2	Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 > Kodealphabet 2	Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 < Kodealphabet 2
Prüf- phase 6			
Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 = Kodealphabet 2	3, 4, 5, 9, 11, 13, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 22, 24, 27, 28, 31, 34, 35, 36, 39, 40, 43, 45, 47, 49, 50, 53	2, 7, 8, 10, 42, 51, 52	25, 33, 41, 54
Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 > Kodealphabet 2	12, 44	1	
Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 < Kodealphabet 2	23, 29, 32, 48	6, 30, 46	21, 26, 37, 38

Tab. 32: Codes (Ziffern bezeichnen die jeweiligen Codes in den Kodealphabeten 1 und 2, s. Anhang), die in den Prüfphasen 1 und 6 gleiche oder unterschiedliche Dekodierungszeiten erreichten. Die fettgedruckten Codes wurden in die weitere Analyse zur Konstruktion der restrukturierten Kodealphabeten einbezogen.

Es wurden diejenigen Codes **einbezogen**, die, hypothesenkonform, eine Verkürzung der Dekodierungszeit von Prüfphase 1 bis Prüfphase 6 in **Kodealphabet 1** zeigten (Kriterium: **Lerngewinn** von Kodealphabet 1).

So wurden **drei Gruppen** von Kodes in die Analyse einbezogen:

- Kodes, die in Prüfphase 1 in Kodealphabet 1 längere Dekodierungszeiten zeigten als in Kodealphabet 2, dann aber in Prüfphase 6 keine Unterschiede mehr zwischen beiden Kodealphabeten zeigten (Kodes Nr. **2, 7, 8, 10, 42, 51, 52**). Dies bedeutet, dass sich die Dekodierungszeit in Kodealphabet 1 zur Prüfphase 6 hin verbesserte, bis es keine Unterschiede in Prüfphase 6 mehr gab.
- Kodes, die in Prüfphase 1 in Kodealphabet 1 längere Dekodierungszeiten zeigten als in Kodealphabet 2, und dann in Prüfphase 6 sich nicht nur bezüglich beider Kodealphabeten angeglichen, sondern sogar kürzere Dekodierungszeiten in Kodealphabet 1 als in Kodealphabet 2 zeigten (Kodes Nr. **6, 30, 46**). Dies bedeutet, dass sich in diesen Kodes die Dekodierungszeit von Prüfphase 1 zur Prüfphase 6 so weit verbesserte, dass sie in Prüfphase 6 unter die Dekodierungszeit von Kodealphabet 2 sank.
- Als dritte Gruppe wurden diejenigen Kodes einbezogen, die zunächst in Prüfphase 1 keinen Unterschied in der Dekodierungszeit zwischen beiden Kodes zeigten, dann aber in Prüfphase 6 in Kodealphabet 1 kürzere Dekodierungszeiten als in Kodealphabet 2 aufwiesen (Kodes Nr. **23, 29, 32, 48**).

Gemäß dieser Auswahl wurden **14 Kodes zu zwei restrukturierten Kodealphabeten** zusammengefügt.

Die 14 eingeschlossenen Kodes konnten nicht eindeutig einer Notfallklasse zugeordnet werden. Es wurde aber sichergestellt, dass aus jeder Notfallklasse mindestens ein Kode enthalten war.

2.5.2. Ergebnisse der Leistungsdaten der restrukturierten Kodealphabeten

2.5.2.1 Anzahl der Fehler der restrukturierten Kodealphabeten

Bezüglich der **Fehler der restrukturierten Kodealphabeten** ergab sich ein signifikanter Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 18) = 12,51$; $H-F-\epsilon = .55$; $p < .00$; $\text{Eta}^2 = .37$). Die Anzahl der Fehler nimmt in beiden Kodealphabeten über die Prüfphasen kontinuierlich ab (vgl. Tab. 33 und Abb. 41).

Ein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Gruppen in den Einzeltests.

	Prüfphase 1	Prüfphase 2	Prüfphase 3	Prüfphase 4	Prüfphase 5	Prüfphase 6
Kodealphabet 1	2,72 (2,57)	2,00 (2,09)	1,27 (2,45)	1,27 (2,93)	1,00 (2,37)	1,00 (3,00)
Kodealphabet 2	3,66 (2,74)	2,41 (2,07)	1,50 (1,73)	1,08 (1,56)	1,08 (1,73)	0,83 (1,40)
T-Test	n. s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 33: Mittlere Anzahl falscher Antworten der restrukturierten Kodealphabeten für Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede der sechs Prüfphasen mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

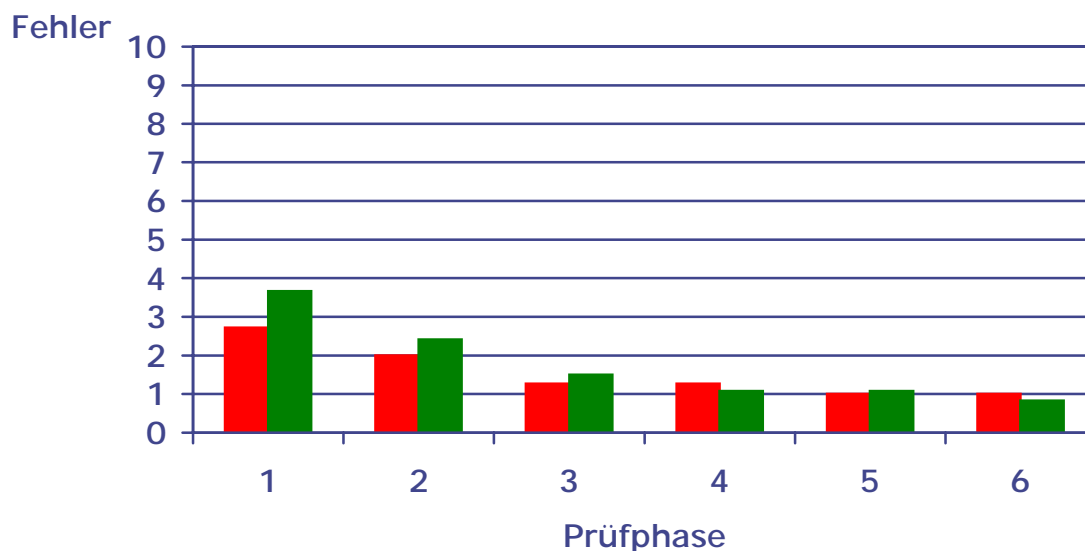


Abb. 41: Anzahl fehlerhafter Antworten der **restrukturierten Kodealphabeten** (Kodealphabet 1 = rot; Kodealphabet 2 = grün) in den sechs Prüfphasen.

2.5.2.2 Dekodierungszeiten der restrukturierten Kodealphabet

Für die **Dekodierungszeiten der restrukturierten Kodealphabet** ergibt sich ein signifikanter Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen ($F(5, 18) = 30,26$; $H-F-\epsilon = .67$; $p < .000$; $\text{Eta}^2 = .59$). Ein Zwischensubjekteffekt konnte nicht nachgewiesen werden.

Es konnte eine signifikante Interaktion (Verlauf x Gruppe) festgestellt werden ($F(5, 18) = 4,92$; $H-F-\epsilon = .59$; $p < .00$; $\text{Eta}^2 = .19$). Die Dekodierungszeiten beider Kodealphabet werden von Prüfphase 1 bis Prüfphase 5 kontinuierlich kleiner, wobei Kodealphabet 1 über Kodealphabet 2 liegt. Die Zeiten nähern sich im Verlauf der Prüfphasen an und sind in Prüfphase 5 fast identisch, während in der folgenden Prüfphase 6 die Zeiten von Kodealphabet 1 kleinere Werte als die von Kodealphabet 2 erreichen. (vgl. Tab. 34 und Abb. 42).

Einzeltests zwischen den Gruppen ergaben nur in Prüfphase 1 eine tendenziell höhere Dekodierungszeit für Kodealphabet 1 ($T = 2,3$; $p = .03$).

	Prüfphase 1	Prüfphase 2	Prüfphase 3	Prüfphase 4	Prüfphase 5	Prüfphase 6
Kodealphabet 1	4176 (1061)	3284 (962)	2750 (569)	2689 (573)	2522 (643)	2275 (519)
Kodealphabet 2	3297 (736)	2840 (516)	2706 (559)	2538 (545)	2489 (655)	2542 (611)
T-Test, p	(.03)	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 34: Mittlere Dekodierungszeiten der restrukturierten Kodealphabet für Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede der sechs Prüfphasen im mSek. mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

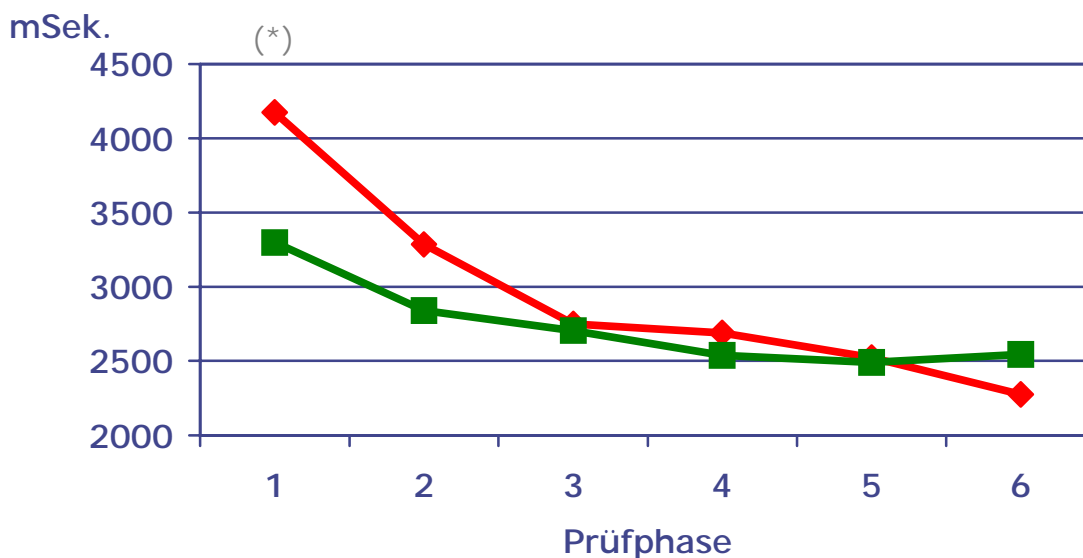


Abb. 42: Dekodierungszeiten der richtigen Antworten der **restrukturierten Kodealphabet** (Kodealphabet 1 = rot; Kodealphabet 2 = grün) in den sechs Prüfphasen.

2.5.2.3 Zusammenfassung der Leistungsdaten der restrukturierten Kodealphabet

Die **Fehleranzahl** verringerte sich signifikant über die Prüfphasen, während weder ein Zwischensubjekteffekt noch Gruppenunterschiede in den Einzeltests auszumachen waren.

Die **Dekodierungszeiten** verkürzten sich ebenfalls kontinuierlich über die Prüfphasen, wobei kein Zwischensubjekteffekt nachgewiesen werden konnte. Einzeltests ergaben nur in Prüfphase 1 einen statistischen Trend hinsichtlich einer größeren Dekodierungszeit von Kodealphabet 1 gegenüber Kodealphabet 2. Die Werte beider Kodealphabet verringern sich über die Prüfphasen, wobei die Werte von Kodealphabet 1 bis Prüfphase 4 über Kodealphabet 2 liegen, bis sie in Prüfphase 5 zusammentreffen. In Prüfphase 6 verringern sich die Werte von Kodealphabet 1 nochmals und somit liegen die Dekodierungszeiten von Kodealphabet 1 in Prüfphase 6 unter der von Kodealphabet 2. Trotz insignifikanter Ergebnisse ist zu erkennen, dass der Lerngewinn in den letzten Prüfphasen in Kodealphabet 1 (ca. 300 mSek. von Prüfphase 5 zu Prüfphase 6) größer ist als in Kodealphabet 2. Dieser Verlauf deutet darauf hin, dass der Lernprozess in Kodealphabet 1 noch nicht mit der letzten Prüfphase abgeschlossen ist.

2.5.3 Ergebnisse zentralnervöser Parameter der restrukturierten Kodeliste

2.5.3.1 EEG: Ereigniskorrelierte Hirnpotenziale der restrukturierten Kodealphabet

Die Auswertungsmethodik erfolgte analog zur EKP-Auswertung der ursprünglichen Kodealphabet. Daher wurden auch für die restrukturierten Kodealphabet die Unterschiede zwischen beiden Kodealphabeten in der **ersten** und **sechsten** Prüfphase analysiert, da angenommen werden kann, dass zwischen diesen beiden Prüfphasen die zwischenzeitlich stattfindenden Lernprozesse, die sich in einer verringerten Fehleranzahl und den Dekodierungszeiten ausdrücken, maximal sind.

Bezüglich der **EKP** konnte kein signifikanter Haupteffekt (Messwiederholungs- und Zwischensubjekteffekt) in der zweifaktoriellen Varianzanalyse nachgewiesen werden.

Ebenso zeigte sich keine Interaktion zwischen beiden Faktoren.

Die EKPs zeigten in den Einzeltests zwischen beiden Gruppen weder in der Prüfphase 1 noch in der Prüfphase 6 einen signifikanten Unterschied.

Weiterhin zeigte sich innerhalb beider Gruppen kein Unterschied zwischen Prüfphase 1 und Prüfphase 6 (vgl. Tab. 35 und Abb. 43; zur Verdeutlichung siehe Abb. 44 – Abb. 47).

	Prüfphase 1	Prüfphase 6	T-Test (zwischen beiden Prüfphasen)
Kodealphabet 1	5,32 (3,03)	5,25 (3,97)	n.s.
Kodealphabet 2	4,86 (4,71)	8,53 (7,88)	n.s.
T-Test (zwischen beiden Gruppen)	n.s.	n.s.	

Tab. 35: Mittleres ereigniskorreliertes Hirnpotenzial der restrukturierten Kodealphabet (in μV) (mit Standardabweichungen) im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im parietalen Area für beide Kodealphabet (für Prüfphase 1 und Prüfphase 6) mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen und zwischen beiden getesteten Prüfphase.

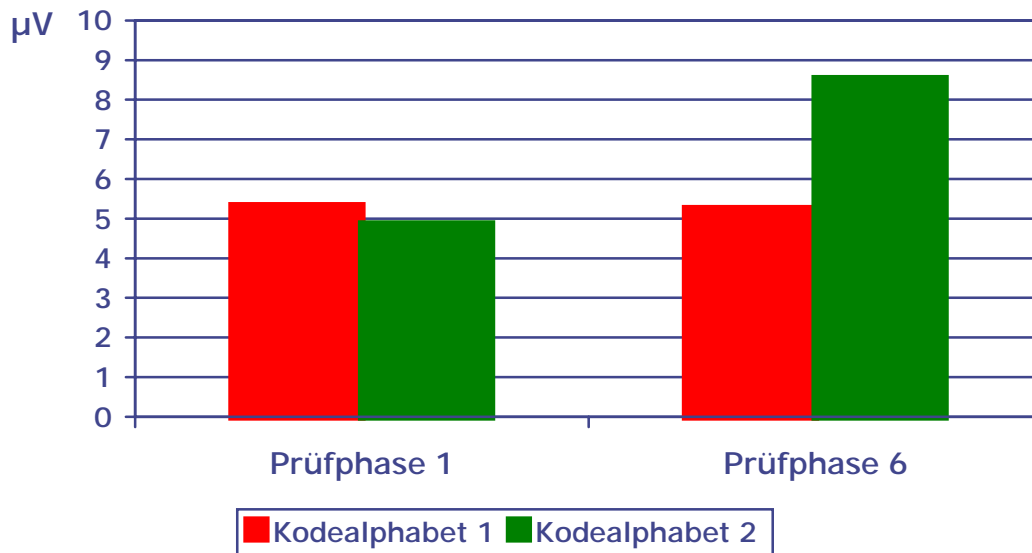


Abb. 43: Mittleres EKP der **restrukturierten Kodealphabet**e im Zeitbereich 300 – 600 mSek. im **parietalen Area** in Prüfphase 1 und Prüfphase 6.

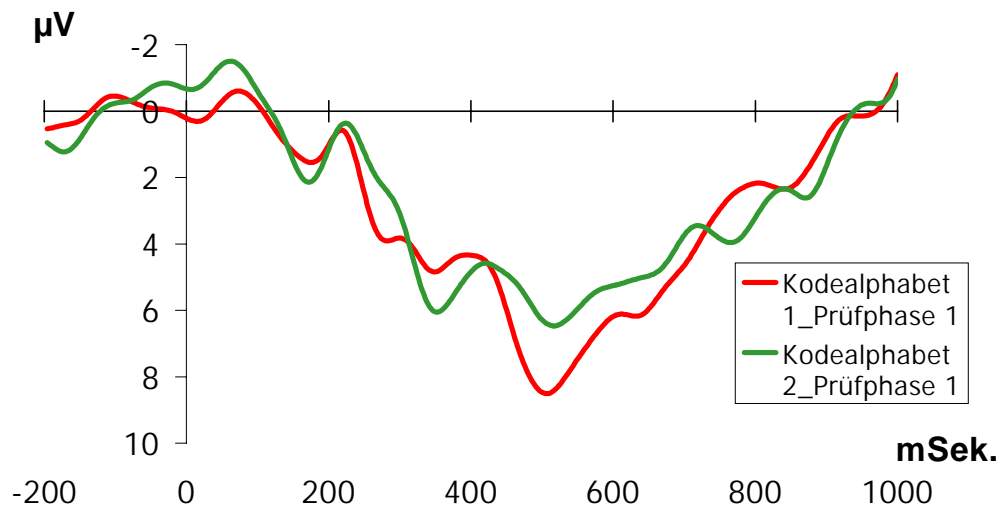


Abb. 44: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in **Prüfphase 1** der **restrukturierten Kodealphabet**e.

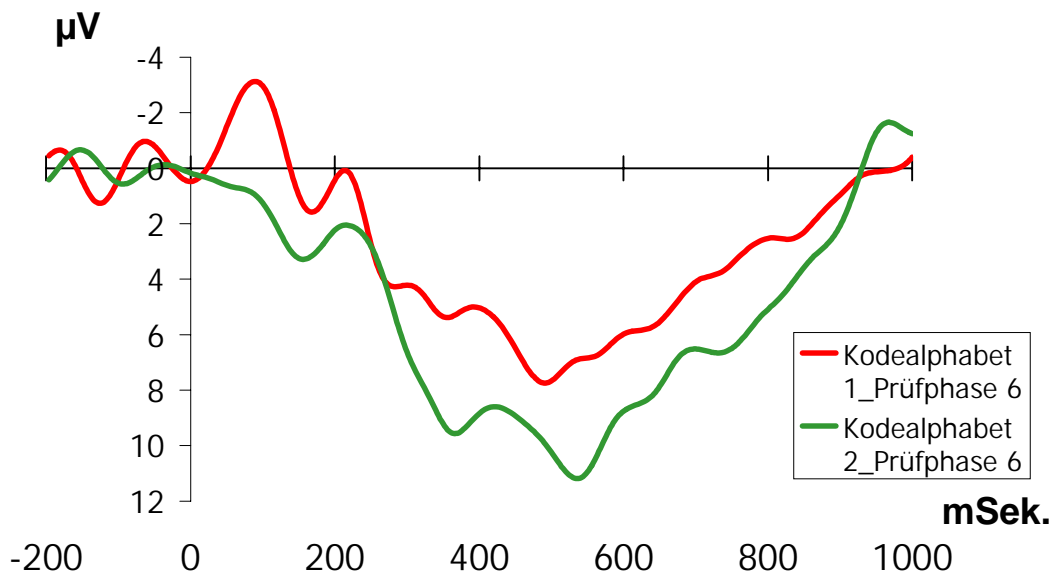


Abb. 45: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in der **Prüfphase 6** der **restrukturierten Kodealphabet**.

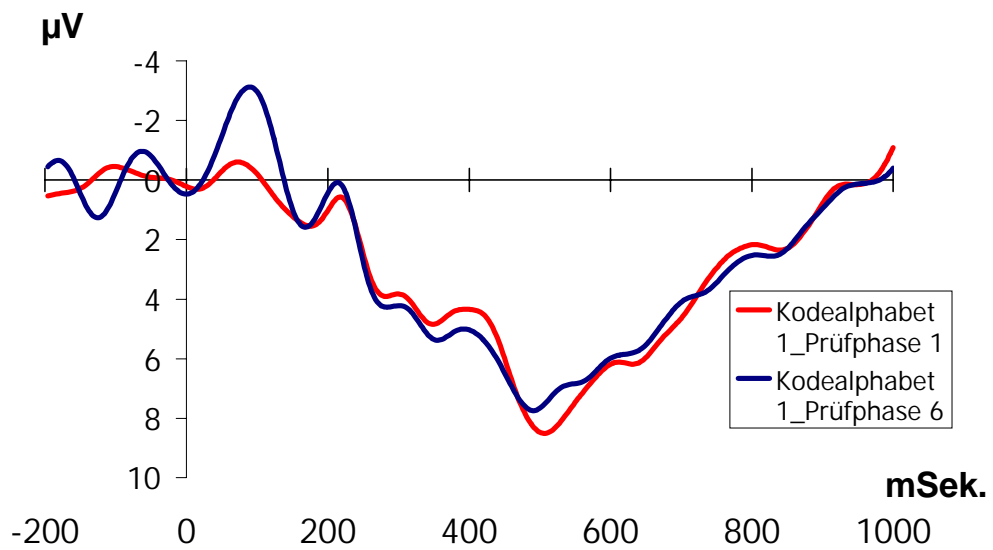


Abb. 46: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in den **Prüfphasen 1 und 6** des **restrukturierten Kodealphabets 1**.

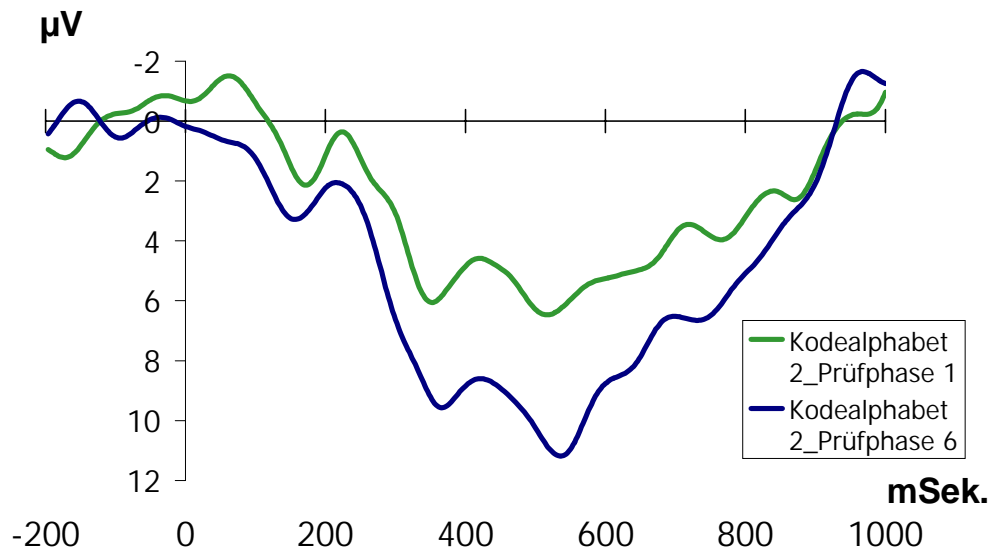


Abb. 47: Ereigniskorreliertes Potenzial der **PZ-Elektrode** in den **Prüfphasen 1 und 6** des **restrukturierten Kodealphabets 2**.

2.5.3.2 Zusammenfassung der Ergebnisse der EKP der restrukturierten Kodealphabeten

Die Ergebnisse entsprechen in etwa denen der ursprünglichen Kodealphabeten. Es konnte kein Zwischensubjekteffekt, kein Haupteffekt über den Verlauf der beiden getesteten Prüfphasen oder Effekte in Einzeltests nachgewiesen werden. Es ist festzustellen, dass die Restrukturierung die Ergebnisse nicht verbesserte.

Dennoch soll hier ein Ergebnis angesprochen werden, das zwar nicht signifikant war, aber eine Diagnostizität der EKP andeutet.

In Kodealphabet 2 zeigte sich numerisch eine größere EKP-Komponente im parietalen Area in der Prüfphase 6 im Vergleich mit der Prüfphase 1 ($T = -1,43$; $p = .18$), während sich in Kodealphabet 1 kein Unterschied im bezeichneten Area zwischen Prüfphase 1 und 6 andeutete ($T = 0,05$; $p = .95$).

2.5.3.3 EEG: Frequenzbänder der restrukturierten Kodealphabet

Die Auswertungsmethodik erfolgte analog zur Untersuchung der Frequenzbänder der ursprünglichen Kodealphabet. Daher wurden auch die gleichen Hirnareale zur Analyse ausgewählt.

2.5.3.3.1 EEG-Frequenzbänder: Theta

Im **Theta-Band** ergab sich nur im frontalen Area ein signifikanter Haupteffekt (Zwischensubjekteffekt) in der Varianzanalyse, weshalb im Folgenden nur die Ergebnisse zu diesem Area dargestellt werden.

Theta-Band, frontal

Die **frontale Theta-Aktivität** zeigte keinen signifikanten Haupteffekt über die Prüfphasen. Es gab in beiden Kodealphabeten nur wenig Veränderung im Verlauf der Prüfphasen (vgl. Abb. 48).

Es konnte jedoch ein signifikanter Zwischensubjekteffekt nachgewiesen werden ($F(5, 18) = 5,43$; $H-F-\epsilon = .78$; $p = .03$; $\text{Eta}^2 = .20$). In allen Prüfphasen liegt Kodealphabet 1 über Kodealphabet 2.

Eine Interaktion konnte nicht nachgewiesen werden.

Einzeltests zeigten statistische Trends hinsichtlich Gruppenunterschieden in Prüfphase 1 ($T = 2,28$; $p = .04$), in Prüfphase 2 ($T = 2,95$; $p = .01$) und in Prüfphase 3 ($T = 2,58$; $p = .02$) (vgl. Tab. 36 und Abb. 48).

	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6
Kodealphabet 1	0,3205 (0,2453)	0,2731 (0,1624)	0,2175 (0,1032)	0,2717 (0,1756)	0,2674 (0,1859)	0,2620 (0,1486)
Kodealphabet 2	0,1474 (0,0783)	0,1254 (0,0356)	0,1281 (0,0527)	0,1679 (0,0936)	0,1803 (0,0978)	0,2219 (0,1927)
T-Test, p	(.04)	(.01)	(.02)	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 36: Mittlere frontale Theta-Aktivität der restrukturierten Kodealphabet von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

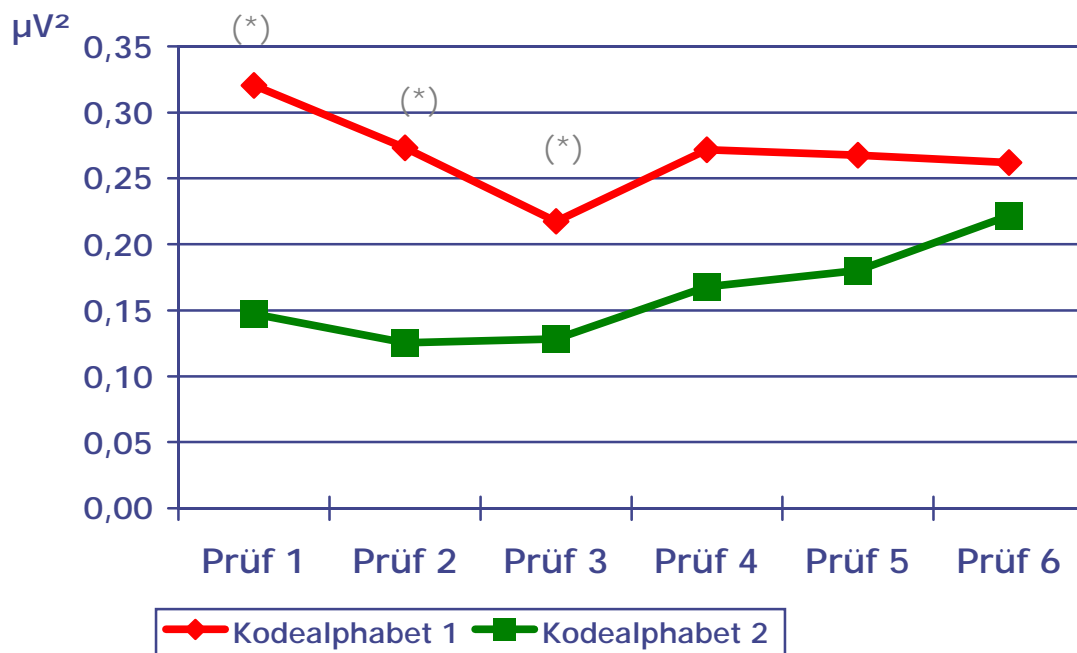


Abb. 48: Power des **frontalen Theta-Frequenzbandes** im EEG für beide **restrukturierten Kodealphabete** in den sechs Prüfphasen.

2.5.3.3.2 EEG-Frequenzbänder: Beta-2-Band

Für das **Beta-2-Band** ergab sich im Gegensatz zu den ursprünglichen Kodealphabeten kein Haupteffekt im frontalen und zentralen Area über die Prüfphasen (Innersubjekteffekt) oder ein Zwischensubjekteffekt. Lediglich im parietalen Area konnte ein statistischer Trend als Haupteffekt über den Verlauf der sechs Prüfphasen nachgewiesen werden, weshalb im Folgenden nur die Ergebnisse zum parietalen Area dargestellt werden.

Beta-2, parietal

Die **parietale Beta-2-Aktivität** zeigte einen statistischen Trend über die Prüfphasen ($F(5, 18) = 2,31$; $H-F-\epsilon = ,78$; $p = .06$; $\text{Eta}^2 = .09$). Die Aktivität sinkt, wie in den Ergebnissen zu den ursprünglichen Kodealphabeten auch, außer in Prüfphase 4, bis zur Prüfphase 6 kontinuierlich ab (vgl. Tab. 37 und Abb. 49).

Einzeltests zeigten keinen Gruppenunterschied in den Prüfphasen.

	Prüf 1	Prüf 2	Prüf 3	Prüf 4	Prüf 5	Prüf 6
Kodealphabet 1	0,1193 (0,0936)	0,0955 (0,0675)	0,0887 (0,0844)	0,1209 (0,1209)	0,0796 (0,0470)	0,0900 (0,0749)
Kodealphabet 2	0,0978 (0,0447)	0,0970 (0,0646)	0,0834 (0,0443)	0,1049 (0,0434)	0,0985 (0,0707)	0,0985 (0,0442)
T-Test	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.	n.s.

Tab. 37: Mittlere parietale Beta-2-Aktivität der restrukturierten Kodealphabete von Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 (mit Standardabweichungen) für jede Experimentalphase mit Ergebnissen der Signifikanztests zwischen den Gruppen.

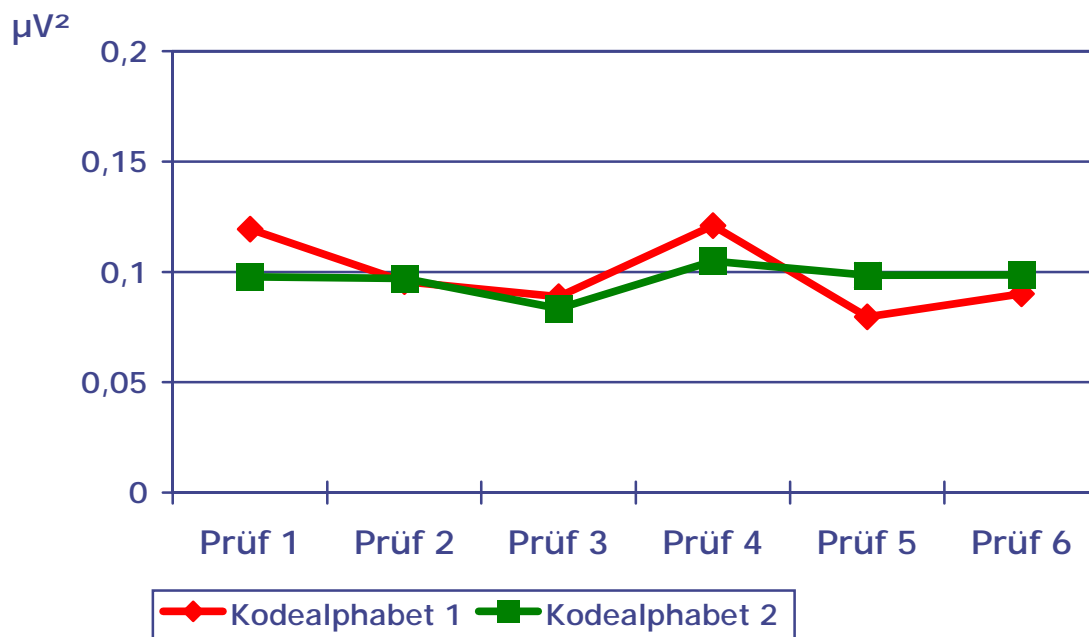


Abb. 49: Power des **parietalen Beta2-Frequenzbandes** im EEG für beide **restrukturierten Kodealphabete** in den sechs Prüfphasen.

2.5.3.4 Zusammenfassung der Ergebnisse der EEG-Frequenzen der restrukturierten Kodealphabete

Insgesamt zeigten sich höhere Power-Werte für die restrukturierten Kodealphabete, was für die Restrukturierung der Codes spricht.

Es zeigte sich in der frontalen Theta-Aktivität ein signifikanter Zwischensubjekteffekt, wobei in allen Prüfphasen Kodealphabet 1 über Kodealphabet 2 lag. In Prüfphasen 1 – 3 konnten in Einzeltests statistische Trends bezüglich des Gruppenunterschieds verzeichnet werden. Ein Haupteffekt über die Prüfphasen konnte nicht nachgewiesen werden. Diese Ergebnisse entsprechen in etwa denen in den ursprünglichen Kodealphabeten.

Die Ergebnisse im Beta-2-Band schwächten sich insgesamt im Vergleich zu den ursprünglichen Kodealphabeten ab. Denn es ergaben sich, im Gegensatz zu den ursprünglichen Kodealphabeten, keine signifikanten Effekte im frontalen und zentralen Area über die Prüfphasen. Lediglich im parietalen Bereich konnte ein Trend über den Verlauf der Prüfphasen verzeichnet werden.

3. Diskussion

3.1 Zusammenfassung der Ergebnisse

In der vorliegenden Arbeit wurde die Frage untersucht, inwieweit psychophysiologische Indikatoren mentaler Beanspruchung, über die Erfassung von subjektiven und Leistungsdaten hinaus, zusätzliche Informationen über die mentale Beanspruchung bei der Dekodierung von Einsatzkodes, wie sie in einer Feuerwehrleitzentrale verwendet werden, liefern. Damit sollte ein Beitrag zur Bewertung der Güte von Kodealphabeten und zur Anwendung psychophysiologischer Methoden der Beanspruchungsmessung bei mentalen Belastungen der vorliegenden Art geleistet werden.

3.1.1.1 Allgemeine Anmerkungen zum Design der vorliegenden Untersuchung

Es stellt sich die Frage, inwieweit die als Laborstudie angelegte Untersuchung dem Anliegen gerecht wird, Hinweise für eine praxisbezogene Fragestellung zu liefern. Denn durch die oftmals unzureichende ökologische Validität der meisten Laborstudien, können Ergebnisse aus Laborstudien nur selten auf das natürliche Setting außerhalb des Labors übertragen werden. Denn es gibt durch Labor-Feld-Vergleichsstudien hinreichende Belege für die oftmals mangelnde Generalisierbarkeit von Laborstudien (Gerin, Rosofsky, Pieper & Pickering, 1994; Seibt, Boucsein & Scheuch, 1998; Turner, Sherwood & Light, 1992; Turner, Ward, Gellmann, Johnston, Light & van Doornen, 1994; Van Doornen, Knol, Willemsen & De Geus, 1994; Van Doornen & Turner, 1992; zsf. Fahrenberg & Foerster, 2002, S. 8f). Nur bei bestimmten Fragestellungen und sorgfältiger Auswahl der Analysemethoden gelingt eine Vorhersage der psychophysiologischen Reaktionen der Probanden im Feld aufgrund ihrer Reaktionen in vorangegangenen Laboruntersuchungen (Fredrikson, Blumenthal, Evans & Sherwood, 1989; Käßler, Becker & Fahrenberg, 1993).

Die Frage nach der ökologischen Validität psychophysiologischer Laborbefunde ist für die vorliegende Untersuchung aber nur von untergeordneter Bedeutung, da dies nicht im Zentrum der Fragestellung stand. Die im Feld oft zusammen auftretenden emotionalen und kognitiven Aspekte mentaler Beanspruchung wurden in der Operationalisierung bewusst voneinander getrennt, so dass nur kognitive und perzeptive Beanspruchung ausgelöst wurde. Emotionale Beanspruchung sollte dabei weitgehend ausgeschlossen werden.

Zwar wurde in der vorliegenden Studie eine praxisbezogene Fragestellung untersucht, indem die psychophysiologischen Reaktionen bei der Dekodierung alphanumerischer Codes, wie sie in Feuerwehrleitzentralen verwendet werden, analysiert wurden, aber durch die Separierung von emotionaler und kognitiver Beanspruchung, ist die ökologische Validität eben nur gering und wurde auch nicht angestrebt.

Ein weiterer möglicher Kritikpunkt betrifft die Ableitung der Vielzahl von Biosignalen, was zunächst den Eindruck der Beliebigkeit entstehen lassen könnte. Es wurden in der vorliegenden Untersuchung verschiedene zentralnervöse und peripherphysiologische Biosignale abgeleitet und zunächst insgesamt 19 Parameter berechnet. Von diesen wurden nach den Ergebnissen der Vortests 9 Parameter in die Datenanalyse eingeschlossen.

Es ist jedoch zu beachten, dass die Studie **explorativen Charakter** besitzt, da Vorbildstudien in der Literatur fehlen, in denen bei Dekodierungsprozessen verbalen Materials zentralnervöse und peripherphysiologische Biosignale abgeleitet wurden. Um die eingangs erwähnte Fragestellung zu untersuchen, war daher gerade die Ableitung mehrerer Biosignale notwendig. Zumal schon seit langem psychophysiologische Ein-Kanal-Messungen zur Erfassung körperlicher Korrelate kognitiver und emotionaler Prozesse als unzureichend gelten (Fahrenberg, 1987, S. 282).

Explorativ war die Untersuchung auch insofern, als dass Stimulusmaterial (Einsatzcodes einer Feuerwehrleitstelle) aus der Praxis entnommen und für eine Laboruntersuchung verwendet wurde, was nur selten geschieht. Damit sollte die Anwendung psychophysiologischer Methoden in einer praxisbezogenen Fragestellung im Labor erprobt werden. Dadurch mussten allerdings methodische Aspekte beachtet werden, die in grundlagenbezogenen Laborexperimenten meist nicht in der hier vorliegenden Intensität auftreten.

Vermutlich aus diesem Grund unterschied sich das Stimulusmaterial beider Kodealphabeten in den Leistungsdaten in den ersten Prüfphasen nicht so deutlich, wie es wünschenswert gewesen wäre. Mit artifiziellem Stimulusmaterial (z.B. „sinnlosen Silben“ sensu Ebbinghaus), wie es oft in grundlagenbezogenen Laborexperimenten verwendet wird, hätten sich die Kodealphabeten sicherlich von Anfang an deutlicher unterschieden.

Weiterhin entstanden durch diese Art der praxisnahen Operationalisierung der Laboruntersuchung eine Reihe von Störvariablen, die einen möglichen Einfluss auf die Messung besaßen und daher kontrolliert werden mussten. So beeinflusst das Sprechen einer Antwort in ein Mikrofon und die Bedienung der PC-Tastatur durch körperliche Bewegungen fast alle Biosignale.

Diese psychomotorische Beanspruchung war in beiden Kodealphabeten in etwa gleich groß, da die Kodebedeutungen in beiden Kodealphabeten gleich waren.

Lidschläge der Augen beeinflussen hauptsächlich das EEG, und auftretende tiefe Atemzüge beeinflussen hauptsächlich die Herzrate (respiratorische Sinusarrhythmie) und die EDA (durch Atmung ausgelöste SCR). Diese Probleme wurden in der vorliegenden Untersuchung dadurch gelöst, dass alle EEG-Phasen mit Augenbewegungen aus der weiteren Datenanalyse ausgeschlossen wurden. Außerdem wurden EDA-Amplituden, die kurz nach intraindividuell überdurchschnittlich tiefen Atemzügen auftraten, aus der Datenanalyse ausgeschlossen. Der Einfluss einzelner tiefer Atemzüge auf die Herzrate wurde durch Mittelung der Herzrate über mehrere Minuten (der jeweiligen Prüfphase) gering gehalten.

Bezüglich der Ergebnisse muss einschränkend angemerkt werden, dass durch die Zusammenfassung der Werte einer Prüfphase eine Differenzierung zwischen Informationsaufnahme und -abgabe für die meisten physiologischen Parameter, aufgrund der damit verbundenen geringen zeitlichen Auflösung der kognitiven Prozesse, nicht möglich war (außer durch die EEG-Parameter). Auch dies würde in einer grundlagenbezogenen Laboruntersuchung durch stimulusspezifische Auswertung differenziert werden können.

In der vorliegenden Untersuchung interessierte aber nicht so sehr die Differenzierung der (phasischen) mentalen Beanspruchung in einzelne Prozesse der Informationsverarbeitung als vielmehr die (tonische) mentale Beanspruchung durch den Dekodierungsprozess, der aus perzeptivem Aufwand der Informationsaufnahme und kognitivem Aufwand der Bedeutungszuordnung (Gedächtnisabruf) bestand. Der Unterschied zwischen beiden Kodealphabeten in diesen beiden Aspekten mentaler Beanspruchung stand im Zentrum der vorliegenden Untersuchung. Der ebenfalls auftretende psychomotorische Aufwand (als dritter Aspekt mentaler Beanspruchung) durch vorbereitende Sprechaktivität unterschied sich zwischen beiden Kodealphabeten nicht wesentlich, da für beide Kodealphabeten dieselbe Instruktion gegeben war und die Bedeutungen der Codes identisch waren.

Weiterhin kann angemerkt werden, dass persönlichkeitspezifische Reaktionstendenzen, wie z.B. die elektrodermale Labilität (Vossel, 1990), die besonders auf die Amplitudengröße wirkt, in der vorliegenden Untersuchung nicht berücksichtigt wurden. Eine weitere Unterteilung hätte die Stichprobe weiter reduziert, weshalb von einer Differenzierung der Probanden hinsichtlich persönlichkeitspsychologischer Konstrukte abgesehen wurde.

Ein weiteres designspezifisches Problem betrifft das Zeitfenster der EKP-Auswertung.

Die EKP ergaben keine signifikanten Ergebnisse. Es könnte eingewendet werden, dass dies auch nicht anders zu erwarten gewesen wäre, da die EKP-Komponenten unter 1000 mSek. normalerweise mit Kurzzeitgedächtnisprozessen in Verbindung gebracht werden. Erst spätere Komponenten (slow waves) korrespondierten mit der hier interessierenden Gedächtnissuche. Dem kann entgegnet werden, dass jeder Gedächtnisabruf aus dem mittelfristigen und Langzeitgedächtnis auch mit Kurzzeitgedächtnisprozessen zusammenhängt. Daher war die Untersuchung von Komponenten unter 1000 mSek. erfolgversprechend. Möglicherweise sind die EKP-Unterschiede in den positiven Komponenten durch Negativierungen aufgrund beginnender Abrufprozesse überlagert worden (Kok, 1997, S. 29f.).

Es war aufgrund des Designs in der vorliegenden Untersuchung nicht möglich, einzelne kognitive Prozesse und unterschiedliche Gedächtnisstrategien isoliert zu erfassen. Daher konnte nicht zwischen Informationsaufnahme und Abruf der Kodebedeutungen aus dem Gedächtnis unterschieden werden. Weiterhin konnte nicht geklärt werden, welche individuellen Strategien die Probanden anwendeten. So konnte z.B. nicht festgestellt werden, ob und ab welcher Prüfphase die mittlere Begriffsebene in Kodealphabet 1 möglicherweise als redundant eingeschätzt und ignoriert worden ist.

3.1.1.2 Zu den Ergebnissen der Leistungsdaten und subjektiven Daten

Zur Untersuchung unterschiedlicher Aspekte mentaler Beanspruchung wurde ein Kodealphabet 1 mit drei Begriffsebenen und ein Kodealphabet 2, dem die mittlere Begriffsebene fehlte, konstruiert.

So sollte erreicht werden, dass, ausgehend vom Kodierungsproblem (Klix, 1971; Timpe & Rothe, 1999), der Abruf der Codes aus dem mittelfristigen Gedächtnis in beiden Kodealphabeten unterschiedliche Strategien notwendig macht, was sich in den Leistungsdaten und in den psychophysiologischen Kennwerten auf verschiedene Weise ausdrücken sollte.

Zum einen muss der jeweils präsentierte Kode wahrgenommen und gelesen werden, was **perzeptiven Aufwand** hervorruft. In einem zweiten kognitiven Prozess müssen die Buchstaben bestimmten Wortbedeutungen im Gedächtnis zugeordnet werden, denen anschließend die Gedächtnisrepräsentation einer Situation zugeordnet werden muss. Dies kann als **kognitiver Aufwand** bezeichnet werden.

Beide zusammen machen den **Dekodierungsaufwand für einen Kode** aus und führen in der Summe der Dekodierung aller Codes in dem jeweiligen Kodealphabet zur **mentalen Beanspruchung** bei der Dekodierung des Kodealphabetes.

Wie oben bereits erwähnt, konnten beide Prozesse in der vorliegenden Untersuchung nicht differenziert werden. Durch unterschiedliche Ergebnisse zwischen beiden Kodealphabeten in den verschiedenen Datenbereichen konnte aber auf die zugrundeliegenden kognitiven Prozesse und Strategien geschlossen werden. Welche Art von Strategie zur Dekodierung von den Probanden herangezogen wurde, ist zwar mit dem vorliegenden Design nicht zu klären. Es kann aber angenommen werden, dass die Probanden in Kodealphabet 1 zwar alle Buchstaben lasen, dann aber nicht die mittlere Begriffsebene zur Zuordnung der Buchstaben zu den Wörtern und anschließend zur Situationsbeschreibung verwendeten, da diese Begriffsebene dafür nicht zwingend notwendig war. Die insignifikanten Unterschiede in den Dekodierungszeiten zwischen beiden Kodealphabeten deuten daraufhin, dass die vorhandene mittlere Begriffsebene in Kodealphabet 1 nur zu einem geringen Unterschied in der Art des Dekodierungsprozesses im Vergleich zu Kodealphabet 2 führte.

Dennoch zeigte sich, dass das Kodealphabet 2 eine höhere kognitive Beanspruchung durch Gedächtnisabruf in den Probanden hervorrief als Kodealphabet 1. Denn bei der Dekodierung von Kodealphabet 2 mussten aus dem Gedächtnis mehr Inhalte hinzugefügt werden als bei Kodealphabet 1.

Darauf deutet die über alle Prüfphasen durchgehend höhere (wenn auch insignifikante) Fehleranzahl in Kodealphabet 2 gegenüber Kodealphabet 1 hin. Es ist anzunehmen, dass dieser Unterschied bei einer größeren Stichprobe das Signifikanzniveau erreicht hätte.

In Kodealphabet 1 hingegen ist der perzeptive Aufwand und damit die perzeptive Beanspruchung durch höhere Anzahl an Buchstaben der Codes größer als in Kodealphabet 2, was sich in längeren Dekodierungszeiten (in denen die Zeit für die Perzeption enthalten ist) ausdrückt, was allerdings ebenfalls nicht signifikant abgesichert werden konnte.

Es wurde vorhergesagt, dass die Dekodierungszeiten und fehlerhaften Antworten der Probanden sich *in den ersten Prüfphasen* in Kodealphabet 1 aufgrund des größeren perzeptiven Dekodierungsaufwandes von Kodealphabet 2 signifikant unterscheiden (Hypothese 1a) und sich dann in **beiden** Kodealphabeten verkürzen werden, so dass keine Unterschiede zwischen den Kodealphabeten *in den letzten Prüfphasen* mehr auftreten würden (Hypothese 1b).

Tatsächlich zeigten sich zwar Unterschiede zwischen beiden Kodealphabeten in den Dekodierungszeiten in den ersten beiden Prüfphasen in der vorhergesagten Richtung, aber diese Unterschiede verfehlten das Signifikanzniveau, so dass die **Hypothese 1a** zurückgewiesen werden musste.

Hypothese 1b kann hingegen angenommen werden.

Hypothese 2 (Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung steigt bei beiden Kodealphabeten von Ruhe 1 bis zur ersten Prüfphase an und nimmt dann kontinuierlich ab. Zwischen den Kodealphabeten gibt es keine signifikanten Unterschiede) konnte nur partiell angenommen werden.

Die subjektive Beurteilung der Beanspruchung nahm zwar von der Ruhephase bis zur Lernphase zu, stieg dann aber nicht, wie vorhergesagt, weiter bis zur Prüfphase 1 an. Auch ein kontinuierliches Absinken der subjektiven Beurteilung der Beanspruchung setzte nicht, wie vorhergesagt, bereits ab Prüfphase 1, sondern erst in Prüfphase 6 ein, was jedoch nicht zufallskritisch abgesichert werden konnte.

Es ergaben sich aber, wie vorhergesagt, keine Unterschiede zwischen den Kodealphabeten.

Dies Ergebnis zeigt, dass die Erfassung der aktuellen mentalen Beanspruchung mit individuellen Einschätzungen der aktuellen Befindlichkeit (subjektive Beurteilungen mentaler Beanspruchung) nicht valide genug ist. Auch die nicht durchgehend positiven Ergebnisse bezüglich der Überprüfung der Kurzzeitstabilitäten verdeutlichen diese Annahme. Daher ist der Schluss zulässig, dass die aktuelle mentale Beanspruchung nicht mit subjektiven Daten allein erfasst werden sollte.

3.1.1.3 Zu den Ergebnissen der psychophysiologischen Daten

Nicht alle ursprünglich berechneten physiologischen Kennwerte zeigten die in den Vortests geprüften methodischen Voraussetzungen der weiteren Datenanalyse. Daher mussten einige Parameter von der weiteren statistischen Analyse ausgeschlossen werden. Dazu gehörte die HRV, das rMSSD, die systolischen und diastolischen Blutdruckwerte und die frontale Alpha-1- und Alpha-2-Frequenz des EEG.

Hypothese 3 (Die psychophysiologischen Indikatoren indizieren unterschiedlichen kognitiven Dekodierungsaufwand zwischen den Kodealphabeten auch dann, wenn sich die Dekodierungszeiten und Fehler *in den letzten Prüfphasen* nicht mehr signifikant unterscheiden) konnte partiell angenommen werden. Die vorhergesagten Unterschiede konnten in Signifikanztests zwischen beiden Kodealphabeten in einzelnen Prüfphasen bei der **HRDiff** und der **SCRkorr** (als statistischer Trend) nachgewiesen werden.

Es könnte eingewendet werden, dass es nicht gerechtfertigt erscheint, eine so große Anzahl psychophysiologischer Parameter abzuleiten und zu analysieren, da das Außenkriterium in Form unterschiedlicher Leistungsdaten zwischen beiden Kodealphabeten in den ersten Prüfphasen als Zeichen unterschiedlicher mentaler Belastung fehlte. Durch diese fehlende Voraussetzung der Beurteilung der psychophysiologischen Parameter wären ohnehin keine großen Unterschiede in den psychophysiologischen Parametern zu erwarten gewesen.

Dazu kann entgegnet werden, dass die zentrale Fragestellung der Hypothese 3 sich auf Unterschiede in der Physiologie *in den letzten Prüfphasen* bezog, in denen keine Unterschiede in den Leistungsdaten erwartet wurden.

So kann angenommen werden, dass die psychophysiologischen Beanspruchungsindikatoren in der vorliegenden Untersuchung eine hinreichende Sensitivität besaßen, da sie, ebenso wie die Leistungsdaten, in den ersten Prüfphasen zwischen beiden Kodealphabeten nicht differenzierten. Erst in den letzten Prüfphasen zeigten sich Unterschiede in der HRDiff und in der SCRkorr, die hier bestimmte unterschiedliche Beanspruchungsarten ausdrücken, die erst in den letzten Prüfphasen deutlich werden und die sich in den Leistungsdaten nicht abbilden. Dieses Ergebnis unterstützt das Ziel bezüglich der zentralen Fragestellung, zusätzliche Informationen durch Erfassung psychophysiologischer Daten zu gewinnen, die mit Leistungsdaten nicht zu erheben sind.

3.1.1.3.1 Allgemeine Ergebnisse zu den psychophysiologischen Kennwerten

Unabhängig von der aufgestellten psychophysiologischen Hypothese ist zunächst festzustellen, dass physiologische Indikatoren des kognitiven Dekodierungsaufwandes identifiziert werden konnten, die systematische Unterschiede im Verlauf der Experimente **zwischen den Prüfphasen** innerhalb eines Kodealphabetes anzeigten, was methodenkritisch positiv zu bewerten ist und den Einsatz psychophysiologischer Methoden bei Erfassung mentaler Beanspruchung durch Dekodierungsprozesse rechtfertigt.

Zu diesen Kennwerten gehören SCRfreq., SCRkorr, SCLlyk, HR, HRDiff und das Beta-2-Band des EEG.

Die EKPs hingegen zeigten keinerlei Unterschiede zwischen den Prüfphasen an.

Unterschiede **zwischen beiden Gruppen** von der ersten Prüfphasen an konnten tendenziell im SCLlyk und bezüglich des EEG im frontalen Theta-Band beobachtet werden. In allen Parametern wurden in Kodealphabet 1 höhere Werte verzeichnet als in Kodealphabet 2.

3.1.1.3.2 Zu den Ergebnissen der einzelnen psychophysiologischen Kennwerte

Die Werte der **HRDiff** lagen in Kodealphabet 2 signifikant über denen von Kodealphabet 1 (ab der Prüfphase 5).

Die Werte der **SCRkorr** lagen hingegen in Kodealphabet 1 in allen Prüfphasen außer Prüfphase 3 über Kodealphabet 2 (nur in Prüfphase 6 tendenziell signifikant).

Es kann angenommen werden, dass beide Parameter unterschiedliche Arten mentaler Beanspruchung bei der Dekodierung repräsentieren.

Die **HRDiff** repräsentiert in der vorliegenden Untersuchung vermutlich die kognitive Beanspruchung bei dem Abruf der Bedeutung aus dem Gedächtnis (Zuordnung des Codes zu Gedächtnisrepräsentationen). Der Gedächtnisabruf ist bei dem Kodealphabet 2 mit fehlender mittlerer Begriffsebene schwieriger.

Die **SCRkorr** reagiert hingegen eher sensitiv auf die perzeptive Beanspruchung bei dem Wahrnehmen des jeweiligen Codes. Der perzeptive Aufwand ist beim Kodealphabet 1 wegen der größeren Anzahl von Buchstaben pro Kode höher, was sich in der tendenziell größeren SCRkorr in Kodealphabet 1 ausdrückt.

In beiden Parametern scheinen diese Unterschiede erst in hochgeübtem Zustand der Probanden (in späteren Prüfphasen) sichtbar zu werden. In den frühen Prüfphasen spielen allgemeine Aspekte mentaler Beanspruchung bei der Dekodierung eine größere Rolle, so dass die Unterschiede in beiden Parametern davon überdeckt werden.

Das **SCLlyk** zeigte über alle Prüfphasen höhere Werte für Kodealphabet 1 als für Kodealphabet 2 an, was aber nur in Prüfphase 2 signifikant wurde. Dies deutet darauf hin, dass hier die höhere perzeptive Beanspruchung von Kodealphabet 1 im Vergleich zu Kodealphabet 2 ausschlaggebend war, die über alle sechs Prüfphasen erhalten bleibt.

Insgesamt gilt das SCL in der wissenschaftlichen Literatur jedoch als wenig verlässlicher Kennwert in länger andauernden Experimenten, da sich der Hautleitwiderstand bei längeren Aufzeichnungszeiträumen (mehrere Stunden) verändert. Dies beeinflusst das SCL als tonischen Parameter der EDA mehr als andere (phasische) elektrodermale Parameter. Weiterhin muss beim SCL a priori mit einer großen Zwischenpersonenvarianz gerechnet werden, die auf individuelle Organunterschiede, z.B. Dicke der Epidermis, Anzahl von Schweißdrüsen pro cm², zurückgeführt werden kann. Diese Interpersonenvarianz macht die Auswertung von Unterschieden zwischen zwei Probandenstichproben oft schwierig. Insofern sind die Ergebnisse zum SCL vorsichtig zu interpretieren und bedürfen zur Absicherung weiterer Untersuchungen.

Insgesamt scheinen die verschiedenen Aspekte mentaler Beanspruchung bei Dekodierungsprozessen eher durch **beta-adrenerge Prozesse** vermittelt zu sein. Denn die eher beta-adrenerg beeinflusste HRDiff zeigte unterschiedliche Verläufe beider Kodealphabeten an, während dies für das eher alpha-adrenerg beeinflusste SBP und den Art. Mitteldruck nicht nachgewiesen werden konnte.

Die **ereigniskorrelierten Hirnpotenziale** zeigten keinerlei systematische Unterschiede weder zwischen den Gruppen noch innerhalb der Prüfphasen an. Möglicherweise lag der Grund dafür in der zu geringen Stichprobe, was zu großen Standardabweichungen der Stichprobenmittelwerte führte.

Weiterhin kann auch vermutet werden, dass die EKP für diese Art von mentaler Beanspruchung zu empfindlich reagieren. Mit Hilfe der EKP werden üblicherweise unterschiedliche kognitive Prozesse identifiziert, die in der vorliegenden Untersuchung sich zeitlich überlagerten. So liefen im analysierten Zeitfenster von 1000 mSek. unterschiedliche kognitive Prozesse der perzeptiven Wahrnehmung und der anschließenden Dekodierung zeitlich überlagernd ab. Dies war jedoch hinsichtlich der anwendungsbezogene Fragestellung nicht zu vermeiden, da diese praxisnahe Operationalisierung die experimentelle Trennung beider Prozesse ausschloss.

Die HRDiff, die oft als weniger sensitiv eingestuft wird, war gegenüber diesen Einflüssen unanfälliger und führte zu erwartungskonformen Ergebnissen. Die Überlagerung verschiedener kognitiver Prozesse und Mittelungen der Werte über mehrere Minuten jeder Prüfphase führte zu keiner Beeinträchtigung des Ergebnisses der HRDiff. Andererseits ist mit diesem Parameter keine so hohe zeitliche Auflösung der Messung und keine gesonderte Analyse unterschiedlicher kognitiver Prozesse zu erreichen wie mit dem EEG. In der vorliegenden Untersuchung erwies sich aber gerade die geringere Empfindlichkeit der HRDiff als Vorteil.

Bezüglich der **EEG-Frequenzen** ist zunächst bemerkenswert, dass in der **Lernphase** in beiden Frequenzbändern eine viel geringere Power als in den Prüfphasen zu verzeichnen war und meist nur die geringen Werte der Ruhephasen erreicht wurden. Dies ist bemerkenswert, da das Einspeichern der Kodebedeutungen während der Lernphase eine mentale Beanspruchung darstellt, die in den peripherphysiologischen Biosignalen deutlich höhere Werte als in den Ruhephasen hervorrief.

Dies kann dadurch erklärt werden, dass durch technische Beschränkungen nicht ein bestimmtes Zeitfenster für die Zeit des Einspeicherns ausgewertet wurde, sondern über die gesamte Lernphase gemittelt wurde, so dass es auch hier nicht möglich war, spezielle kognitive Funktionen und Prozesse getrennt zu analysieren. In die Werte für die Lernphase sind so auch das Lesen der Buchstaben und der wörtlichen Bedeutungen, Entscheidungsprozesse (die nächste Kodebedeutung aufzurufen), psychomotorische Prozesse durch Vorbereitung und Ausführung motorischer Reaktionen (Tastendruck) usw. für die Frequenzanalyse eingeflossen.

Insofern kann gefolgert werden, dass die mentale Beanspruchung, die in der Lernphase auftritt, eine Mischung verschiedener Aspekte mentaler Beanspruchung (psychomotorischer, perceptiver und kognitiver Beanspruchung) darstellt, die als Ganzes nicht von den EEG-Frequenzen erfasst wird. Die spezifische kognitive Beanspruchung des Gedächtnisabrufs in den Prüfphasen wird hingegen durch die Frequenzen valide abgebildet.

Die **Theta-Frequenz des EEG** zeigte keinen Haupteffekt über den Verlauf der Prüfphasen und veränderte seine Werte über die Prüfphasen nur wenig, was andeutet, dass sie denjenigen kognitiven Aufwand des Gedächtnisabrufs in den Prüfphasen anzeigt, der auch noch in der sechsten Prüfphase weiterhin vorhanden ist.

Es zeigt sich jedoch ein signifikanter Zwischengruppeneffekt im frontalen Theta-Band. Dabei liegt **die Power in diesem Frequenzband von Kodealphabet 1 über dem von Kodealphabet 2.**

Daher ist anzunehmen, dass dieses Frequenzband eher den höheren perceptiven Aufwand durch Fokussierung der Aufmerksamkeit bei größerer Anzahl von Buchstaben pro Kode abbildet, der zum kognitiven Aufwand des Gedächtnisabrufs hinzukommt.

Die Ergebnisse deuten daraufhin, dass bei steigender Frequenz des EEG die Ergebnisse eines Zwischengruppeneffekts schwächer werden, da im Beta-2-Band kein Zwischensubjekteffekt mehr nachgewiesen werden konnte.

Im frontalen, zentralen und parietalen **Beta-2-Band** zeigt sich hingegen ein deutlicher Haupteffekt über die Prüfphasen, aber kein Zwischensubjekteffekt. Die Power nimmt in diesem Frequenzbereich von Prüfphase zu Prüfphase kontinuierlich ab. Dieses Frequenzband scheint ein Indikator für die mit dem Lerngewinn über die Prüfphasen sinkende kognitive Beanspruchung zu sein. Dafür spricht auch, dass in keiner Prüfphase und in keinem Hirnareal ein Unterschied zwischen den Gruppen verzeichnet werden konnte.

Für beide Frequenzbänder des EEG gilt, dass sie spezifische Aspekte mentaler Beanspruchung bei dieser Art von Dekodierungsprozessen abbilden können. Während die Theta-Frequenz den unterschiedlichen perceptiven Aufwand zwischen beiden Kodealphabeten verdeutlicht, reagiert die Beta-2-Frequenz eher sensitiv auf den kognitiven Gedächtnisaufwand, der von Prüfphase zu Prüfphase abnimmt.

Damit kann für die EEG-Frequenzen eine Sensitivität für unterschiedliche Arten kognitiven Aufwands (perzeptiver und kognitiver Aufwand) in der vorliegenden Untersuchung angenommen werden.

3.2 Diskussion der Ergebnisse der restrukturierten Kodealphabete

Die Codes wurden, wie beschrieben, nach dem Kriterium möglichst unterschiedlicher Dekodierungszeiten in Kodealphabet 1 und Kodealphabet 2 zu zwei restrukturierten Kodealphabeten zusammengefasst.

Damit sollte untersucht werden, ob die Biosignale die Unterschiede zwischen beiden nun restrukturierten Kodealphabeten im Vergleich zu den ursprünglich verwendeten Kodealphabeten deutlichere Unterschiede anzeigen könnten.

Das Kriterium der Dekodierungszeiten wurde ausgewählt, nachdem die Fehleranzahl der bisherigen Kodealphabete nahe legte, dass in Kodealphabet 2 der kognitive Aufwand größer als in Kodealphabet 1 war. Dies wird vermutlich dadurch ausgelöst, dass in Kodealphabet 2 bei der Dekodierung mehr Informationen aus dem Gedächtnis dem jeweiligen Kode hinzugefügt werden müssen als in Kodealphabet 1.

In Kodealphabet 1 war hingegen der perzeptive Aufwand größer als in Kodealphabet 2, was sich in längeren Dekodierungszeiten ausdrückte. Es kann angenommen werden, dass dies durch die größere Anzahl an Buchstaben je Kode in Kodealphabet 1 im Vergleich zu Kodealphabet 2 verursacht wird.

Es wurden nun, nach Entfernung von Extremwerten, diejenigen Codes verwendet, die in Kodealphabet 1 ihren Lerngewinn zeigten. Dazu wurden diejenigen Codes ausgewählt, die in Prüfphase 1 in Kodealphabet 1 längere Dekodierungszeiten aufwiesen als in Kodealphabet 2 und sich in Prüfphase 6 einander angenähert hatten und keine signifikanten Unterschiede in den Dekodierungszeiten zwischen beiden Kodealphabeten zeigten oder deren Dekodierungszeiten in Kodealphabet 1 geringer als in Kodealphabet 2 waren (Kode-Nr.: **2, 7, 8, 10, 42, 51, 52** und **6, 30, 46**). Weiterhin wurden diejenigen Codes eingeschlossen, die in Prüfphase 1 keine Unterschiede in den Dekodierungszeiten zwischen Kodealphabet 1 und 2 zeigten, wenn sie dann in Prüfphase 6 in Kodealphabet 1 geringere Dekodierungszeiten als Kodealphabet 2 aufwiesen (Kode-Nr.: **23, 29, 32, 48**).

Es konnte für die so entstandenen Kodealphabete eine signifikante Interaktion der Dekodierungszeiten nachgewiesen werden (s. u.).

Da eine reizbezogene Analyse nur mit den EEG-Daten technisch möglich war, konnte nur für diese psychophysiologischen Parameter eine erneute Datenauswertung durchgeführt werden.

3.2.1.1 Zu den Ergebnissen der Leistungsdaten der restrukturierten Kodealphabete

Die Leistungsdaten zeigten nicht die erhoffte Verbesserung der Daten gegenüber den ursprünglichen Kodealphabeten. Denn es konnte kein signifikanter Zwischensubjekteffekt und auch in den Einzeltests in den ersten Prüfphasen kein Unterschied zwischen den Gruppen verzeichnet werden. Dies war aber gerade das Ziel der Restrukturierung der Kodealphabete. Es konnte lediglich ein statistischer Trend bezüglich einer längeren Dekodierungszeit von Kodealphabet 1 im Vergleich zu Kodealphabet 2 in Prüfphase 1 ausgemacht werden, was aber durch das Kriterium der Kodeauswahl verursacht wurde.

Die Gründe der insignifikanten Ergebnisse könnten in der verringerten Probandenstichprobe liegen, denn es konnten nur diejenigen Probanden in die Analyse einbezogen werden, von denen auch die EEG-Daten vorlagen. Außerdem bestanden die restrukturierten Kodealphabete jeweils nur aus 14 Kodes, gegenüber 54 Kodes der ursprünglichen Kodealphabete, was größere Standardabweichungen der EKP bewirkte.

Allerdings war in den Dekodierungszeiten eine signifikante Interaktion nachzuweisen. Die Zeiten beider Gruppen verringern sich über die Prüfphasen (Kodealphabet 1 liegt bis Prüfphase 5 immer etwas über Kodealphabet 2). Die Zeiten beider Gruppen sind in Prüfphase 5 fast identisch und in Prüfphase 6 verringern sich die Zeiten von Kodealphabet 1 nochmals, während sie für Kodealphabet 2 fast konstant bleiben. Damit liegen die Zeiten von Kodealphabet 1 in der sechsten Prüfphase unter denen von Kodealphabet 2. Dieser Verlauf deutet darauf hin, dass der Lernprozess für Kodealphabet 1 in Prüfphase 6 noch nicht abgeschlossen ist und weitere Prüfphasen eine weitere Verkürzung der Dekodierungszeit gezeigt hätten.

Dies könnte dahingehend interpretiert werden, dass die zusätzliche, mittlere Begriffsebene in den Kodes von Kodealphabet 1 in den ersten Prüfphasen bis zur Prüfphase 5 aufgrund des höheren perzeptiven Aufwands eine höhere mentale Beanspruchung als die Kodes von Kodealphabet 2 verursacht. In der letzten Prüfphase hingegen, wenn die Kodes beider Kodealphabete gut erlernt und leicht abrufbar sind, wird der informative Vorteil der dritten Begriffsebene sichtbar durch die geringere Dekodierungszeit von Kodealphabet 1 gegenüber Kodealphabet 2.

Es ist aber auch eine alternative Interpretation möglich. Die Ergebnisse zeigen, dass die Probanden des Kodealphabets 1 bis zur Prüfphase 4 die zusätzliche Information der mittleren Begriffsebene aufnehmen und verarbeiten, weshalb die Dekodierungszeiten in Kodealphabet 1 höher sind als von Kodealphabet 2. Im Verlauf des Lernprozesses über die Prüfphasen haben sie vermutlich erkannt, dass in der dritten Begriffsebene oft redundante Information enthalten ist und die Dekodierung auch ohne diese Information möglich ist. Daher wird ab diesem Zeitpunkt die mittlere Begriffsebene nicht oder nur noch unzureichend perzipiert, was zu einer sukzessiven Verringerung der Dekodierungszeit bis Prüfphase 6 führt. In Kodealphabet 2 hingegen ist diese Strategie durch Fehlen der mittleren Begriffsebene nicht möglich, so dass die Dekodierungszeit von Kodealphabet 2 ab Prüfphase 4 sich nicht mehr wesentlich verändert.

Es kann aber noch ein dritter Aspekt hinzugezogen werden. Denn ob dieses Ergebnis automatisch eine verringerte mentale Beanspruchung bedeutet, kann allein anhand der Dekodierungszeiten nicht geschlossen werden. Die EEG-Daten zeigen, dass auch motivationale Aspekte möglicherweise zu berücksichtigen sind (s.u.). So ist es auch möglich, dass die kürzeren Dekodierungszeiten von Kodealphabet 1 in Prüfphase 6 durch erhöhte Anstrengung erreicht werden.

3.2.1.2 Zu den Ergebnissen der Ereigniskorrelierten Hirnpotenziale der restrukturierten Kodealphabet

Die Ergebnisse der restrukturierten Kodealphabet entsprachen hinsichtlich der EKP im Wesentlichen denen der ursprünglichen Kodealphabet. Es konnte auch hier kein Haupteffekt über die Prüfphasen, kein Zwischensubjekteffekt oder eine Interaktion verzeichnet werden. Dies könnte auf das hohe Signifikanzniveau zurückgeführt werden ($p < .25$), dass gewählt worden war, um ausreichend viele Kodes zu restrukturierten Kodealphabeten zusammenfügen zu können.

Aber auch bei strengerer Auswahl der Kodes wäre zu bezweifeln, dass eine Verbesserung der Ergebnisse erreicht worden wäre, da die Auswahl immer nur unter Kodes stattgefunden hätte, die nicht nach genau definierten wahrnehmungs- und gedächtnispsychologischen Kriterien, sondern nach Plausibilität für den Praxisgebrauch entwickelt worden sind. Bei artifiziell konstruierten Kodes hätte die Auswahl nach maximaler Unterscheidung gewählt werden können, was jedoch der praxisbezogenen Fragestellung nicht gerecht geworden wäre.

Ein Einzeltest erbrachte jedoch ein diskussionswürdiges Ergebnis.

In Kodealphabet 2 zeigte sich parietal eine größere EKP-Komponente in der Prüfphase 6 im Vergleich mit der Prüfphase 1 (nicht signifikant) während sich in Kodealphabet 1 kein Unterschied im bezeichneten Area zwischen Prüfphase 1 und 6 verzeichnen ließ. Das größere EKP von Kodealphabet 2 deutet auf das Vorhandensein größerer Ressourcen in Prüfphase 6 gegenüber Prüfphase 1 hin.

Vermutlich zeigt sich in Kodealphabet 1 deshalb keine Veränderung in den EKP, weil die mentale Beanspruchung in Kodealphabet 1 über die Prüfphasen weitgehend konstant bleibt, da der größere perzeptive Aufwand in Kodealphabet 1 gegenüber Kodealphabet 2 über die sechs Prüfphasen sich nicht verändert. In Kodealphabet 2 macht hingegen der kognitive Aufwand den Hauptanteil an der mentalen Beanspruchung aus, während der perzeptive Aufwand geringer ist. Der kognitive Aufwand verringert sich aber über die Prüfphasen durch Lerngewinn, was die Ressourcen im Arbeitsgedächtnis vergrößert und sich in einer vergrößerten EKP-Komponente ausdrückt.

Zu bedenken ist natürlich, dass im analysierten Zeitfenster von 1000 mSek. sowohl die Lesezeit (perzeptiver Aufwand) als auch beginnender Gedächtnisabruf (kognitiver Aufwand) enthalten ist, der nach 1000 mSek. nicht beendet ist. Dennoch kann hier der schon für die ursprünglichen Kodealphabeten skizzierten Interpretation gefolgt werden, nachdem das EKP in Kodealphabet 1 eher den über die Prüfphasen konstant gebliebenen perzeptiven Aufwand repräsentiert, während in Kodealphabet 2 das EKP eher den kognitiven Gedächtnisaufwand abbildet.

Bei der Bewertung und Interpretation der EKP der restrukturierten Kodealphabeten muss man die Ergebnisse ihrer Dekodierungszeiten mit beachten.

In Prüfphase 1 liegt die Dekodierungszeit von Kodealphabet 1 über der von Kodealphabet 2 (statistischer Trend), was sich hingegen nicht im parietalen EKP zeigt. Da sowohl der perzeptive als auch der kognitive Aufwand in den ersten 1000 mSek. zusammen auftreten, können sich diese Arten mentaler Beanspruchung auch nicht differenziert im EKP ausdrücken. Erst nach deutlichem Lerngewinn zeigen sich die Unterschiede in der sechsten Prüfphase, in welcher der kognitive Aufwand sich in beiden Kodealphabeten verringert hat, was sich aber nur in Kodealphabet 2 in Form eines gegenüber Prüfphase 1 größeren EKPs zeigen kann. Durch den konstant gebliebenen perzeptiven Aufwand, der in Kodealphabet 1 höher als in Kodealphabet 2 ist, zeigt sich kein Unterschied im EKP zwischen Prüfphase 1 und 6.

Die kürzere Dekodierungszeit von Kodealphabet 1 in Prüfphase 6 drückt sich nicht in einem größeren EKP gegenüber Kodealphabet 2 aus. Tendenziell ist das EKP in Prüfphase 6 von Kodealphabet 1 sogar kleiner als von Kodealphabet 2.

Vermutlich wird die kürzere Dekodierungszeit von Kodealphabet 1 in Prüfphase 6 auch durch motivationale Faktoren wie höhere Anstrengung und Konzentration erreicht, was sich, bei konstantem perzeptivem Aufwand als verringertes EKP ausdrücken kann.

Dafür spricht auch, dass nur in Kodealphabet 2 das EKP in Prüfphase 1 tendenziell kleiner ist als in Prüfphase 6, was auf einen Rückgang des Ressourcenverbrauchs in Prüfphase 6 hindeutet. Dies kann nicht in Kodealphabet 1 beobachtet werden, da der Ressourcenverbrauch, trotz Lerngewinns, vermutlich durch erhöhte Anstrengung bei konstant höherem perzeptivem Aufwand gegenüber Kodealphabet 2 über die Prüfphasen in etwa gleich hoch bleibt. Weiterhin spricht für diese Interpretation auch die höhere frontale Theta-Frequenz in Kodealphabet 1 gegenüber Kodealphabet 2 (s. u.).

3.2.1.3 Zu den Ergebnissen der EEG-Frequenzbänder der restrukturierten Kodealphabeten

Auch für die EEG-Frequenzen haben sich nicht die erhofften Verbesserungen der Ergebnisse durch die Restrukturierung der Kodealphabeten gezeigt. Insgesamt sind die Ergebnisse sogar etwas schwächer als in den ursprünglichen Kodealphabeten.

Nur im frontalen Theta-Band war ein Zwischensubjekteffekt zu verzeichnen, in dem Kodealphabet 1 höhere Power zeigte als Kodealphabet 2.

Im Gegensatz zu den ursprünglichen Kodealphabeten zeigte sich im Beta-2-Band nur im parietalen Bereich ein statistischer Trend über den Verlauf der Prüfphasen. Ein Grund für die schwachen Ergebnisse mag darin gelegen haben, dass sich die Codes, die für die Restrukturierung der Codes dienten, nicht hinreichend unterschieden. Dies könnte, wie auch bei den EKP der restrukturierten Kodealphabeten, darin begründet gewesen sein, dass das Einschlusskriterium zu weit ausgelegt war. Damit eine genügende Anzahl von Codes eingeschlossen werden konnte, wurde als Einschlusskriterium das Signifikanzniveau auf $p < .25$ festgelegt, um die restrukturierten Kodealphabeten zu erstellen.

3.3 Diskussion zu psychophysiologischen Regulationsmechanismen

Zunächst stellt sich die Frage, warum überhaupt psychophysiologische Veränderungen während Informationsverarbeitungsprozessen registriert werden, von denen dann auf die mentale Beanspruchung geschlossen werden kann.

Denn Informationsverarbeitung erzeugt keinen metabolischen Energiebedarf, sondern wird mit dem gleichen Energieaufwand wie unter Ruhebedingungen durchgeführt (Jennings, 1986).

Es kann aber angenommen werden, dass psychophysiologische Parameter, wie die HR, unter mentaler Beanspruchung mit dem metabolischen Energieverbrauch eng zusammenhängt. Denn aufgrund verschiedener Studien ist davon auszugehen, dass z.B. der HR-Anstieg eine Reaktion auf den erhöhten Sauerstoffverbrauch ist (Jennings, 1986), also als **Folge** eines erhöhten Sauerstoffverbrauchs auftritt. Weiterhin konnten Studien an Menschen und Hunden zeigen, dass die kardiovaskuläre Reaktion bereits in **Antizipation** eines folgenden Experiments zur Schockvermeidung ansteigt (z.B. Obrist, 1981), also noch bevor ein möglicher erhöhter Metabolismus einsetzt. Dies ist nicht allein mit einer möglichen emotionalen Reaktion vor Beginn einer Leistungsanforderung zu erklären, sondern kann als eine vorbereitende Reaktion zur Leistungssteigerung auf eine bevorstehende Belastung gewertet werden.

Daher kann davon ausgegangen werden, dass das autonome Nervensystem die metabolische Aktivität nicht nur hinsichtlich des tatsächlich benötigten Bedarfs reguliert, sondern die metabolische Aktivität auch vorausschauend und koordinierend dem *erwarteten* metabolischen Energieverbrauch anpasst (Jennings, 1986, p. 202).

Auch aus der Arbeitspsychologie sind ähnliche Effekte bekannt. Eyferth (1995) betont den Einfluss der Erwartung auf folgende mentale Belastung, die einen HR-Anstieg bewirken kann, was in der Arbeitspsychologie z.B. Untersuchungen an Schiffslotsen gezeigt hätten.

Daraus kann geschlossen werden, dass die Energieregulation zwar eng mit der kardiovaskulären Reaktion zusammenhängt, aber nicht auf erhöhtem Energiebedarf des Gewebes beruht. Die Ursache liegt vielmehr in der Organisation neuronaler Regulationssysteme zur Maximierung der Effizienz des Energieverbrauchs in Abhängigkeit der Verhaltensziele des Organismus (Jennings, 1986, p. 202)

Für die vorliegende Untersuchung bedeutet dies, dass die registrierten psychophysiologischen Reaktionen als Zeichen des erhöhten Energiebedarfs zur Aufgabenbearbeitung und auch in Erwartung folgender mentaler Belastung aufgetreten sind. Letzteres wäre bezüglich der Erfassung mentaler Beanspruchung ein störender Einfluss gewesen, der die Abschätzung der Höhe der mentalen Beanspruchung aufgrund der physiologischen Reaktionen behindert hätte. Diese antizipatorische physiologische Aktivitätssteigerung war in der vorliegenden Untersuchung nicht vollständig auszuschließen, dürfte aber nicht so entscheidend gewesen sein, da die HR jeweils über die *gesamte Dauer der Prüfphase* gemittelt worden ist, so dass der Einfluss eines antizipatorischen HR-Anstiegs vor Beginn der Prüfphase oder auch der initialen Aktivierung am Beginn der Prüfphase nur wenig ins Gewicht fällt.

Weiterhin muss bei der Bewertung und Verwendung psychophysiologischer Kennwerte wie der HR als Indikator mentaler Beanspruchung diskutiert werden, ob die Reaktionen des jeweiligen physiologischen Systems (hier insbesondere des kardiovaskulären Systems) auf alle Arten von Informationsverarbeitung gleichsinnig ausfallen oder ob bestimmte Arten der Informationsverarbeitung unterschiedliche physiologische Antworten provozieren.

Wie in einem anderen Zusammenhang schon erwähnt, ist von einer allgemeinen psychophysiologischen Aktivierung nicht auszugehen, so dass die verschiedenen Biosignale unter einer bestimmten Bedingung durchaus in entgegengesetzte Richtungen reagieren können. Aber auch innerhalb eines physiologischen Parameters können, in Abhängigkeit von der Art der Informationsverarbeitung unterschiedliche Reaktionen beobachtet werden. So konnten die Arbeiten von Obrist (1981) und Lacey (Lacey, 1967; Lacey & Lacey, 1978) zeigen, dass Informationsaufnahme mit HR-Dezeleration (Vergrößerung der Interbeat-Intervalle des EKG) einerseits und interne Informationsverarbeitung und Informationsabgabe andererseits mit HR-Akzeleration einhergehen.

Umgekehrt konnte z.B. Jennings (1986) nachweisen, dass die HR auf unterschiedliche Bedingungen immer mit Reaktionen in der gleichen Richtung reagiert. Er zeigte, dass sowohl Aufgabenschwierigkeit, als auch Energieeinsatz und Interesse in die Aufgabe (individuelle Bedeutsamkeit der Aufgabe) eine HR-Steigerung bewirkt.

Die genannten Forschungsergebnisse legen die Annahme einer Reaktionsspezifität der HR nahe (Jennings, 1986). Dem ist aber entgegenzusetzen, dass die erwähnten HR-Änderungen (sensu Obrist und Lacey) eben nur kurzfristig sind und sich nur in geringer Intensität zeigen, so dass von einem stabilen stimuluspezifischen Reaktionsmuster (sensu Foerster, Schneider, Walschburger, 1983) hier nicht auszugehen ist.

Dies gilt auch für andere Studien, die zeigen konnten, dass sich **positive Leistungsmotivation steigernd auf die HR im Sinn einer verzögerten Adaptation** auswirkt (z.B. Hörhold, 1994; Hörhold & Walschburger, 1998).

Für die vorliegende Untersuchung haben diese kurzfristigen Mechanismen aber nur eine geringe Bedeutung, da zwischen Informationsaufnahme und -abgabe in der vorliegenden Untersuchung, dem anwendungsbezogenen Design entsprechend, nicht differenziert worden ist. Insofern sind die **psychophysiologischen Kennwerte hier auch als tonische Maße mentaler Beanspruchung** und weniger als kurzfristige, phasische physiologische Reaktionen zu verstehen.

Hinzu kommt, dass, im Gegensatz zu den oben genannten Studien, die mentale Belastung nicht über konstante bzw. an das jeweilige Leistungsniveau der Probanden angepasste Belastungen präsentiert wurden, sondern Lernprozesse im Verlauf des Experiments einsetzten, welche die mentale Beanspruchung herabsetzten, was die Vergleichbarkeit zu Studien zur HR-Adaptation vermindert.

Weiterhin wurde nur ein einziges experimentelles Setting operationalisiert, so dass sich die Frage nach einer situationsübergreifenden Reaktionsspezifität nicht stellt.

Weitere Einflussfaktoren auf die psychophysiologischen Kennwerte sind Motivation, Emotion und die damit zusammenhängende Anstrengung. Eine erhöhte Anstrengung kann z.B. über die höhere Bearbeitungsgeschwindigkeit erfasst werden. So ruft eine hohe Bearbeitungsgeschwindigkeit eine sympathikoton beeinflusste HR-Steigerung hervor.

Weiterhin konnte gezeigt werden, dass erhöhter Leistungsanreiz ebenfalls zu einer (schwach) erhöhten HR führt (Jennings, 1986, p. 209). Eine Alternativerklärung bietet Fowles (1984), ausgehend von Untersuchungen mit Tieren, an, indem er den HR-Anstieg mit positivem Annäherungsverhalten erklärt. Seine eigenen Untersuchungsergebnisse von HR-Anstiegen bei Probanden unter der experimentellen Bedingung einer erwarteten Belohnung könnten aber auch durch erhöhte Anstrengung in Antizipation einer erwarteten Belohnung verursacht worden sein. Die erhöhte Aufmerksamkeit unter Anstrengung blockiert in diesem Fall die vagal ausgelöste HR-Verringerung (sensu Lacey und Obrist) und löst einen sympathisch induzierten HR-Anstieg aus.

Es ist aber auch nicht auszuschließen, dass Effekte der erhöhten Anstrengung in der vorliegenden Untersuchung die Ergebnisse beeinflusst haben, was bezüglich der Dekodierungszeiten und der EKP der restrukturierten Kodealphabeten in Kodealphabet 1 diskutiert worden ist. Hier könnten intrinsisch motivierte Leistungsziele von Bedeutung gewesen sein. Motivationale Aspekte konnten aber weder durch die Leistungsdaten noch durch die psychophysiologischen Daten eindeutig nachgewiesen werden.

3.3.1.1 Bedeutung psychophysiologischer Regulationsmechanismen für die Ergebnisse

Die Ergebnisse zur HRDiff und zur SCRkorr sollen im Folgenden ausführlicher diskutiert und in vorhandene Erkenntnisse zu psychophysiologischen Regulationsmechanismen integriert werden.

Zunächst erscheinen die gegenläufigen Befunde beider Parameter in den späteren Prüfphasen widersprüchlich. Da die HR teilweise und die elektrodermale Aktivität ausschließlich sympathisch gesteuert werden (ein parasympathischer Wirkantagonismus fehlt bei den ekkrinen Schweißdrüsen), sollte ein Absinken eines Parameters den gleichen Effekt im anderen Parameter haben, was als allgemeines Absinken des sympathischen Tonus gewertet werden könnte. Dies ist in der vorliegenden Untersuchung, zumindest für die späteren Prüfphasen in denen sich unterschiedliche Reaktionen in beiden Parametern zeigen, jedoch nicht der Fall.

Die unterschiedliche Reaktion zeitlich parallel erfasster Biosignale ist jedoch seit langem bekannt.

Die an anderer Stelle diskutierte **Diversifikation der Aktivierungsrichtung** (z.B. Fahrenberg, 1987; Lacey, 1967; Lacey & Lacey, 1978) kann hier als Erklärung herangezogen werden, auch wenn die hier angesprochenen Biosignale nicht in unterschiedliche Richtungen weisen (Absinken der Werte des einen und Ansteigen des anderen Parameters), so zeigen sie doch in beiden Kodealphabeten unterschiedlich starke Ausprägungen (in den späteren Prüfphasen).

Auch die Forschungen von Fowles und Gray bezüglich des **Behavioral Inhibition Systems (BIS) und des Behavioral Activation Systems (BAS)** weisen unterschiedliche Reaktionsverläufe von SCR und HR nach (z.B. Gray, 1982; Fowles, 1984, 1980).

Die Ursachen der Diversifikation sind nicht restlos geklärt. Meist wird auf die hohe Komplexität der verschiedenen Datenebenen und die Vielfalt der physiologischen Regulationsmechanismen verwiesen. Auch die Aufklärung stimuluspezifischer, individualspezifischer und motivationsspezifischer Reaktionsmuster kann zur Erklärung herangezogen werden (z.B. Fahrenberg, 1987).

Da Ausgangswertunterschiede zwischen beiden Gruppen und unterschiedliche Verläufe über die Prüfphasen als Erklärung ausgeschlossen werden konnten, ist davon auszugehen, dass die Unterschiede tatsächlich auf die experimentelle Bedingungsvariation zurückzuführen sind und somit unterschiedliche Arten mentaler Beanspruchung durch die Dekodierungsprozesse anzeigen.

Vermutlich zeigt in den späteren Prüfphasen die höhere HRDiff in Kodealphabet 2 größeren kognitiven Aufwand beim Gedächtnisabruf der Kodebedeutungen gegenüber Kodealphabet 1 an, während die größere SCRkorr in Kodealphabet 1 durch den größeren perceptiven Aufwand bei Wahrnehmung der größeren Anzahl von Buchstaben hervorgerufen wird.

Diese Ergebnisse sind insofern bemerkenswert, als dass in der bisherigen Literatur die HR als unspezifischer Indikator mentaler Beanspruchung gilt (z.B. Manzey, 1998). In einigen älteren Darstellungen wird sogar davon ausgegangen, dass die HR erst dann auf mentale Belastung reagiert, wenn auch emotionale Beanspruchung ausgelöst wird (z.B. Luczak, 1987). Diese Ansicht kann aber als überholt angesehen werden, da neuere Studien eindeutig zeigen, dass auch ohne emotionale Beanspruchung die HR auf mentale Belastung reagiert, wie die Literaturübersicht in der vorliegenden Arbeit zeigt. Boucsein (1991) stellt sogar den Anstieg der HR unter emotionaler Beanspruchung eher in Frage und betont den Einfluss des kognitiven Aspekts mentaler Beanspruchung als Auslöser eines HR-Anstiegs.

Dass in der vorliegenden Untersuchung die HRDiff, deren Diagnostizität im allgemeinen eher gering eingeschätzt wird (z.B. Manzey, 1998), eine differentielle Diagnostizität für unterschiedliche Arten mentaler Beanspruchung zeigte, kann auf die hier realisierte spezifische Art von Dekodierungsprozessen zurückgeführt werden, die bisher nur selten in Studien zur mentalen Beanspruchung verwendet worden sind. Insofern ist die Frage der Generalisierbarkeit auf andere Arten mentaler Beanspruchung vorsichtig zu beantworten und bedarf der Klärung durch weiterführende Studien in anderen Bereichen.

Die Parameter der elektrodermalen Aktivität gelten gemeinhin als Indikatoren emotionaler Beanspruchung und Bewertungsprozesse (z.B. Boucsein, 1992; Manzey, 1998). Dennoch konnten Studien zeigen, dass die EDA auch mentale Beanspruchung ohne Beteiligung emotionaler Verarbeitungsprozesse repräsentiert (z.B. Boucsein, 1993, 2000). So kann die EDA, insbesondere die SCR, durchaus auch als Indikator mentaler Beanspruchung gelten (Boucsein, 1991), die eher auf kognitive Prozesse wie Erwartung und Reaktionsvorbereitung (EDA 2 im Arousal-System 3 (preparatory activation system) n. Boucsein, 1991) als auf emotionale Beanspruchung reagiert.

Gerade die Amplitude der SCR hat sich in der vorliegenden Untersuchung als diagnostisch bedeutsam erwiesen, wobei auch hier, wie bei der HRDiff, anzumerken ist, dass den Parametern der EDA insgesamt eher geringe Diagnostizität und auch geringe Sensitivität für mentale Beanspruchung zugewiesen wird.

Daher müssen weitere Studien die Brauchbarkeit der EDA-Amplitude genauer untersuchen, da dieser Parameter nur selten zur Analyse mentaler Beanspruchung herangezogen wird, so dass in diesem Bereich noch ein großer Forschungsbedarf besteht.

3.4 Zusammenfassende Bewertung der Ergebnisse und Ausblick

Zusammenfassend können die Ergebnisse der vorliegenden explorativen Studie positiv gewertet werden.

Der ergänzende Einsatz psychophysiologischer Methoden zur Erfassung des perzeptiv-kognitiven Dekodierungsaufwandes hat sich als sinnvoll erwiesen.

Zunächst ist festzustellen, dass viele der eingesetzten psychophysiologischen Parameter zwischen Ruhephasen, Lernphase und Prüfphasen unterscheiden konnten und damit ihre Sensitivität für die operationalisierte Art mentaler Belastung bewiesen haben, was die unbedingte Voraussetzung weiterer Analysen war.

Zusätzlich zeigten die HRDiff und die SCRkorr in den späteren Prüfphasen, im Gegensatz zu den subjektiven und Leistungsdaten, systematische Unterschiede zwischen beiden Kodealphabeten an. Dies belegt den Informationsgewinn durch den Einsatz psychophysiologischer Maße bei der Messung mentaler Beanspruchung gegenüber der ausschließlichen Erhebung mit subjektiven und Leistungsdaten.

Denn die Leistungsdaten zeigten einen kontinuierlichen Verlauf, was den unterschiedlichen Aspekten mentaler Beanspruchung im Verlauf des Experiments nicht gerecht wird, wie die differenzierten Verläufe der psychophysiologischen Beanspruchungsindikatoren zeigen.

Die frontale Theta-Frequenz des EEG beschrieb z.B. eine gleichbleibende mentale Beanspruchung in allen Prüfphasen, was als Indikator der kontinuierlichen Aufmerksamkeit interpretiert wurde. Auch die starke Abnahme der physiologischen Kennwerte von der ersten zur zweiten Prüfphase, was als Zeichen einer Reduzierung der mentalen Beanspruchung gewertet werden kann, konnte mit Hilfe der Leistungsdaten nicht beobachtet werden.

Schließlich unterschieden die Leistungsdaten, wie oben bereits erwähnt, weder in frühen noch in späteren Prüfphasen zwischen beiden Kodealphabeten, im Gegensatz zur HRDiff und SCRkorr.

Weitere Studien müssten klären, inwieweit die vorliegenden positiven Ergebnisse verschiedener physiologischer Parameter, insbesondere der Herzrattendifferenz und der Amplitude der Hautleitfähigkeit, auf andere Arten von Dekodierungsprozessen und mentale Beanspruchungen übertragen werden können.

4. Literatur

- Aasman, J., Mulder, G. & Mulder, L. J. M. (1987). Operator effort and the measurement of heart-rate variability. Human Factors, 29, 161-170.
- Adey, W. R., Kado, R. T. & Walter, D. O. (1967). computer analysis of EEG data from Gemini flight GT-7. Aerospace Medicine, 38, 345-359.
- Akselrod, S., Gordon, D., Ubel, F.A., Shannon, D.C., Barger, A.C., Cohen, R.J. (1981). Power spectrum analysis of heart rate fluctuation: a quantitative probe of beat-to-beat cardiovascular control. Science 213, 220-223.
- Al'Absi, M., Everson, S. A. & Lovallo, W. R. (1995). Hypertension risk factors and cardiovascular reactivity to mental stress in young men. International Journal of Psychophysiology, 20 (3), 155-160.
- Albus, M., Müller-Spahn, F., Ackenheil, M. & Engel, R. R. (1987). Psychiatric patients and their response to experimental stress. Stress Medicine, 3 (3), 233-238.
- Allport, D. A., Antonis, B. & Reynolds, P. (1972). On the division of attention. A disproof of the single channel hypothesis. Quarterly Journal of Experimental Psychology, 24, 225-235.
- Althaus, M., Mulder, L. J. M., Mulder, G., Roon, A. M. Van & Minderaa, R. B. (1998). Influence of respiratory activity on the cardiac response pattern to mental effort. Psychophysiology, 35 (4), 420-430.
- Anderson, C. D. (1981). Expression of affect and physiological response in psychosomatic patients. Journal of Psychosomatic Research, 25 (3), 143-149.
- Aslan, S., Nelson, L., Carruthers, M. & Lader, M. H. (1981). Stress and age effects on catecholamines in normal subjects. Journal of Psychosomatic Research, 25 (1), 33-41.
- Backs, R. W. & Boucsein, W. (2000). Engineering Psychophysiology. Issues and Applications. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates.
- Backs, R. W., Lenneman, J. K. & Sicard, J. L. (1999). The use of autonomic components to improve cardiovascular assessment of mental workload in flight simulation. International Journal of Aviation Psychology, 9 (1), 33-47.
- Backs, R. W., Ryan, A. M. & Wilson, G. F. (1994). Psychophysiological measures of workload during continuous manual performance. Human Factors, 36 (3), 514-531.
- Backs, R. W. & Seljos, K. A. (1994). Metabolic and cardiorespiratory of mental effort: The effects of level of difficulty in a working memory task. International Journal of Psychophysiology, 16, 57-68.
- Baddeley, A. (1986). Working Memory. New York: Oxford University Press.
- Barcelo, F, Gale, A. & Hall, M. (1995). Multichannel EEG power reflects information processing and attentional demands during visuall orienting. Journal of Psychophysiology, 9, 32-44.
- Barcelo, F., Martin-Loeches, M. & Rubia, F. J. (1997). Event-related potentials during memorization of spatial locations in the auditory and visual modalities. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 103 (2), 257-267.
- Barcelo, F., Sanz, M, Molina, V., Rubia, F. J. (1997). The Wisconsin Card Sorting Test and the assesment of frontal function: A validity study with event-related potentials. Neuropsychologia, 35 (4), 399-408.

- Bartenwerfer, H. (1969). Einige praktische Konsequenzen aus der Aktivierungstheorie. Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie, 10, 195-222.
- Bäumler, G. (1974). Lern- und Gedächtnistest LGT-3. Göttingen, Toronto, Zürich: Hogrefe.
- Beck, J. G. & Scott, S. K. (1987). Frequent and infrequent panic: A comparison of cognitive and autonomic reactivity. Journal of Anxiety Disorders, 1 (1), 47-58.
- Beh, H. C. (1998). Cardiovascular reactivity to psychological stressors. Australian Journal of Psychology, 50 (1), 49-54.
- Belkic, K., Landisbergis, P., Schnall, P., Baker, D., Theorell, T., Siegrist, J., Peter, R. & Karasek, R. (2000). Psychosocial factors: review of the empirical data among men. In P. L. Schnall, K. Belkic, P. Landisbergis & D. Baker (Eds.) The Workplace and Cardiovascular Diseases (Occupational Medicine), Vol. 15 (1), pp. 24-46. Philadelphia: Hanley and Belfus.
- Benjamin, L. S. (1967). Facts and artifacts in using analysis of covariance to „undo“ the law of initial value. Psychophysiology, 4, 187-206.
- Benjamin, L. S. (1963). Statistical treatment of the law of initial value (LIV) in autonomic research: a review and recommendation. Psychosomatic Medicine, 25, 556-566.
- Benschop, R. J., Geenen, R., Mills, P. J., Naliboff, B. D., Kiecolt-Glaser, J. K., Herbert, T. B., van der Pompe, G., Miller, G. E., Matthews, K. A., Godaert, G. L. R., Gilmore, S. L., Glaser, R., Heijnen, C. J., Dopp, J. M., Bijlsma, J. W. J., Solomon, G. F., Cacioppo, J. T. (1998). Cardiovascular and immune responses to acute psychological stress in young and old women: A meta-analysis. Psychosomatic Medicine, 60 (3), 290-296.
- Berger, H. (1929). In the encephalogram of man. Archives of Psychiatry and Nervous Diseases, 87, 511-570.
- Bernardi, L., Wdowczyk-Szulc, J., Valenti, C., Castoldi, S., Passino, C., Spadacini, G. & Sleight, P. (2000). Effects of controlled breathing, mental activity and mental stress with or without verbalization on heart rate variability. Journal of American College of Cardiology, 35 (6), 1462-1469.
- Bernotat, R. K. & Gärtner, K. P. (Hrsg.) (1972). Displays and Controls. Amsterdam: Swets & Zeitlinger.
- Berti, S., Geissler, H.-G., Lachmann, T. & Mecklinger, A. (2000). Event-related brain potentials dissociate visual working memory processes under categorial and identical comparison conditions. Cognitive Brain Research, 9 (2), 147-155.
- Beydagi, H., Oezesmi, C., Yilmaz, A., Sueer, C. & Ergenoglu, T. (2000). The relation between event related potential and working memory in healthy subjects. International Journal of Neuroscience, 105 (1-4), 77-85.
- Blumenthal, J. A., Thyrum, E. T. & Siegel, W. C. (1995). Contribution of job strain, job status and marital status to laboratory and ambulatory blood pressure in patients with mild hypertension. Journal of Psychosomatic Research, 39 (2), 133-144.
- Boiten, F., Sergeant, J. & Geuze, R. (1992). Event-related desynchronization: the effects of energetic and computational demands. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 82, 302-309.
- Bolte, L. R. (2001). The effect of personality and stressor type on rate and pattern of psychophysiological recovery. Dissertation Abstracts International: Section B: The Sciences and Engineering, Vol. 62 (1-B). USA: Univ. Microfilms International.

- Bongard, S. & Hodapp, V. (1997). Active coping, work-pace and cardiovascular responses: Evidence from laboratory studies. Journal of Psychophysiology, 11, 227-237.
- Bornemann, E. (1942). Untersuchungen über den Grad der geistigen Beanspruchung. Arbeitsphysiologie, 12, 142-191.
- Bortz, J. (1999). Statistik für Sozialwissenschaftler. (5. Auflage). Berlin, Heidelberg: Springer.
- Bösel, R. (1996). Die EEG-Grundaktivität. Regensburg: Roderer.
- Bösel, R. (1993b). Die cerebrale Theta-Rhythmizität unterstützt kontextabhängige Diskriminationsleistungen. Kognitionswissenschaft, 3, 83-94.
- Bösel, R. (1993). Langsames Alpha im EEG-Powerspektrum als Indikator für konzeptuelle Beanspruchung. Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie, 39, 372-395.
- Bösel, R. (1992). Langsames Alpha im EEG-Powerspektrum als Indikator für konzeptuelle Beanspruchung. Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie, 39, 372-395.
- Bösel, R. (1990). Changes in spontaneous EEG activity indicate a special kind of information processing in concept learning. Biological Psychology, 31, 257-269.
- Bösel, R., Mecklinger, A., Kranz-Raphaélian, M. & Stolpe, R. (1993). Evozierte Frequenzen: Neue Indikatoren in der Aufmerksamkeitsforschung. In J. Beckmann, H. Strang & E. Hahn (Hsg.) Aufmerksamkeit und Energetisierung. Göttingen: Hogrefe. (S. 211-228)
- Boucsein, W. (2000). The use of psychophysiology for evaluating stress-strain processes in human-computer interaction. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.) Engineering Psychophysiology. Issues and Applications. Mahwah, USA: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers.
- Boucsein, W. (1993). Psychophysiology in the computer workplace – goals and methods. In P. Ullsperger (Ed.) Psychophysiology of mental workload (pp.35-42). Berlin: Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Sonderheft 2.
- Boucsein, W. (1992). Electrodermal Activity. New York: Plenum Press.
- Boucsein, W. (1991). Arbeitspsychologische Beanspruchungsforschung heute - eine Herausforderung an die Psychophysiologie. Psychologische Rundschau, 42, 129-144.
- Boucsein, W. & Backs, R. W. (2000). Engineering Psychophysiology as a discipline. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.) Engineering Psychophysiology. Issues and Applications. Mahwah, USA: Erlbaum Publishers.
- Boucsein, W., Figge, B. R., Goebel, M., Luczak, H. & Schaefer, F. (1998). Beanspruchungskompensation beim Multi-tasking während einer Bearbeitung einer CAD-Simulation. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 52, 221-230.
- Boucsein, W. & Ottmann, W. (1996). Psychophysiological stress effects from the combination of night-shift work and noise. Biological Psychology, 42, 301-322.
- Boucsein, W. & Thum, M. (1997). Design of work/rest schedules for computer work based on psychophysiological recovery measures. International Journal of Industrial Ergonomics, 20, 51-57.

- Boucsein, W. & Thum, M. (1996). Multivariate psychophysiological analysis of stress-strain processes under different break schedules during computer work. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.) Ambulatory assessment: Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies. (pp. 305-313). Kirkland, USA: Hogrefe & Huber Publishers.
- Braggio, J. T. & Pishkin, V. (1991). Psychophysiological activity and reactivity and concept identification performance in alcoholics and controls. Bulletin of the Psychonomic Society, 29 (4), 355-357.
- Brisson, C., Laflamme, N., Moisan, J., Milot, A., Masse, B. & Vezina, M. (1999). Effect of family responsibilities and job strain on ambulatory blood pressure among white-collar women. Psychosomatic Medicine, 61 (2), 205-213.
- Broadbent, D. E. (1971). Decision and Stress. New York: Academic Press.
- Broadbent, D. E. (1958). Perception and communication. London: Pergamon Press.
- Brookings, J. B., Wilson, G. F. & Swain, C. R. (1996). Psychophysiological responses to changes in workload during simulated air traffic control, Biological Psychology, 42, 361-377.
- Burgess, A. P. & Gruzelier, J.H. (2000). Short duration power changes in the EEG during recognition memory for words and faces. Psychophysiology, 37 (5), 596-606.
- Cacioppo, J. T. & Sandman, C. A. (1978). Physiological differentiation of sensory and cognitive tasks as a function of warning, processing demands and reported unpleasantness. Biological Psychology, 6 (3), 181-192.
- Caldwell, J. A. Jr. & Caldwell, J. L. (2000). Studying pharmacological performance enhancement with behavioral, subjective and electroencephalographic measures. In R. W. Backs & W. Boucsein Engineering Psychophysiology. pp. 203-240. Mahwah, USA: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Cansino, S., Ruiz, A. & Lopez-Alonso, V. (1999). What does the brain do while playing scrabble?: ERPs associated with a short-long-term memory task. International Journal of Psychophysiology, 31 (3), 261-274.
- Carrere, S. & Evans, G. W. (1991). Job strain and occupational stress among urban public transit operators. Journal of Occupational and Organizational Psychology, 64 (4), 305-317.
- Carrol, D., Smith, G. D., Shipley, M. J., Steptoe, A., Brunner, E. J. & Marmot, M. G. (2001). Blood pressure reactions to acute psychological stress and future blood pressure status: A 10-year follow-up of men in the Whitehall II study. Psychosomatic Medicine, 63 (5), 737-743.
- Carrol, D., Turner, J. R. & Hellowell, J. C. (1986). Heart rate and oxygen consumption during active psychological challenge: The effects of difficulty. Psychophysiology, 23 (2), 174-181.
- Casali, J. & Wierwille, W. (1983). A comparison of rating scale, secondary-task, physiological and primary task workload estimation techniques in simulated flight task emphasizing communications load. Human Factors, 25, 623-642.
- Caudell, K. A. & Galucci, B. B. (1995). Neuroendocrine and immunological responses of women to stress. Western Journal of Nursing Research, 17 (6), 672-692.
- Cesana, G., Ferrario, M., Sega, R., Milesi, C (1996). Job strain and ambulatory blood pressure levels in a population-based employed sample of men from northern Italy. Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, 22 (4), 294-305.

- Choi, P. Y. L. & Salmon, P. (1995). Stress reponsivity in exercisers and non-exercisers during different phases of the menstrual cycle. Social Science and Medicine, 41 (6), 769-777.
- Cicek, M. & Nalcaci, E. (2001). Interhemispheric asymmetry of EEG alpha activity at rest and during the Wisconsin Card Sorting Test: Relations with performance. Biological Psychology, 58 (1), 75-88.
- Cobb, S. & Rose, R. M. (1973). Hypertension, peptid ulcer and diabetes in air traffic controllers. Journal of the American Medical Association, 224, 489-492.
- Colin, I. (1990). Gestaltungsmaßnahmen zur Erhöhung von Sicherheit und Zuverlässigkeit. In C. Graf Hoyos & B. Zimolong (Hrsg.) Ingenieurpsychologie (Enzyklopädie der Psychologie, Bd. D/III/2, S. 346-362). Göttingen: Hogrefe.
- Colverson, S. L., James, J. E. & Gregg, M. E. (1996). Change in haemodynamic profile during phases of the menstrual cycle. Psychology, Health and Medicine, 1 (3), 307-314.
- Costa, G. (1993). Evaluation of workload in air traffic controllers. Ergonomics, 36 (9), 1111-1120.
- Crites Jr., S. L., Devine, J. V., Lozano, D. I. & Moreno, S. (1998). Event-related potentials and serial position effects in an visual probe recognition task. Psychophysiology, 35 (3), 293-304.
- Curran, T. (1999). The electrophysiology of incidental and intentional retrieval: ERP old/new effects in lexical decision and recognition memory. Neuropsychologia, 37 (7), 771-785.
- Curtis, A. B. & James, S. A. (1997). Job strain and blood pressure in African Americans: The Pitt County Study. American Journal of Public Health, 87 (8), 1297-1303.
- Cuthbert, B. (1981). Strategies of arousal control: Biofeedback, meditation and motivation. Journal of Experimental Psychology: General, 110 (4), 518-546.
- Davidson, R. J., Chapman, J. P., Chapman, L. J., Henriques, J. B. (1990). Asymmetrical brain electrical activity discriminates between psychometrically-matched verbal and spatial cognitive tasks. Psychophysiology, 27, 528-543.
- De Waard, D., Jessurun, M., Steyvers, F. J. & Ragatt, P. T. F. (1995). Effect of road layout and road environment on driving performance, drivers` physiology and road appreciation. Ergnomics, 38 (7), 1395-1407.
- Delaney, J. P. A. & Brodie, D. A. (2000). Effects of short-term psychological stress on the time and frequency domains of heart-rate variability. Perceptual and Motor Skills, 91 (2), 515-524.
- Dellen, H. van, Aasman, J., Mulder, L. & Mulder, G. (1985). Time domain versus frequency domain measures of heart rate variability. In J. Orlebeke, G. Mulder & L. van Dooren Psychophysiology of cardiovascular control: Models, methods and data. New York: Plenum Press.
- Dembroski, T. M, MacDougall, J. M. & Shields, J. L. (1977). Physiologic reactions to social challenge in persons evidencing the Type A coronary prone behavior pattern. Journal of Human Stress, 3 (3), 2-9.
- Deutsches Institut für Normung (2000). EN ISO 10075-1. Ergonomische Grundlagen bezüglich psychischer Arbeitsbelastung. Berlin: Normenausschuss Ergonomie im Deutschen Institut für Normung e. V.

- Diedrich, O., Naumann, E., Maier, S., Becker, G. & Bartussek, D. (1997). A frontal positive slow wave in the ERP associated with emotional slides. Journal of Psychophysiology, 11, 71-84.
- Dillon, P. J. (1966). Stimulus versus response decisions as determinants of the relative frequency effect in disjunctive reaction-time performance. Journal of Experimental Psychology, 71 (3), 321-330.
- Donat, D. C. & McCollough, J. P. (1983). Psychophysiological discriminants of depression at rest and in response to stress. Journal of Clinical Psychology, 39 (3), 315-320.
- Duffy, E. (1972). Activation. In N. S. Greenfield & R. A. Sternbach (Eds.), Handbook of psychophysiology (pp. 577-622). New York: Holt.
- Duffy, E. (1962). Activation and Behavior. New York: Wiley.
- Duffy, E. (1951). The concept of energy mobilization. Psychological Review, 58, 30-40.
- Dujardin, K., Bourriez, J. L. & Guieu, J. D. (1995). Event-related desynchronization (ERD) pattern during memory processes: effects of aging and task difficulty. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 96, 196-218.
- Earle, J. B. B., Pikus, A. A. (1982). The effect of sex and task difficulty on EEG alpha activity in association with arithmetic. Biological Psychology, 15, 1-14.
- Edwards, E. & Lees, F. P. (Eds.) (1974). The Human Operator in Process Control. London: Taylor & Francis.
- Ekberg, K., Eklund, J., Tuveesson, M.-A., Oertengren, R., Odenrick, P. & Ericson, M. (1995). Psychological stress and muscle activity during data entry at visual display units. Work and Stress, 9 (4), 475-490.
- Emery, F. & Thorsud, E. (1982). Industrielle Demokratie. Bern: Huber.
- Ettema, J. H. (1969). Blood pressure changes during mental load experiments in man. Psychotherapy and Psychosomatics, 17 (3-4), 191-195.
- Eyferth, K. (1995). Messung und Bewertung mentaler Beanspruchung in Mensch-Maschine-Systemen (MMS). In H.-P. Willumeit & H. Kolrep (Hrsg.) Verlässlichkeit von Mensch-Maschine-Systemen. ZMMS-Spektrum, Bd. 1. (S. 127-138) Berlin: Papyrus.
- Eysenck, M.-W. (1982). Attention and Arousal. Berlin: Springer.
- Faber, S. (1983). Zur Auswertemethodik und Interpretation von Hautleitfähigkeitsmessungen bei arbeitswissenschaftlicher Beanspruchungsermittlung. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 37 (9), 85-91.
- Fahrenberg, J. (1987). Zur psychophysiologischen Methodik: Konvergenz, Fraktionierung oder Synergismen?, Diagnostica, 33 (3), 272-287.
- Fahrenberg, J. (1983). Psychophysiologische Methodik. In K. J. Groffmann & L. Michel (Hrsg.), Enzyklopädie der Psychologie. Psychologische Diagnostik (Bd. 4). (S. 1-192). Göttingen: Hogrefe.
- Fahrenberg, J. (1979). Das Komplementaritätsprinzip in der psychophysiologischen Forschung und psychosomatischen Medizin. Zeitschrift für Klinische Psychologie, Psychopathologie und Psychotherapie, 27 (2), 151-167.
- Fahrenberg, J. (1969). Die Bedeutung individueller Unterschiede für die Methodik der Aktivierungsforschung. Bern: Huber. (95-122)

- Fahrenberg, J. & Foerster, F. (2002). Kontrolliertes und interaktives Blutdruck-Monitoring: Neue Strategien und Ergebnisse. Forschungsbericht des Psychologischen Instituts der Albert-Ludwigs-Universität Freiburg i. Br. Nr. 155. Freiburg i. Br.: Albert-Ludwigs-Universität.
- Fahrenberg, J. & Foerster, F. (1996). Psychophysiological profiles in subjects with normal and with elevated blood pressure. Journal of Psychophysiology, 10, 26-35.
- Fahrenberg, J., Foerster, F., Schneider, H. J., Müller, W. & Myrtek, M. (1984). Aktivierungsforschung im Labor-Feld-Vergleich. München: Minerva.
- Fahrenberg, F., Foerster, F. & Wilmers, F. (1995). Is elevated blood pressure level associated with higher cardiovascular responsiveness in laboratory tasks and with response specificity? Psychophysiology, 32, 81-91.
- Fahrenberg, J. & Myrtek, M. (2001). Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Fahrenberg, J. & Myrtek, M. (Eds.) (1996). Ambulatory Assessment. Göttingen: Hogrefe.
- Fahrenberg, J., Schneider, H.-J., Foerster, F., Myrtek, M. & Müller, W. (1985). The quantification of cardiovascular reactivity in longitudinal studies. In A. Steptoe, H. Rüdell & H. Neus (Eds.) Cinical and methodological issues in cardiovascular psychophysiology (pp. 107-120). Berlin: Springer.
- Fahrenberg, J., Walschburger, P., Foerster, F., Myrtek, M. & Müller, M. (1979). Psychophyisologische Aktivierungsforschung. Ein Beitrag zu den Grundlagen der multivariaten Emotions- und Stress-Theorie. München: Minerva.
- Fankenhäuser, F. (1986). A psychobiological framework for research on human stress and coping. In M. H. Appley & R. Trumball (Eds.) Dynamics of stress (pp. 101-116). New York: Plenum Press.
- Fichera, L. V. & Andreassi, J. L. (1998). Stress and personality as factors in women`s cardiovascular reactivity. International Journal of Psychophysiology, 28 (2), 143-155.
- Fletcher, B. C. & Jones, F. (1993). A refutation of Karasek`s demand-discretion model of occupational stress with a range of dependent measures. Journal of Organizational Behavior, 14 (4), 319-330.
- Foerster, F. (1995). On the problems of initial-value-dependencies and measurement of change. Journal of Psychophysiology, 9, 324-341.
- Foerster, F., Schneider, H. J. & Walschburger, P. (1983). Psychophysilogische Reaktionsmuster. Münschen: Minerva.
- Fong, R. (2000). A direct comparison of event-related potentials during auditory and visual continuous word recognition memory task. Dissertation Abstracts International: Section: B: The Sciences and Engineering, Vol. 61 (2-B). US: Univ. Microfilms International.
- Fournier, L. R., Wilson, G. F. & Swain, C. R. (1999). Electrophysiological, behavioral and subjective indexes of workload when performing multiple tasks: manipulation of task difficulty and training. International Journal of Psychophysiology, 31 (2), 129-145.
- Fowles, D. C. (1984). Arousal: Implications of behavioural theories of motivation. In M. G. H. Coles, J. R. Jennings & J. A. Stern (Eds.) Psychophysiological Perspectives: Festschrift for Beatrice and John Lacey. New York: Van Nostrand Reinhold.

- Fowles, D. C. (1980). The three arousal model: Implications of Gray's two-factor learning theory for heart rate, electrodermal activity, and psychopathy. Psychophysiology, *17*, 87-104.
- Fredrikson, M. (1990). Effects of autogenic training on cardiovascular and electrodermal reactivity to mental stress: An exploratory study. Journal of Psychophysiology, *4* (3), 289-294.
- Fredrikson, M., Blumenthal, J. A., Evans, D. D. & Sherwood, A. (1989). Cardiovascular responses in the laboratory and in the natural environment: Is blood pressure reactivity to laboratory-induced mental stress related to ambulatory blood pressure during every day life. Journal of Psychosomatic Research. Special Issue: The Somatic Presentation of Psychiatric Illness, *33* (6), 753-762.
- Freude, G. & Ullsperger, P. (2000). Slow brain potentials as a measure of effort? Applications in mental workload studies in laboratory settings. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.) Engineering Psychophysiology. pp. 255-267. Mahwah, USA: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Friederici, A., Steinhauer, K., Mecklinger, A. & Meyer, M. (1998). Working Memory constraints on syntactic ambiguity resolution as revealed by electrical brain responses. Biological Psychology, *47* (3), 193-221.
- Gaillard, A. W. K. (1993). Comparing the concepts of mental load and stress. Ergonomics, *36*, 991-1005.
- Gaillard, A. W. K. & Kramer, A. F. (2000). Theoretical and methodological issues in psychophysiological research. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.) Engineering Psychophysiology. Issues and Applications. Mahwah, USA: Erlbaum Publishers.
- Gaillard, A. W. K. & Wientjes, C. J. E. (1994). Mental load and work stress as two types of energy mobilization. Work and Stress, *8* (2), 141-152.
- Gale, A. (1987). The electroencephalogram: Psychophysiology and the electronic workplace In A. Gale & B. Christie (Eds.) The electroencephalogram: Psychophysiology and the electronic workplace. London: Wiley.
- Gale, A., Christie, B. & Penford, V. L. (1971). Stimulus complexity and the occipital EEG. British Journal of Psychology, *62*, 363-376.
- Gale, A., Davis, R. & Smallbone, A. (1977). EEG correlates of signal rate, time in task and individual differences in reaction time during five-stage sustained attention task. Ergonomics, *20*, 363-376.
- Gale, A., Spratt, G., Christie, B. & Smallbone, A. (1975). Stimulus complexity, EEG abundance gradients and detection efficiency in a visual recognition task. British Journal of Psychology, *66*, 289-298.
- Ganster, D. C., Schaubroeck, J., Sime, W. E. & Mayes, B. T. (1991). The nomological validity of the type A personality among employed adults. Journal of Applied Psychology, *76* (1), 143-168.
- Geffen, G. M., Wright, M. J., Green, H. J., Gillespie, N. A., Smyth, D. C., Evans, D. M. & Geffen, L. B. (1997). Effects of memory load on performance and event-related slow potentials in a visuospatial working memory task. Journal of Cognitive Neuroscience, *9* (6), 743-757.
- Gerin, W., Rosofsky, M., Pieper, C. & Pickering, T. G. (1994). A test of generalizability of cardiovascular reactivity using a controlled ambulatory procedure. Psychosomatic Medicine, *56*, 360-368.

- Gevins, A. & Schaffer, R. (1980). A critical review of electroencephalographic (EEG) correlates of higher cortical functions. CRT Crit. Rev. Bioeng., 4, 113-164.
- Gevins, A. & Smith, M. E. (2000). Neurophysiological measures of working memory individual differences in cognitive ability and cognitive style. Cerebral Cortex, 10 (9), 829-839.
- Gevins, A., Smith, M. E., Leong, H., McEvoy, L. K., Whitfield, S., Du, R. & Rush, G. (1998). Monitoring working Memory Load during computer-based tasks with EEG pattern recognition methods, Human Factors, 40 (1), 79-91.
- Göbel, M., Springer, J. & Scherff, J. (1998). Stress and strain of short haul bus drivers: Psychophysiology as a design oriented method for analysis. Ergonomics, 41 (5), 563-580.
- Goedert, H. W., Rill, H.-G. & Vossel, G. (2001). Psychophysiological differentiation of deception: The effects of electrodermal lability and mode of responding on skin conductance and heart rate. International Journal of Psychophysiology, 40 (1), 61-75.
- Gopher, D. (1986). In defence of resources: On structure, energies, pools and the allocation of attention. In R. Hockey, A. W. K. Gaillard & M. Coles (Eds.) Energetics and human information processing (pp. 353-371). Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Gopher, D., Brickner, M. & Navon, D. (1982). Different difficulty manipulations interact differently with task emphasis: Evidence for multiple resources. Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance, 8, 146-157.
- Gopher, D. & Donchin, E. (1986). Workload – An examination of the concept. In K. R. Boff, L. Kaufman & J. P. Thomas (Eds.) Handbook of Perception and Human Performance. Vol. II, Cognitive Processes and Performance (pp.41/1-41/49). New York: Wiley.
- Gray, G. A. (1982). The neuropsychology of anxiety: An inquiry into the function of the septo-hippocampal system. Oxford: Clarendon Press.
- Greenlund, K. J., Liu, K., Knox, S. & McCreath, H. (1995). Psychosocial work characteristics and cardiovascular disease risk factors in young adult: The CARDIA study. Social Science and Medicine, 41 (5), 717-723.
- Greif, S., Bamberg, E. & Semmer, N. (Hrsg.) (1991). Psychischer Stress am Arbeitsplatz. Göttingen: Hogrefe.
- Gross, B. & Metz, A.-M. (1998). Evozierte Hirnpotentiale als Indikatoren für Arbeitsbeanspruchungen. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 42 (4), 213-218.
- Gross, B. Metz, A.-M. & Ullsperger, P. (1992). Die P300-Komponente des ereigniskorrelierten Hirnpotentials in einem Kurzzeitgedächtnisparadigma. Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie, 39 (1), 56-67.
- Grune, K., Metz, A.-M., Hagendorf, H. & Fischer, S. (1996). Information processing in working memory and event-related brain potentials. International Journal of Psychophysiology, 23, 111-120.
- Gundel, A., Drescher, J. & Turowski (2000). Alertness in airline pilots during night flight: Assessment of alertness using EEG measures. In R. W. Backs & W. Boucsein Engineering Psychophysiology. pp. 177-187. Mahwah, USA: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Gundel, A. & Wilson, G. (1992). Topographical changes in the ongoing EEG related to the difficulty of mental tasks. Brain Topography, 5, 17-25.

- Gusy, B. (1995). Stressoren in der Arbeit, Soziale Unterstützung und Burnout. München: Profil Verlag.
- Hacker, W. (1991). Aspekte einer gesundheitsstabilisierenden und -fördernden Arbeitsgestaltung. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 35, 48-58.
- Hankins, T. C., Wilson, G. F. (1998). A comparison of heart rate, eye activity, EEG and subjective measures of pilot mental workload during flight. Aviation, Space and Environmental Medicine, 69 (4), 360-367.
- Hanson, E. K. S. & Bazanski, J. (2001). Ecological momentary assessments in aviation: The development of a Pilot Experience Evaluating Device (PEED) for the in-flight registration of flight phases, mental effort and reaction time. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Hanson, E. K. S., Schellekens, J. M. H., Veldman, J. B. P. & Mulder, L. J. M. (1993). Psychomotor and cardiovascular consequences of mental effort and noise. Human Movement Science, 12 (6), 607-626.
- Harris, R., Bonadies, G. & Comstock, J. R. (1989). Usefulness of heart measures in flight simulation. In Proceedings of the Third Annual Workshop on Space Operations, Automation and Robotics. Houston: NASA Johnston Space Center.
- Hart, S. G. & Hauser, J. R. (1987). Inflight application of three pilot workload measurement techniques. Aviation, Space and Environmental Medicine, 58 (5), 402-410.
- Hastrup, J. (1979). Effects of electrodermal lability and introversion on vigilance performance. Psychophysiology, 16 (3), 302-310
- Helander, M. (1978). Applicability of drivers' electrodermal response to the design of the traffic environment. Journal of Applied Psychology, 63 (4), 481-488.
- Henderson, P. R., Bakal, D. A. & Dunn, B. E. (1990). Cardiovascular response pattern and speech: a study of air traffic controllers. Psychosomatic Medicine, 52, 17-26.
- Herrmann, W. M., Fichte, K. & Kubicki, S. (1980). Definition von EEG-Frequenzbändern aufgrund strukturanalytischer Betrachtungen. In S. Kubicki, W. M. Herrmann & G. Laudahn (Hrsg.) Faktorenanalyse und Variablenbildung aus dem Elektroenzephalogramm. Stuttgart: Fischer. (S. 61-74)
- Heuer, H. (1996). Doppeltätigkeiten. In O. Neumann & A. F. Sanders (Hrsg.) Aufmerksamkeit. Enzyklopädie der Psychologie. Band C/II/2 (S. 163-218). Göttingen: Hogrefe.
- Hicks, T. & Wierwille, W. (1979). Comparison of five mental workload assessment procedures in a moving base driving simulator. Human Factors, 21, 129-144.
- Hirsh-Pasek, K., Nudelman, S. & Schneider, M. L. (1982). An experimental evaluation of abbreviation schemes in limited lexicons. Behaviour and Information Technology, 1 (4), 359-369.
- Hockey, G. R. J. (1997). Compensatory control in the regulation of human performance under stress and high workload: A cognitive-energetical framework. Biological Psychology, 45, 73-93.
- Hockey, G. R. J. (1986). A state control theory of adaptation to stress and individual differences in stress management. In G. R. J. Hockey, A. W. K. Gaillard & M. G. H. Coles (Eds.) Energetics and human information processing (pp. 285-298). Dordrecht: Nijhoff.

- Hockey, G. R. J. (1984). Varieties of attentional state: The effects of environment. In R. Parasuraman & D. R. Davies (Eds.) Varieties of attention (pp. 449-484). Orlando: Academic Press.
- Hockey, G. R. J., Bringer, R. B., Tattersall, A. J. & Wiethoff, M. (1989). Assessing the impact of computer workload on operator stress: The role of system controllability. Ergonomics, 32, 1401-1418.
- Hockey, G. R. J., Gaillard, A. W. K. & Coles, M. (1986). Energetics and human information processing. Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Hodapp, V., Heiligtag, U. & Störmer, S. W. (1990). Cardiovascular reactivity, anxiety and anger during perceived controllability. Biological Psychology, 30 (2), 161-170.
- Holroyd, K. A., Westbrook, T., Wolf, M. & Badhorn, E. (1978). Performance, cognition and physiological responding in test anxiety. Journal of Abnormal Psychology, 87 (4), 442-451.
- Holst, D. v. (1999). Zoologische Stressforschung. Spektrum der Wissenschaft, Sonderheft Dossier 3/99, Stress, S. 78-82.
- Holst, D. v. & Scherer, K. R. (1988). Streß. In K. Immelmann, K. R. Scherer, C. Vogel & P. Schmoock (Hrsg.), Psychobiologie. Grundlagen des Verhaltens. Weinheim, München: PVU. (Kap. 9: Streß, S. 289-327, speziell: S. 289-312).
- Hörhold, M. (1998). Die Analyse psychophysiologischer Kopplungs-Entkopplungs-Prozesse, Psychologische Rundschau, 49 (1), 2-9.
- Hörhold, M. (1994). Zur Psychophysiologie der Belastungsregulation. Verlaufsanalysen zum Einfluss psychologischer versus physikalischer Situationsmerkmale und psychologischer versus physiologischer Personenmerkmale. Frankfurt/M., Berlin, Bern: P. Lang – Europäischer Verlag der Wissenschaften.
- Hörhold, M. & Walschburger, P. (1998). Depressive Störung als Ausdruck misslingender Handlungskontrolle. Überprüfung einer psychophysiologischen Belastungsdiagnostik. Zeitschrift für Klinische Psychologie, 26 (1), 31-37.
- Houtveen, J. & Molenaar, P. C. M. (2001). Comparison between the Fourier and Wavelet methods of spectral analysis applied to stationary and non-stationary heart period data. Psychophysiology, 38 (5), 729-735.
- Huber, H. P. & Gramer, M. (1993). Cardiovascular response patterns during different types of stress. Studia Psychologica, 35 (4-5), 290-292.
- Hüttner, J., Wandke, H. & Rätz, A. (1995). Benutzerfreundliche Software. Psychologisches Wissen für die ergonomische Schnittstellengestaltung. Berlin: Paschke Verlag.
- Huynh, H. & Feldt, L. S. (1976). Estimation of the box correction for degrees of freedom from sample data in randomized block and splitplot designs. Journal of Education Statistics, 1, 69-82.
- Izso, L. & Lang, E. (2000). Heart period variability as mental effort monitor in human computer interaction. Behaviour and Information Technology, 19 (4), 297-306.
- Jasper, H. H. (1958). The ten twenty electrode system of the International Federation. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 10, 371-375.
- Jennings, J. R. (1986). Do cardiovascular changes indicate energetic support of information processing? In J. R. Jennings & M. Coles (Eds.) Handbook of cognitive psychophysiology: Central and autonomic nervous system approaches (pp.199-216). New York: Wiley.

- Jennings, J.R. & McKnight, J.D. (1994). Inferring vagal tone from heart rate variability. Psychosomatic Medicine, 65, 194-196.
- Johannsen, G. (1993). Mensch-Maschine-Systeme. Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
- Johansson, G. & Aronsson, G. (1984). Stress reactions in computerized administrative work. Journal of Occupational Behaviour, 5 (3), 159-181.
- Johansson, G., Evans, G. W., Rydstedt L. W. & Carrere, S. (1998). Job hassles and cardiovascular reaction patterns among urban bus drivers. International Journal of Behavioral Medicine, 5 (4), 267-280.
- Johnson Jr., R., Kreiter, K., Russo, B. & Zhu, J. (1998). A spatio-temporal analysis of recognition-related event-related brain potentials. International Journal of Psychophysiology, 29 (1), 83-104.
- Johnson, R., Pfefferbaum, A. & Kopell, B. S. (1985). P300 and long term memory: Latency predicts recognition performance. Psychophysiology, 22 (5), 497-507.
- Jorna, P. G. A. M. (1992). Spectral analysis of heart rate and psychological state: A review of its validity as a workload index. Biological Psychology, 34, 237-257.
- Kahneman, D. (1973). Attentions and Effort. Englewood Cliffs, USA: Prentice-Hall.
- Kane, K. A., Picton, T. W., Moscovitch, M. & Winocur, W. (2000). Event-related potentials during conscious and automatic memory retrieval. Cognitive Brain Research, 10 (1-2), 19-35.
- Kantowitz, B. H. (1988). Mental workload. In P. A. Hancock (Ed.) Human factors psychology. Amsterdam: Elsevier.
- Käppler, C., Becker, H.-U. & Fahrenberg, J. (1993). Ambulantes 24-Stunden-Monitoring als psychophysiologische Assessmentstrategie: Reproduzierbarkeit, Reaktivität, Retrospektionseffekt und Bewegungskonfundierung. Zeitschrift für Differentielle und Diagnostische Psychologie, 14 (4), 235-251.
- Karasek, R. (1979). Job demands, job decision latitude and mental strain: Implications for job redesign. Administrative Science Quarterly, 24, 285-307.
- Karasek, R. & Theorell, T. (1990). Healthy work. Basic Books.
- Kaufman, L., Curtis, S., Wang, J. Z. & Williamson, S. J. (1991). Changes in cortical activity when subject scan memory for tones. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 82, 266-284.
- Kaufmann, I., Pornschlegel, H. & Udris, I. (1982). Arbeitsbelastung und Beanspruchung. In L. Zimmermann (Hrsg.) Humane Arbeit. Leitfaden für Arbeitnehmer, Bd.5: Belastungen und Stress bei der Arbeit. Reinbek: Rowolt.
- Kecklund, G. & Akerstedt, T. (1993). Sleepiness in long distance truck driving: An ambulatory EEG study of night driving. Ergonomics, 36 (9), 1007-1017.
- Kinsbourne, M. & Hicks, R. (1978). Functional cerebral space. In J. Requin (Ed.) Attention and performance, VII. Hillsdale, USA: Erlbaum.
- Klimesch, W. (1996). Memory processes, brain oscillations and EEG synchronization. International Journal of Psychophysiology, 24, 61-100.
- Klimesch, W., Doppelmayr, M., Schimke, H. & Ripper, B. (1997). Theta synchronization and alpha desynchronization in a memory task. Psychophysiology, 34, 169-176.

- Klimesch, W., Pfurtscheller, G. & Schimke, H. (1992). Pre- and post stimulus processes in category judgement tasks as measured by event-related desynchronization (ERD). Journal of Psychophysiology, 6, 185-203.
- Klimesch, W., Schimke, H. & Schwaiger, J. (1994). Episodic and semantic memory: an analysis in the EEG theta and alpha band. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 91, 428-441.
- Klix, F. (1971). Die Optimierung des Informationsaustausches in Mensch-Maschine-Systemen als psychologische Aufgabenstellung – Versuch einer Präzisierung des Gegenstandsgebietes der Ingenieurpsychologie in der sozialistischen Volkswirtschaft. In F. Klix, J. Neumann, A. Seeber & K.-P. Timpe (Hrsg.) Psychologie in der sozialistischen Industrie. Berlin: VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften.
- Köhler, T. (1996). Cardiovascular, electrodermal and catecholamine responses to stress in borderline hypertensives. Stress Medicine, 12 (3), 187-191.
- Köhler, T., Fricke, M., Ritz, T. & Scherbaum, N. (1997). Psychophysiological reactivity of borderline hypertensives and their recovery after mental stress. Psychotherapy and Psychosomatics, 66 (5), 261-267.
- Köhler, T., Scherbaum, N. & Ritz, T. (1995). Psychophysiological responses of borderline hypertensives in two experimental situations. Psychotherapy and Psychosomatics, 63 (1), 44-53.
- Köhler, T. & Weber, D. (1992). Psychophysiological reactions of patients with atopic dermatitis. Journal of Psychosomatic Research, 36 (4), 391-394.
- Köhler, T., Weber, D. & Vögele, C. (1990). The behaviour of the PSI (palmar sweat index) during two stressful laboratory situations. Journal of Psychophysiology, 4 (3), 281-287.
- Kohlisch, O. & Schäfer, F. (1996). Physiological changes during computer tasks: Responses to mental load or to motor demands? Ergonomics, 39 (2), 213-224.
- Kok, A. (1997). Event-related-potential (ERP) reflections of mental resources: a review and synthesis, Biological Psychology, 45, 19-56.
- Kramer, A. F. (1993). Physiological metrics of Mental Workload: A review of recent progress. Psychophysiology of Mental Workload. (Schriftenreihe der Bundesanstalt für Arbeitsmedizin, Sonderschrift 2), pp. 2-34
- Kramer, A. F. (1991). Physiological metrics of mental workload: A review of recent progress. In D. Damos (Ed.), Multiple task performance. London: Taylor & Francis. (pp. 279-328)
- Kramer, A., Sirevaag, E. & Hughes, P. (1988). Effects of foveal task load on visual-spatial attention: Event-related brain potentials and performance. Psychophysiology, 25, 512-531.
- Kramer, A. F. & Spinks, J. (1991). Capacity views of human information processing. In J. R. Jennings & M. Coles (Eds.) Handbook of cognitive psychophysiology: Central and autonomic nervous system approaches (pp.179-249). New York: Wiley.
- Kramer, A., Wickens, C. D. & Donchin, E. (1983). An analysis of the processing demands of a complex perceptual-motor task. Human Factors, 25, 597-621.
- Kröner, B. (1984). Psychophysiological Korrelate chronischer Kopfschmerzen. Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie, 31 (4), 610-639.

- Kuhmann, W. (1994). Leistungsgüte und Beanspruchung bei mentalen Tätigkeiten. Bern: Huber.
- Kusak, G., Grune, K., Hagendorf, H. & Metz, A.-M. (2000). Updating of working memory in a running memory task: An event-related potential study. International Journal of Psychophysiology, 39 (1), 51-65.
- Kusak, G., Grune, K., Hagendorf, H. & Metz, A.-M. (1997). Wirkungen der Vorbelastung des Arbeitsgedächtnisses auf Komponenten evozierter Potentiale beim sequentiellen Einprägen verbalen Materials. Zeitschrift für Experimentelle Psychologie, 44 (1), 38-61.
- Kutas, M. (1988). Review of event-related potential studies of memory. In M.S. Gazzaniga (Ed.) Perspectives in Memory Research. Cambridge, MA, USA: The MIT Press.
- Lacey, J. I. (1967). Somatic response patterning and stress: Some revisions of activation theory. In M. Appley & R. Trumbull (Eds.) Psychological stress: Issues in research. New York: Appleton Century Crofts.
- Lacey, J. I. (1956). The evaluation of autonomic responses: Toward a general solution. Annals of the New York Academy of Sciences, 67, 123-164.
- Lacey, J. I. & Lacey, B. C. (1962). The law of initial value in the longitudinal study of autonomic constitution. Annals of the New York Academy of Sciences, 98, 1257-1290.
- Lacey, J. I. & Lacey, B. C. (1978). Two-way communication between the heart and the brain: Significance of time within the cardiac circle. In E. Meyer & J. Brady (Eds.) Research in the psychobiology of human behavior. Baltimore: John Hopkins University Press.
- Laflamme, N., Brisson, C., Moisan, J., Milot, A., Masse, B. & Vezina, M. (1998). Job strain and ambulatory blood pressure among female white-collar workers. Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, 24 (5), 334-343.
- Lal, S. K. L. & Craig, A. (2001). A critical review of the psychophysiology of driver fatigue. Biological Psychology, 55 (3), 173-194.
- Landisbergis, P. A., Schnall, P. L., Schwartz, J. E., Warren, K. & Pickering, T. G. (1995). Job strain, hypertension and cardiovascular disease: Empirical evidence, methodological issues and recommendations for future research. In S. L. Sauter & L. R. Murphy (Eds.) Organizational Risk Factors for Job Stress (pp. 97-112). Washington: American Psychological Association.
- Landisbergis, P. A., Schnall, P. L., Warren, K., Pickering, T. G. & Schwartz, J. E. (1994). Association between ambulatory blood pressure and alternative formulations of job strain. Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, 20, 349-363.
- Lang, M., Lang, W., Diekmann, V. & Kornhuber, H. H. (1987). The frontal theta rhythm indicating motor and cognitive learning. In R. Johnson, Jr., J. W. Rohrbaugh & R. Parasuraman (Eds.) Current trends in event-related potential research (EEG Supplement 40). (pp. 391-396). Amsterdam: Elsevier.
- Lang, P. L. (1971). The application of psychophysiological methods to the study of psychotherapy and behavioral change. In A. E. Bergin & S. L. Garfield (Eds.), Handbook of psychotherapy and behavioral change: An empirical analysis. New York: Wiley.
- Larkin, K. T., Ciano-Federoff, L. M. & Hammel, D. (1998). Effects of gender of observer and fear of negative evaluation on cardiovascular reactivity to mental stress in college men. International Journal of Psychophysiology, 29 (3), 311-318.

- Laukka, A. J., Järvilehto, T., Alexandrov, Y. I. & Lindquist, J. (1995). Frontal midline theta related to learning in a simulated driving task. Biological Psychology, *40*, 313-320.
- Laurig, W., Becker-Biskaborn, G. U. & Reiche, D. (1971). Software problems in analyzing physiological and work study data. Ergonomics, *14*, 625-631.
- Lawler, K. A., Wilcox, Z. C. & Anderson, S. F. (1995). Gender differences in patterns of dynamic cardiovascular regulation. Psychosomatic Medicine, *57* (4), 357-365.
- Lazarus, R. S. & Folkman, S. (1984). Stress, Appraisal and Coping. New York: Springer.
- LeDoux, J. E. (1989). Cognitive-emotional interactions in the brain. Cognition and Emotion, *3*, 267-289.
- LeDoux, J. E. (1994). Das Gedächtnis für Angst. Spektrum der Wissenschaft, *8*, 76-83.
- LeDoux, J. E. (1995). In search of an emotional system in the brain: Leaping from fear to emotion and consciousness. In M. S. Gazzaniga (Ed.) The cognitive neurosciences (pp. 1049-1061). Cambridge, Mass.: MIT Press.
- LeDoux, J. E. (1996). The emotional brain: The mysterious underpinnings of emotional life. New York: Simon & Schuster.
- LeDoux, J. E. (1998). Das Netz der Gefühle. Wie Emotionen entstehen. München: Hanser.
- Leitner, K. (1999). Kriterien und Befunde zu gesundheitsgerechter Arbeit – Was schädigt, was fördert die Gesundheit? In R. Oesterreich & W. Volpert (Hrsg.) Psychologie gesundheitsgerechter Arbeitsbedingungen. Konzepte, Ergebnisse und Werkzeuge zur Arbeitsgestaltung. (S. 63-139) Bern: Huber.
- Lindholm, E. & Cheatham, C. (1983). Automatic activity and workload during learning of a simulated aircraft carrier landing task. Aviation, Space and Environmental Medicine, *54*, 435-439.
- Lindsley, D. B. (1951). Emotion. In S. Stevens (Ed.), Handbook of experimental psychology. New York: Wiley.
- Lindsley, J. G. & Wicke, J. D. (1974). The electroencephalogram: Autonomous electrical activity in man and animals. In R. F. Thompson & M. M. Patterson (Eds.), Bioelectric recording techniques (Part B). New York: Academic Press.
- Lorenz, J., Lorenz, B. & Heineke, M. (1992). The effect of mental task-load on fronto-central theta activity in a deep saturation dive to 450 msw. Undersea Biomedical Research, *19*, 243-262.
- Lovullo, W. R. & Al`Absi, M. (1998). Hemodynamics during rest and behavioral stress in normotensive men at high risk for hypertension. Psychophysiology, *35* (1), 47-53.
- Luczak, H. (1987). Psychophysiologische Methoden zur Erfassung psychophysischer Beanspruchungszustände. In U. Kleinbeck & J. Rutenfranz (Hrsg.) Arbeitspsychologie. Enzyklopädie der Psychologie (Bd. D III, 1, S. 185-259). Göttingen: Hogrefe.
- Luczak, H. (1979). Fractioned heart rate variability: II. Experiments on superimposition of components of stress. Ergonomics, *22* (12), 1315-1323.
- Luczak, H. & Springer, J. (2000). Psychophysiological analysis of design work: Ergonomic improvements derived from stress-strain research. In R. W. Backs & W. Boucsein (Eds.) Engineering Psychophysiology: Issues and Applications. (pp. 311-338). Mahwah, USA: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Lykken, D. T., Rose, R., Luther, B. & Maley, M. (1966). Correcting psychophysiological measures for individual differences in range. Psychological Bulletin, *66*, 481-484.

- Manzey, D. (1998). Psychophysiologie mentaler Beanspruchung. In F. Rösler (Hrsg.) Ergebnisse und Anwendungen der Psychophysiologie (Enzyklopädie der Psychologie, C, Serie I, Bd. 5). Göttingen: Hogrefe. (S. 799 - 864)
- Manzey, D. (1991). Interferenzeffekte bei Doppeltätigkeiten: Wie gut gelingt es, sich auf zwei Aufgaben gleichzeitig zu konzentrieren? In J. Janssen, E. Hahn & H. Strang (Hrsg.) Konzentration und Leistung (S. 119-130). Göttingen: Hogrefe.
- Manzey, D. (1988). Determinanten der Aufgabeninterferenz bei Doppeltätigkeiten und ressourcentheoretische Modellvorstellungen in der Kognitiven Psychologie. (DFVLR-FB 88-14). Köln: Deutsche Forschungsanstalt für Luft- und Raumfahrt.
- Manzey, D. (1986). Sinusarrhythmie als Indikator mentaler Beanspruchung. Quantifizierung im Zeitbereich. Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie, 33 (4), 656-675.
- Marrero, A. F., Al`Absi, M., Pincomb, G. & Lovallo, W. R. (1997). Men at risk for hypertension show elevated vascular resistance at rest and during mental stress. International Journal of Psychophysiology, 25 (3), 185-192.
- Matthews, K. A., Raeikkoenen, K., Everson, S. A., Flory, J. D., Marco, C. A., Owens, J. F. & Lloyd, C. E. (2000). Do the daily experiences of healthy men and women vary according to occupational prestige and work strain? Psychosomatic Medicine, 62 (3), 346-353.
- McCormick, E. J. & Sanders, M. S. (1982). Human Factors in Engineering and Design. New York: McGraw Hill.
- Mecklinger, A. (1992). Gedächtnissuchprozesse. Eine Analyse ereigniskorrelierter Potentiale und der EEG-Spontanaktivität. Weinheim: Psychologie Verlags Union.
- Mecklinger, A. & Bösel, R. (1989). Veränderungen im EEG-Frequenzspektrum bei verschiedenen Phasen mentaler Belastung. Zeitschrift für experimentelle und angewandte Psychologie, 36, 453-475.
- Mecklinger, A., Kramer, A. F. & Strayer, D. L. (1992). Event related potentials and EEG components in a semantic memory search task. Psychophysiology, 29, 104-119.
- Mecklinger, A. & Meinshausen, R.-M. (1998). Recognition memory for object form and object location: An event-related potential study. Memory and Cognition, 26 (5), 1068-1088.
- Mecklinger, A. & Pfeifer, E. (1996). Event-related potentials reveal topographical and temporal distinct neuronal activation patterns for spatial and object working memory. Cognitive Brain Research, 4 (3), 211-224.
- Metz, A. M. & Rothe, H.-J. (1999). Nervenkrieg am Arbeitsplatz. Spektrum der Wissenschaft, Sonderheft Dossier 3/99, Stress, S. 57-59.
- Morell, M. A. (1989). Psychophysiological stress responsivity in Type A and B female college students and community women. Psychophysiology, 26 (3), 359-368.
- Morell, M. A., Myers, H. F., Shapiro, D. & Goldstein, I. B. (1988). Psychophysiological reactivity to mental arithmetic stress in Black and White normotensive men. Health Psychology, 7 (5), 479-496.
- Moya-Albiol, L., Salvator, A., Costa, R., Martinez-Sanchis, S., Gonzalez-Bono, E., Ricarte, J. & Arnedo, M. (2001). Psychophysiological responses to the Stroop task after a maximal cycle ergometry in elite sportsmen and physically active subjects. International Journal of Psychophysiology, 40 (1), 47-59.

- Mulder, G. (1986). The concept and measurement of mental effort. In G. Hockey, A. W. K. Gaillard & M. Coles (Eds.) Energetics and human information processing (pp. 175-198). Dordrecht: Martinus Nijhoff Publishers.
- Mulder, G. (1980). The heart and mental effort. Groningen: University of Groningen.
- Mulder, G. (1979). Mental load, mental effort and attention. In N. Moray (Ed.) Mental workload: Its theory and measurement. New York: Plenum Press.
- Mulder, G. & Mulder, L. J. M. (1980). Coping with mental workload. In S. Levine & H. Ursine (Eds.) Coping and health. New York: Plenum Press.
- Mulder, G., Mulder, L. J. M., Meijman, T. F., Veldman, J. B. P. & Roon, A. M. van (2000). A psychophysiological approach to working conditions. In R. W. Backs & W. Boucsein Engineering psychophysiology: Issues and applications. (pp. 139-159). Mahwah, USA: Lawrence Erlbaum Associates Publishers.
- Mulder, H., Meijman, T., O'Hanlon, J. & Mulder, G. (1982). Differential psychophysiological reactivity of citybus-drivers. Ergonomics, *25*, 1003-1011.
- Mulder, L. J. M. (1992). Measurement and analysis methods of heart rate and respiration for use in applied environment. Biological Psychology, *34*, 205-236.
- Mulder, L. J. M. (1988). Assessment of cardiovascular reactivity by means of spectral analysis. Groningen: University of Groningen.
- Mulder, L. J. M. & Mulder, G. (1987). Cardiovascular reactivity and mental workload. In O. Rompelmann & R. I. Kitney (Eds.) The Beat-by-Beat Investigation of Cardiovascular Function (pp. 216-253). Oxford: Oxford University Press.
- Müller, B. & Basler, H. D. (1993). Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung (KAB). Weinheim: Beltz Test.
- Mussgay, L., Niegot, F. & Rüdell, H. (2001). The assessment of blood pressure variability in behavior modification: The identification of relevant situation and mood factors. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Muthig, K.-P. (1990). Informationsaufnahme und Informationsverarbeitung. In C. Graf Hoyos & B. Zimolong (Hrsg.) Ingenieurpsychologie (Enzyklopädie der Psychologie, Bd. D/III/2, S. 92-120). Göttingen: Hogrefe.
- Myrtek, M. (1985). Adaptation effects and the stability of physiological response to repeated testing. In A. Steptoe, H. Rüdell & H. Neus (Eds.) Clinical and methodological issues in cardiovascular psychophysiology (pp. 93-106). Berlin: Springer.
- Myrtek, M., Brügger, G. & Müller, W. (1996). Validation studies of emotional, mental and physical workload components in the field. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.) Ambulatory assessment: Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies. (pp. 287-304). Kirkland, USA: Hogrefe & Huber Publishers.
- Myrtek, M., Deutschmann-Janicke, E., Strohmaier, H. & Zimmermann, W., Lawrenz, S., Brügger, G. & Müller, W. (1994). Physical, mental, emotional and subjective workload components in train drivers. Ergonomics, *37* (7), 1195-1203.
- Myrtek, M., Fichtler, A., Strittmatter, M. & Brügger, G. (1999). Stress and strain of blue and white collar workers during work and leisure time: Results of psychophysical and behavioral monitoring. Applied Ergonomics, *30* (4), 341-351.

- Myrtek, M. & Foerster, F. (2001). On-line measurement of additional heart rate. Methodology and applications. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.) Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers. (pp. 399-414)
- Myrtek, M. & Foerster, F. (1986). The law of initial value: a rare exception. Biological Psychology, 22, 227-237.
- Myrtek, M., Hilgenberg, B., Brünger, G. & Müller, W. (1997). Influence of sex, college major and chronic study stress on psychophysiological reactivity and behavior: Results of ambulatory monitoring in students. Journal of Psychophysiology, 11, 124-137.
- Myrtek, M., Weber, D., Brünger, G. & Müller, W. (1996). Occupational stress and strain of female students: Results of physiological, behavioral and psychological monitoring. Biological Psychology, 42 (3), 379-391.
- Nachreiner, F. (2002). Über einige aktuelle Probleme der Erfassung, Messung und Beurteilung der psychischen Belastung und Beanspruchung. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 10-21.
- Natani, K. & Gomer, F. (1981). Electrocortical activity and operator workload: A comparison in the electroencephalogram and in event-related potentials (Technical report MDC E2427). Douglas: McDonnell Douglas Corporation.
- Naumann, E., Maier, S., Diedrich, O., Becker, G. & Bartussek, D. (1997). Structural, semantic, and emotion-focussed processing of neutral and negative nouns: Event-related potential correlates. Journal of Psychophysiology, 11, 158-172.
- Navon, D. (1984). Resources – A theoretical soup stone? Psychological Review, 91, 216-234.
- Navon, D. & Gopher, D. (1979). On the economy of the human processing system. Psychological Review, 86, 214-255.
- Neumann, J. & Timpe, K. P. (1976). Psychologische Arbeitsgestaltung. Berlin: VEB Deutscher Verlag der Wissenschaften.
- Nickel, P. (2001). Sensitivität und Diagnostizität der 0.1-Hz-Komponente der Herzfrequenzvariabilität zur Erfassung psychischer Beanspruchung. Dissertation. Oldenburg: Carl-von-Ossietzky-Universität.
- Nickel, P., Eilers, K., Seehase, L. & Nachreiner, F. (2002). Zur Reliabilität, Validität, Sensitivität und Diagnostizität von Herzfrequenz- und Herzfrequenzvariabilitätsmaßen als Indikatoren psychischer Beanspruchung. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 22-36.
- Nickel, P., Nachreiner, F., Zdobych, A. & Yanagibori, R. (1998). Zur Beurteilung der psychischen Beanspruchung mit Hilfe der 0,1 Hz-Komponente der Herzfrequenzvariabilität – einige methodische und analysetechnische Probleme. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 42 (6), 205-212.
- Nittono, H., Nageishi, Y., Nakajima, Y. & Ullsperger, P. (1999). Event-related potential correlates of individual differences in working memory capacity. Psychophysiology, 36 (6), 745-754.
- Norman, D. & Bobrow, D. (1975). In data-limited and resource-limited processes. Journal Cognitive Psychology, 7, 44-64.
- O'Donnell, R. D. & Eggemeier, F. T. (1986). Workload assessment methodology. In K. Boff, L. Kaufman & J. P. Thomas (Eds.) Handbook of perception and human performance (pp. 42.1-44.49). New York: Wiley.

- O'Connor, D. B., White, B. L., O'Connor, R. C. & Bundred, P. E. (2000). Job strain and ambulatory blood pressure in British general practitioners: A preliminary study. Psychology, Health and Medicine, 5 (3), 241-251.
- Obrist, P. A. (1981). Cardiovascular psychophysiology. New York: Plenum.
- Oesterreich, R. (2001). Differenzen arbeitspsychologischer Konzepte bei Aussagen zur Wirkung von Arbeitsbedingungen. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 45 (3), 136-141.
- Oesterreich, R. (1997). Konzepte zu Arbeitsbedingungen und Gesundheit – Fünf Erklärungsmodelle im Vergleich. In R. Oesterreich & W. Volpert (Hrsg.) Psychologie gesundheitsgerechter Arbeitsbedingungen. Bern: Huber (S.141 – 215)
- Öhman, A. (1986). Integrating energetic and information processing concepts: Emotion from a functional-evolutionary perspective. In R. Hockey, A. W. K. Gaillard & M. Coles (Eds.) Energetics and human information processing (pp. 337-354). Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Ohsuga, M., Shimono, F. & Genno, H. (2001). Assessment of phasic work stress using autonomic indices. International Journal of Psychophysiology, 40 (3), 211-220.
- Oshima, A., Miyano, H., Yamashita, S., Owashi, T., Suzuki, S., Sakano, Y. & Higushi, T. (2001). Psychological, autonomic and neuroendocrine responses to acute stressors in the combined dexamethasone/CRH test: A study of healthy subjects. Journal of Psychiatric Research, 35 (2), 95-104.
- Pagani, M., Furlan, R., Pizzinelli, P., Crivellaro, W., Cerutti, S. & Malliani, A. (1989). Spectral analysis of R-R and arterial pressure variabilities of the assessment of sympathovagal interaction during mental stress in humans. Journal of Hypertension, 7 (6), 14-15.
- Pagani, M., Mazuerro, G., Ferrari, A., Liberati, D., Cerutti, S., Vaitl, D., Tavazzi, L. & Malliani, A. (1991). Sympathovagal interaction during mental stress. Circulation, 83 (2), 43-51.
- Pagano, D. F. (1973). Effects of task familiarity of stress responses of repressors and sensitizers. Journal of Consulting and Clinical Psychology, 40 (1), 22-26.
- Parati, G., Saul, J. P., Di Rienzo, M. & Mancia, G. (1995). Spectral analysis of blood pressure and heart rate variability in evaluating cardiovascular regulation: A critical appraisal, Hypertension, 25, 1276-1286.
- Payne, R. (1987). Stress in surgeons. In R. Payne & J. Firth-Cozens (Eds.) Stress in health professionals. Wiley series on studies in occupational stress. (pp. 89-106). New York: John Wiley & Sons.
- Penaz, J., Voigt, A., Teichmann, W. (1976). Beitrag zur fortlaufenden indirekten Blutdruckmessung. Zeitschrift für die gesamte Innere Medizin und ihre Grenzgebiete, 31, 1030-1033.
- Pennekamp, P., Bösel, R., Mecklinger, A. & Ott, H. (1994). Differences in EEG-theta for responded and omitted targets in a sustained attention task. Journal of Psychophysiology, 131-141.
- Peters, M. L., Godaert, G. L., Ballieux, R. E., van Vliet, M., Willemsen, J. J., Sweep, F. C. G. J. & Heijnen, C. J. (1998). Cardiovascular and endocrine responses to experimental stress: Effects of mental effort and controllability. Psychoneuroendocrinology, 23 (1), 1-17.

- Pfister, E. A., Rüdiger, H. & Scheuch, K. (2001). Herzrhythmusanalyse in der Arbeitsmedizin. Leitlinie für arbeitsmedizinisch relevantes ärztliches Handeln. Wiesbaden: Deutsche Gesellschaft für Arbeitsmedizin und Umweltmedizin e. V.
- Pfurtscheller, G. & Klimesch, W. (1992). Event-related synchronization and desynchronization of alpha and beta waves in a cognitive task. In E. Basar, T. H. Bullock (Eds.) Induced Rhythms in the Brain. pp. 117-128. Boston: Birkhäuser.
- Pigeau, R., Hoffmann, R., Purcell, S. & Moffitt, A. (1988). The effect of endogenous alpha an hemispheric asymmetries and the relationship of frontal theta to sustained attention (AGARD Conference Proceedings No. 432). In K. Jessen (Ed.), Electric and magnetic activity of the central nervous system: Research and clinical applications in aerospace medicine. France NATO Advisory Group for Aerospace Research and Development.
- Pinkpank, T. & Wandke, H. (1995). Mental effort with the use of different dialogue techniques in human-computer interaction. Zeitschrift für Psychologie, 203 (2), 119-137.
- Plante, T. G. & Denney, D. R. (1984). Stress responsivity among dysmenorrheic women at different phases of their menstrual cycle: More ado about nothing. Behavior Research and Therapy, 22 (3), 249-258.
- Polefrone, J. M. & Manuck, S. B. (1988). Effects of menstrual phase and parental history of hypertension on cardiovascular response to cognitive challenge. Psychosomatic Medicine, 50 (1), 23-36.
- Polich, J. & Kok, A. (1995). Cognitive and biological determinants of P300: an integrative review, Biological Psychology, 41, 103-146.
- Polson, M. C. & Friedman, A. (1988). Task-sharing within and between hemispheres: A multiple resource approach. Human Factors, 30, 633-643.
- Pomeranz, B., Macaulay, R.J.B., Caudill, M.A., Kutz, I., Adam, D., Gordon, D., Kilborn, K.M., Barger, A.C., Shannon, D.C., Cohen, R.J. & Benson, H. (1985). Assessment of autonomic function in humans by heart rate spectral analysis. American Journal of Physiology, 248, 151-153.
- Portin, R., Kovala, T., Polo-Kantola, P., Revonsuo, A., Mueller, K. & Matikainen, E. (2000). Does P3 reflect attentional or memory performances or cognition more generally? Scandinavian Journal of Psychology, 41 (1), 31-40.
- Potter, D. D., Pickles, C. D., Roberts, R. C. & Rugg, M. D. (2000). Scopolamine impairs memory performance and reduces frontal but not parietal visual P3 amplitude. Biological Psychology, 52 (1), 37-52.
- Pribram, K. & McGuinness, D. (1975). Arousal, activation and effort in the control of attention. Psychological Review, 82, 116-149.
- Raouf, A. (1973). A study of variations in the operator`s performance time and heart rate while performing a repetitive-paced task. Ergonomics, 16 (3), 313.
- Rasmussen, J. (1986). Information processing and human-machine interaction. Amsterdam: Elsevier.
- Rau, R. (2001). Objective characteristics of job affected blood pressure at work, after work and at night. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.) Progress in Ambulatory Assessment: Computer-assisted Psychological and Psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. (pp. 361-386). Kirkland, USA: Hogrefe & Huber Publishers.

- Rau, R. (1998). Ambulantes psychophysiologisches Monitoring zur Bewertung von Arbeit und Erholung. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 42 (4), 185-196.
- Rau, R. (1996). Psychophysiological Assessment of human reliability in a simulated complex system. Biological Psychology. Special Issue: Psychophysiology of workload, 42 (3), 287-300.
- Rau, R. (1994). Team- vs. Einzelarbeit: Handlungssicherheit in Abhängigkeit von der Arbeitsform. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 38 (2), 62-70.
- Rau, R., Georgiades, A., Frederikson, M., Lemne, C., De Faire, U. (2001). Psychosocial work characteristics and perceived control in relation to cardiocascular rewind at night. Journal of Occupational Health Psychology, 6 (3), 171-181.
- Rau, R. & Richter, P. (1996). Psychophysiological analysis of strain in real life work situations. In J. Fahrenberg & M. Myrtek (Eds.) Ambulatory assessment: Computer-assisted psychological and psychophysiological methods in monitoring and field studies. (pp. 271-285). Kirkland, USA: Hogrefe & Huber Publishers.
- Razmjou, S. & Kjellberg, A. (1992). Sustained attention and serial responding in heat: Mental effort in the control of performance. Aviation, Space & Environmental Medicine, 63 (7), 594-601.
- Rebert, C. S., Low, D. W. & Larson, F. (1984). Differential hemispheric activation during complex visuomotor performance: Alpha trends and theta. Biological Psychology, 19, 159-168.
- Redondo, M. & Del Valle-Inclan, F. (1992). Decrements in heart rate variability during memory search. International Journal of Psychophysiology, 13 (1), 29-35.
- Renaud, P. & Blondin, J.-P. (1997). The stress of Stroop performance: Physiological and emotional responses to color-word interference, task pacing and pacing speed. International Journal of Psychophysiology, 27 (2), 87-97.
- Ribback, S. (1996). Elektrodermale Korrelate der Beantwortung des Berliner Stimmungsfragebogens in Abhängigkeit von der persönlichen Bedeutsamkeit der Items und des Persönlichkeitsmerkmals Alexithymie. Berlin: Freie Universität, Institut für Allgemeine Psychologie, Biopsychologie und Kognitionspsychologie, unveröff. Diplomarbeit.
- Richter, P. & Debitz, U. & Schulze, F. (2002). Diagnostik von Arbeitsanforderungen und kumulativer Beanspruchungsfolgen am Beispiel eines Call Centers. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 67-76.
- Richter, P. & Hacker, W. (1998). Belastung und Beanspruchung. Streß, Ermüdung und Burnout im Arbeitsleben. Heidelberg: Asanger.
- Richter, P., Wagner, T., Heger, R., Weise, G. (1998). Psychophysiological analysis of mental load during driving on rural roads: A quasi-experimental field study. Ergonomics (Special Issue: Psychophysiology in Ergonomics), 41 (5), 593-609.
- Richter-Heinrich, E. & Lauter, J. (1969). A psychophysiological test as diagnostic tool with essential hypertensives. Psychotherapy and Psychosomatics, 17 (3-4), 153-168.
- Robbins, T. W. & Everitt, B. J. (1994). Arousal systems and attention. In M. S. Gazzaniga (Ed.) The cognitive neurosciences (pp. 703-720). London: MIT Press.
- Rogers, W. H. & Moeller, G. (1984). Comparison of abbreviation methods: Measures of preference and decoding performance. Human Factors, 26 (1), 49-59.

- Rohmert, W. (1984). Das Belastungs-Beanspruchungs-Konzept. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 38, 193-200.
- Rohmert, W. & Rutenfranz, J. (1972). Benutzerhandbuch zu den Untersuchungen zur psychophysiologischen Belastung und Beanspruchung von Fluglotsen. Institut für Arbeitswissenschaft: Technische Hochschule Darmstadt.
- Roscoe, A. H. (1992). Assessing pilot workload: Why measure heart rate, HRV and respiration? Biological Psychology (Special Issue: Cardiorespiratory measures and their role in studies of performance), 34 (2-3), 259-287.
- Roscoe, A. H. (1984). Assessing pilot workload in flight: Flight test techniques. In AGARD Proceedings 373. France: NATO AGARD (Advisory Group for Aerospace Research and Development).
- Rose, R. M. & Fogg, L. F. (1993). Definition of a responder. Analysis of behavioral, cardiovascular and endocrine response to varied workload in air traffic controllers. Psychosomatic Medicine, 55, 325-338.
- Rösler, F. (1993). Beyond reaction time and error rate: Monitoring mental processes by means of slow event-related brain potentials. In W. C. McCallum & S. H. Curry Slow potential changes in the human brain. NATO ASI Series. Series A: Life sciences. Vol. 254. (pp. 105-119). New York, USA: Plenum Press.
- Rösler, F. (1982). Hirnelektrische Korrelate kognitiver Prozesse. Berlin: Springer.
- Rösler, F., Bajric, J., Heil, M., Henninghausen, E., Niedeggen, M., Pechmann, T., Roeder, B., Ruessler, J. & Streb, J. (1997). Gedächtnisspuren im EEG. Zeitschrift für Experimentelle Psychologie, 44 (1), 4-37.
- Rösler, F. & Heil, M. (1998). Kognitive Psychophysiologie. In F. Rösler (Hrsg.) Enzyklopädie der Psychologie. Themenbereich C, Serie 1, Band 5, Ergebnisse und Anwendungen der Psychophysiologie. Göttingen: Hogrefe.
- Rösler, F., Heil, M. & Hennighausen, E. (1995). Distinct cortical activation patterns during long term memory retrieval of verbal, spatial and color information. Journal of Cognitive Neuroscience, 7 (1), 51-65.
- Rösler, F., Heil, M. & Röder, B. (1997). Slow negative brain potentials as reflections of specific modular resources of cognition, Biological Psychology, 45, 109-141.
- Rothe, H.-J. (1992). Charakteristik menschlicher Dekodierungsleistungen zur Ermittlung von handlungsrelevanten Informationen. Zeitschrift für Psychologie, 200, 269-286.
- Rowe, D. W. (2000). Heart rate variability: Aid to determining user state in the design of analysis of user interfaces. Dissertation Abstracts International: Section B: The Sciences and Engineering, Vol. 60 (8-B). USA: Univ. Microfilms International.
- Ruchkin, D. S., Johnson, R., Canoune, H. & Ritter, W. (1990). Short-term memory storage and retention: An event-related brain potential study. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 76 (5), 419-439.
- Rüdiger, H., Klinghammer, L. & Scheuch, K. (1999). The trigonometric regressive spectral analysis – a method for mapping of beat-to-beat recorded cardiovascular parameters on to frequency domain in comparison with Fourier transformation. Computer Methods and Programs in Biomedicine, 58 1-15.
- Rugg, M. D., Allan, K. & Birch, C. S. (2000). Electrophysiological evidence for the modulation retrieval orientation by depth of study processing. Journal of cognitive Neuroscience, 12 (4), 664-678.

- Rugg, M. D. & Dickens, A. M. J. (1982). Dissociation of alpha and theta activity as a function of verbal and visuospatial tasks. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 53, 201-207.
- Rühmann, H. & Schmidtke, H. (1990). Gestaltung der Schnittstelle Mensch – Maschine. In C. Graf Hoyos & B. Zimolong (Hrsg.) Ingenieurpsychologie (Enzyklopädie der Psychologie, Bd. D/III/2, S. 204-239). Göttingen: Hogrefe.
- Salvendy, G. & Humphreys, A. P. (1979). Effects of personality, perceptual difficulty and pacing of a task on productivity, job satisfaction and physiological stress. Perceptual and Motor Skills, 49 (1), 219-222.
- Sanders, A. F. (1983). Towards a model of stress and human performance. Acta Psychologica, 53, 61-97.
- Schacter, D. L. (1977). EEG theta waves and psychological phenomena: A review and analysis. Biological Psychology, 5, 47-82.
- Schaefer, F., Schäfer, R. & Boucsein, W. (2000). Auswirkungen von Prozesslaufzeit und Prozessindikatoren beim Multi-tasking auf Arbeitsstrategie und Beanspruchung des Benutzers. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 54, 267-275.
- Schandry, R. (1996). Lehrbuch der Psychophysiologie. München: Psychologie Verlags Union.
- Schmidtke, H. (2002). Vom Sinn und Unsinn der Messung psychischer Belastung und Beanspruchung. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 1-2, 4-9.
- Schnall, P. L., Landisbergis, P. A. & Baker, D. (1994). Job strain and cardiovascular disease. Annual Review of Public Health, 15, 381-411.
- Schnall, P. L., Pieper, C., Schwartz, J. E., Karasek, R. A. (1990). The relationship between „job strain“, workplace diastolic blood pressure and left ventricular mass index: Results of a case control study. Journal of the American Medical Association, 263 (14), 1929-1935.
- Schnall, P. L., Schwartz, J. E., Landisbergis, P. A., Warren, K. & Pickering, T. G. (1998). A longitudinal study of job strain and ambulatory blood pressure: Results from a three-year follow-up. Psychosomatic Medicine, 60 (6), 697-706.
- Schütte, M. & Nickel, P. (2002). Multivariate Analyse der bedingungsbezogenen Messgenauigkeit von Beanspruchungsindikatoren. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 56-66.
- Schwer, H., Furedy, J. J. & Heslegrave, R. (1984). Phasic T-wave amplitude and heart rate changes as indices of mental effort and task incentive. Psychophysiology, 21 (3), 326-333.
- Seibt, R., Boucsein, W. & Scheuch, K. (1998). Effects of different stress settings on cardiovascular parameters and their relationship to daily life blood pressure in normotensives, borderline hypertensives and hypertensives. Ergonomics, 41 (5), 634-648.
- Seibt, R., Scheuch, K. & Hinz, A. (2001). Short communication: Reproducibility of cardiovascular responses to mental and static tests. Stress and Health, 17 (4), 245-252.
- Seibt, R., Scheuch, K., Boucsein, W. & Grass, A. (1998). Cardiovascular reactivity of different mental stress models in normotensives, borderline hypertensives and hypertensives. Stress Medicine, 14 (3), 183-193.
- Selye, H. (1976). Stress in Health and Disease. Boston: Butterworth.

- Senkfor, A. J. (2000). Event-related potential investigations of source and item memory. Dissertation Abstracts International: Section: B: The Sciences and Engineering, Vol. 61 (1-B). USA: Univ. Microfilms International.
- Senkfor, A. J. & Van Petten, C. (1998). Who said what? A event-related potential investigation of source and item memory. Memory and Cognition, 24 (4), 1005-1025.
- Sharit, J. & Salvendy, G. (1982). External and internal attentional environments: II. Reconsideration of the relationship between sinus arrhythmia and information load. Ergonomics, 25 (2), 121-132.
- Sharit, J., Salvendy, G. & Deisenroth, M. P. (1983). External and internal attentional environments: I. The utilization of cardiac deceleratory and acceleratory response data for evaluating differences in mental workload between machine-paced and self-paced work. Ergonomics, 25 (2), 107-120.
- Sharpley, C. F. (1994). Differences in pulse rate and heart rate and differences on the calculations of heart rate reactivity during periods of mental stress. Journal of Behavioral Medicine, 17 (1), 99-109.
- Shiffrin, R. M. & Schneider, W. (1977). Controlled and automatic human information processing: II. Perceptual learning, automatic attending and a general theory. Psychological Review, 84, 127-190.
- Siegrist, J. & Peter, R. (1994). Job stressors and coping characteristics in work-related disease: Issues of validity. Work and Stress, 8, 130-140.
- Siegrist, J. (1996b). Soziale Krisen und Gesundheit: Eine Theorie der Gesundheitsförderung am Beispiel von Herz-Kreislauf-Krankheiten im Erwerbsleben. Göttingen: Hogrefe.
- Siegrist, J. (1996). Adverse health effects of high-effort/low-reward conditions. Journal of Occupational Health Psychology, 1 (1), 27-41.
- Sirevaag, E., Kramer, A., Coles, M. & Donchin, E. (1989). Resource reciprocity: An event-related potential analysis. Acta Psychologica, 70, 77-97.
- Sirevaag, E., Kramer, A., De Jong, R. & Mecklinger, A. (1988). A psychophysiological analysis of multi-task-processing demands. Psychophysiology, 25, 482.
- Sirevaag, E., Kramer, A., Wickens, C. & Reisweber, M. (1993). Assessment of pilot performance and mental workload in rotary wing aircraft. Ergonomics (Special Issue: Psychophysiological measures in transport operations), 26 (9), 1121-1140.
- Sloan, R. P., Shapiro, P. A., Bagiella, E. & Bigger Jr., J. T. (1996). Relationships between circulating catecholamines and low frequency heart period variability as indices of cardiac sympathetic activity during mental stress. Psychosomatic Medicine, 58 (1), 25-31.
- Smith, M. E. & Guster, K. (1993). Decomposition of recognition memory event-related potentials yields target, repetition and retrieval effects. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 86 (5), 335-343.
- Smith, R. C. (1980). Stress, Anxiety and the Air Traffic Control Specialist. Some Conclusions from a Decade of Research. Oklahoma City: Aviation Administration.
- Sokolov, E. N. (1960). Neuronal models in the orienting reflex. In M. A. Brazier (Ed.), The central nervous system and behavior. New York: Macy Foundation.
- Sonntag, K., Heun, D. & Schaper, N. (1992). Der Leitfaden zur qualitativen Personalplanung bei technisch-organisatorischen Innovationen. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 46, 51-54.

- Sostek, A. (1978). Effects of electrodermal lability and payoff instructions on vigilance performance. Psychophysiology, 15 (6), 561-568.
- Speyer, J., Fort, A., Fouillot, J. & Blomberg, R. (1987). Assessing workload for minimum crew certification. In A. Roscoe (Ed.) The practical assessment of pilot workload. Washington: AGARD (Advisory Group for Aerospace Research and Development).
- Stein, P. K. & Boutcher, S. H. (1992). The effect of participation in an exercise training program on cardiovascular reactivity in sedentary middle-aged males. International Journal of Psychophysiology, 13 (3), 215-223.
- Stephoe, A. (in press). Job control, perceptions of control and cardiovascular activity: An analysis of ambulatory measures collected over the working day. Journal of Psychosomatic Research.
- Stephoe, A. (2001). Ambulatory Monitoring of blood pressure in daily life: A tool for investigating psychosocial processes. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Stephoe, A. (2000). Stress, social support and cardiovascular activity over the working day. International Journal of Psychophysiology, 37, 299-308.
- Stephoe, A. (1995). The applications of continuous non-invasive blood pressure monitoring in behavioural research. Homeostasis in Health and Disease, 36 (5-6), 325-334.
- Stephoe, A. (1989). Psychophysiological interventions in behavioral medicine. In G. Turpin (Ed.) Handbook of Clinical Psychophysiology (pp. 215-239). New York: Wiley.
- Stephoe, A., Evans, O. & Fieldman, G. (1997). Perceptions of control over work: Psychophysiological responses to self-paced and externally-paced tasks in a adult population sample. International Journal of Psychophysiology, 25 (3), 211-220.
- Stephoe, A., Fieldman, G. & Evans, O. (1993). An experimental study of the effects of control over work pace on cardiovascular responsivity. Journal of Psychophysiology, 7, 290-300.
- Stephoe, A., Kearsley, N. & Walters, N. (1993). Cardiovascular activity during mental stress following exercise in sportsmen and inactive men. Psychophysiology, 30 (3), 245-252.
- Stephoe, A., Moses, J. & Edwards, S. (1990). Age-related differences in cardiovascular reactions to mental stress tests in women. Health Psychology, 9 (1), 18-34.
- Stephoe, A., Roy, M. P. & Evans, O. (1996). Psychosocial influences on ambulatory blood pressure over working and non-working days. Journal of Psychophysiology, 10, 218-227.
- Sterman, B., Schummer, G., Dushenko, T. & Smith, J. (1987). Electroencephalographic correlates of pilot performance: Simulation and in-flight studies. In K. Jessen (Ed.) Electrical and magnetic activity of the central nervous system: Research and clinical applications in aerospace medicine. France: NATO AGARD (Advisory Group for Aerospace Research and Development).
- Straube, E., Schlenker, R., Klessinger, T., Himer, W. & Boven, K. (1987). Electrodermal orienting response and selective attention. Psychophysiology, 24, 615.
- Strauss, B., Schultheiss, M. & Cohen, R. (1983). Autonomic reactivity in the premenstrual phase. British Journal of Clinical Psychology, 22 (1), 1-9.

- Strayer, D. & Kramer, A. (1990). Attentional requirements of automatic and controlled processing. Journal of Experimental Psychology: Learning, Memory and Cognition, 16, 67-82.
- Streeter, L. A., Ackroff, J. A. & Taylor, G. A. (1983). On abbreviating command names. Bell System Technical Journal, 62 (6), 1807-1826.
- Strohm, O. & Ulich, E. (Hrsg.) (1997). Unternehmen arbeitspsychologisch bewerten. Ein Mehr-Ebenen-Ansatz unter besonderer Berücksichtigung von Mensch, Technik und Organisation. Zürich: VDF.
- Svensson, E., Angelborg-Thanderz, M., Sjöberg, L. & Olsson, S. (1997). Information complexity: Mental workload and performance in combat aircraft. Ergonomics, 40 (3), 362-380.
- Svensson, E., Angelborg-Thanderz, M. & Wilson, G. F. (1999). Models of pilot performance for systems and mission evaluation – psychological and psychophysiological aspects. USAF AMRL Technical Report (Wright-Patterson), August, 1-51.
- Swenne, C. A., Bootsma, M. & van Bolhuis, H. H. (1995). Different autonomic responses to orthostatic and to mental stress in young normals. Homeostasis in Health and Disease, 36 (5-6), 287-292.
- Szabo, A. (1995). Studies on the relationship between physical exercise and psychophysiological response to mental stress. Dissertation Abstracts International: Section: A: Humanities and Social Sciences, 55 (7-A). USA: Univ. Microfilms International.
- Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology (1996). Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. European Heart Journal, 17, 354-381.
- Tattersall, A. J. & Hockey, G. R. J. (1995). Level of operator control and changes in heart rate variability during simulated flight maintenance. Human Factors, 37 (4), 682-698.
- Theorell, T., Knox, S., Svensson, J. & Waller, D. (1985). Blood pressure variations during a working day at age 28: Effects of different types of work and blood pressure level at age 18. Journal of Human Stress, 11, 36-41.
- Thum, M., Boucsein, W., Kuhmann, W. & Ray, W. J. (1995). Standardized task strain and system response times in human-computer interaction. Ergonomics, 38 (7), 1342-1351.
- Timpe, K.-P. (1990). Informationsdarstellungen in Mensch-Machine-Systemen. In C. Graf Hoyos & B. Zimolong (Hrsg.) Ingenieurpsychologie (Enzyklopädie der Psychologie, Bd. D/III/2, S. 178-203). Göttingen: Hogrefe.
- Timpe, K.-P. & Rothe, H.-J. (1999). Mensch-Maschine-Systeme. In C. Graf Hoyos & D. Frey (Hrsg.) Arbeits- und Organisationspsychologie. Ein Lehrbuch. Weinheim: Beltz
- Triemer, A. & Rau, R. (2001). Stimmungskurven im Arbeitsalltag – eine Feldstudie. Zeitschrift für Differentielle und Diagnostische Psychologie, 22 (1), 42-55.
- Trist, E. (1990). Soziotechnische Systeme: Ursprünge und Konzepte. Organisationsentwicklung, 4, 11-26.
- Tulen, J. H., Moleman, P., Van Steenis, G. H. & Boomsma, F. (1989). Characterization of stress reactions to the Stroop Color Word Test. Pharmacology, Biochemistry and Behavior, 32 (1), 9-15.

- Turner, J. R. & Carrol, D. (1985). Heart rate and oxygen consumption during mental arithmetic, a video game and graded exercise: Further evidence of metabolically-exaggerated cardiac adjustment? Psychophysiology, 22, 261-267.
- Turner, J. R., Sherwood, A. & Light, K. C. (Eds.) (1992). Individual differences in cardiovascular responses to stress. New York: Plenum Press.
- Turner, J. R., Ward, M. M., Gellmann, M. D., Johnston, D. W., Light, K. C. & van Doornen, L. J. P. (1994). The relationship between laboratory and ambulatory cardiovascular activity: Current evidence and future directions. Annals of Behavioral Medicine, 16, 12-23.
- Ullsperger, P. & Windel, A. (2002). Psychische Belastung und Beanspruchung aus der Sicht der Bundesanstalt für Arbeitsschutz und Arbeitsmedizin. Zeitschrift für Arbeitswissenschaft, 56, 77-79.
- Van Doornen, L. J. P., Knol, D. L., Willemsen, G. & De Geus, E. J. C. (1994). The relationship between stress reactivity in the laboratory and in real-life: Is reliability the limiting factor? Journal of Psychophysiology, 8, 297-304.
- Van Doornen, L. J. P. & Turner, J. R. (1992). The ecological validity of laboratory stress testing. In J. R. Turner, A. Sherwood & K. C. Light (Eds.) Individual differences in cardiovascular response to stress (pp. 63-83). New York: Plenum Press.
- Van Egeren, L. F. (1992). The relationship between job strain and blood pressure at work, at home and during sleep. Psychosomatic Medicine, 54 (3), 337-343.
- Veltman, J. A. & Gaillard, A. W. K. (1998). Physiological workload reactions to increasing levels of task difficulty. Ergonomics, 41 (5), 656-669.
- Veltman, J. A. & Gaillard, A. W. K. (1996). Physiological indices of workload in a simulated flight task. Biological Psychology. Special Issue: Psychophysiology of workload, 42 (3), 323-342.
- Veltman, J. A. & Gaillard, A. W. K. (1993). Indices of mental workload in a complex task environment. Neuropsychobiology, 28 (1-2), 72-75.
- Verwey, W. B. & Veltman, H. A. (1996). Detecting short periods of elevated workload: A comparison of nine workload assessment techniques. Journal of Experimental Psychology: Applied, 2 (3), 270-285.
- Vicente, K., Thornton, D. & Moray, N. (1987). Spectral analysis of sinus arrhythmia: A measure of mental effort. Human Factors, 29, 171-182.
- Vincent, A. C., Craik, F. I. & Furedy, J. J. (1996). Relations among memory performance, mental workload and cardiovascular responses. International Journal of Psychophysiology, 23 (3), 181-198.
- Vivoli, G., Bergomi, M., Rovesti, S., Carrozzi, G. & Vezzosi, A. (1993). Biochemical and haemodynamic indicators of stress in truck drivers. Ergonomics, 36 (9), 1089-1097.
- Vögele, C. (1998). Serum lipid concentrations, hostility and cardiovascular reactions to mental stress. International Journal of Psychophysiology, 28 (2), 167-179.
- Vogt, J. & Kastner, M. (2001). Psychophysiological Monitoring of air traffic controllers: Exploration, simulation, validation. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.

- Volpert, W. (1994). Wider die Maschinenmodelle des Handelns – Aufsätze zur Handlungsregulationstheorie (Abschnitt VI: Welche Arbeit ist gut für den Menschen?). Lengerich: Pabst.
- Volpert, W. (1975). Die Lohnarbeitswissenschaft und die Psychologie der Arbeitstätigkeit. In P. Groskuth & W. Volpert (Hrsg.) Lohnarbeitspsychologie. Berufliche Sozialisation: Emanzipation zur Anpassung (S. 11-196). Frankfurt/M.: Fischer.
- Vos, S. H., Gunter, T. C., Kolk, H. H. J. & Mulder, G. (2001). Working memory constraints on syntactic processing: An electrophysiological investigation. Psychophysiology, 38 (1), 41-63.
- Vossel, G. (1990). Elektrodermale Labilität. Ein Beitrag zur Differentiellen Psychophysiologie. Göttingen: Hogrefe.
- Vossel, G. & Rossmann, R. (1984). Electrodermal habituation speed and visual monitoring performance. Psychophysiology, 21 (1), 97-100.
- Vrijkotte, T. G. M., van Doornen, L. J. P. & De Geus, E. J. C. (2000). Effects of work stress on ambulatory blood pressure, heart rate and heart rate variability. Hypertension, 35 (4), 880-886.
- Vrijkotte, T. G. M., Riese, H. & De Geus, E. J. C. (2001). Cardiovascular reactivity to work stress assessed by ambulatory blood pressure, heart rate and heart rate variability. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Wagner, T., Rudolf, M. & Noack, F. (1998). Die Herzfrequenzvariabilität in der arbeitspsychologischen Feldforschung – Methodenprobleme und Anwendungsbeispiele. Zeitschrift für Arbeits- und Organisationspsychologie, 42 (4), 197-204.
- Walker, D. W. (1996). Effects of experimental psychological stress on human physiological functioning: mediation by affiliation. Dissertation Abstracts International: Section B: The Sciences and Engineering, 56 (8-B). USA: Univ. Microfilms International.
- Walker, D. W. & Sandman, C. A. (1977). Physiological response patterns in ulcer patients: Phasic and tonic components of the electrogastrogram. Psychophysiology, 14 (4), 393-400.
- Walschburger, P. (1994). Action control and excessive demand. Individual and situational influences on psychological and physiological functions during stressful transactions. In J. Kuhl & J. Beckmann (Eds.), Volition and personality. Action- and state-oriented modes of control. Göttingen, Toronto: Hogrefe.
- Walschburger, P. (1993). Konzentration unter Erfolgs- und Mißerfolgsbedingungen. Biopsychologische Konzepte und ein psychophysiologicaler Untersuchungsansatz. In J. Beckmann, H. Strang & E. Hahn (Hrsg.), Aufmerksamkeit und Energetisierung. Facetten von Konzentration und Leistung (S. 179 - 210). Göttingen: Hogrefe.
- Walschburger, P. (1991). Konzentration und psychophysische Regulation unter Belastung: Situations-, Verlaufs-, und Personenmerkmale. In J. P. Janssen, E. Hahn & H. Strang (Hrsg.), Konzentration und Leistung (S. 89-96). Göttingen: Hogrefe.
- Walschburger, P. (1986). Psychophysiological activation research. An approach to assess individual stress reactions? In J. Valisner (Ed.), The individual subject and scientific psychology (pp. 311-345). New York: Plenum Press.

- Walschburger, P. (1976). Zur Beschreibung von Aktivierungsprozessen: Eine Methodenstudie zur psychophysiologischen Diagnostik. Unveröff. Diss., Freiburg: Albert-Ludwigs-Universität.
- Walschburger, P. (1975). Zur Standardisierung und Interpretation elektrodermalen Meßwerte in psychologischen Experimenten. Zeitschrift für Experimentelle und Angewandte Psychologie, 22, 514-533.
- Walter, D. O., Rhodes, J. M. & Adey, W. R. (1967). Discriminating among states of consciousness by EEG measures. A study of four subjects. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 22, 22-29.
- Weber, W. G. (1997). Analyse von Gruppenarbeit. Bern: Huber (Kap. 1: Die soziotechnische Systemgestaltung als Rahmenkonzept der teilautonomen Gruppenarbeit).
- Weiner, B. (1986). An attributional theory of motivation and emotion. New York: Springer.
- Wickens, C. D. (1992). Engineering psychology and human performance. (2nd Edition). New York: Harper Collins.
- Wickens, C. D. (1991). Processing resources and attention. In D. Damos (Ed.) Multiple task performance (pp. 3-34). London: Taylor & Francis.
- Wickens, C. D. (1986). Gain and energetics in information processing. In R. Hockey, A. W. K. Gaillard & M. Coles (Eds.) Energetics and human information processing (pp. 353-371). Dordrecht: Martinus Nijhoff.
- Wickens, C. D. (1984). Engineering Psychology and Human Performance. Columbus: Charles E. Merrill.
- Wickens, C. D. (1984b). Processing resources and attention. In R. Parasuraman & R. Davies (Eds.) Varieties of attention (63-101). New York Academic Press.
- Wickens, C. D. (1980). The structure of attentional resources. In R. Nickelson (Ed.) Attention and performance (Bd. VIII, S. 239-257). Hillsdale, USA: Lawrence Erlbaum.
- Wickens, C. D. & Kramer, A. F. (1985). Engineering psychology, Annual Review of Psychology.
- Wickens, C. D., Kramer, A., Vanasse, L. & Donchin, E. (1983). The performance of concurrent tasks: A psychophysiological analysis of the reciprocity of information processing resources. Science, 221, 1080-1082.
- Wieland-Eckelmann, R. (1992). Kognition, Emotion und psychische Beanspruchung. Göttingen: Hogrefe.
- Wierwille, W. & Connor, S. (1983). Evaluation of 20 workload measures using a psychomotor task in a moving base aircraft simulator. Human Factors, 25, 1-16.
- Wierwille, W., Rahimi, M. & Casali, J. (1985). Evaluation of 16 measures of workload using a simulated flight task in a moving base aircraft simulator. Human Factors, 27, 489-502.
- Wiethoff, M. (1997). Task analysis in heart work. The investigation of heart rate variability: a tool for task analysis in cognitive work. Delft: Delft University Press.
- Wilder, J. (1967). Stimulus and response. The law of initial value. Bristol: Wright.
- Wilder, J. (1958). Zur Kritik des Ausgangswert-Gesetzes. Klinische Wochenschrift, 36, 148-151.

- Wilder, J. (1931). Das „Ausgangswert-Gesetz“ – ein unbeachtetes biologisches Gesetz; seine Bedeutung für Forschung und Praxis. Klinische Wochenschrift, 41, 1889-1893.
- Wilding, E. L. & Rugg, M. D. (1996). An event-related potential study of recognition memory with and without retrieval of source. Brain, 119 (3), 889-905.
- Wilson, G. F. (2001). In-flight psychophysiological monitoring. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Wilson, G. F. & O'Donnell, R. (1988). Measurement of operator workload with the neuropsychological workload test battery. In P. Hancock & N. Meshkati (Eds.) Human mental workload (pp.63-100). Amsterdam: Elsevier.
- Wilson, K. & Graham, S. (1989). Electrodermal lability and visual information processing. Psychophysiology, 26 (3), 321-328.
- Wilson, G. F., Swain, C. R. & Ullsperger, P. (1999). EEG power during a multiple level memory retention task. International Journal of Psychophysiology, 32 (2), 107-118.
- Wilson, K. (1987). Electrodermal lability and simple reaction time. Biological Psychology, 24 (3), 97-100.
- Winsum, W. van, Sergeant, J. & Geuze, R. (1984). The functional significance of event-related desynchronisation of alpha rhythm in attentional and activating tasks. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology, 58, 519-524.
- Wright, N. & McGown, A. (2001). Vigilance on the civil flight deck: Incidence of sleepiness and sleep during long-haul flights and associated changes in physiological parameters. Ergonomics, 44 (1), 82-106.
- Yamaguchi, Y. (1981). Frontal midline theta activity. In N. Yamaguchi & K. Fujisawa (Eds.) Recent advances in EEG and MEG data processing (pp.391-396). Amsterdam: North-Holland.
- Zajonc, R. B. (1989). Bischofs gefühlvolle Verwirrungen über die Gefühle. Psychologische Rundschau, 40, 218-221.
- Zajonc, R. B. (1980). Feeling and thinking: preferences need no inferences. American Psychologist, 35, 151-175.
- Zeier, H. (1979). Concurrent physiological activity of driver and passenger when driving with and without automatic transmission in heavy city traffic. Ergonomics, 22 (7), 799-810.
- Zeier, H., Haeseli, A. & Fischer, J. (2001). Heart rate monitoring in an academic test situation. In J. Fahrenberg & M. Myrtek Progress in Ambulatory Assessment. Computer-assisted psychological and psychophysiological Methods in Monitoring and Field Studies. Bern, Göttingen: Hogrefe & Huber Publishers.
- Zeller, G. & Bente, D. (1983). Veränderungen der hirnelektrischen Organisation bei visuellen Such- und Diskriminationsprozessen unterschiedlichen Schwierigkeitsgrades. Zeitschrift für EEG-MEG, 14, 177-185.

4.1 Anhang

4.1.1 Aushang zur Anwerbung von Probanden

Probanden für praxisorientiertes psychophysiologisches Experiment gesucht.

VP-Schein wird über **5 Stunden** ausgestellt !

Es handelt sich um ein Lernexperiment, in dem Abkürzungen, die aus dem Rettungsdienst stammen, zunächst auswendig gelernt und anschließend wiedergegeben werden müssen.

Dabei werden peripherphysiologische (Herzschlag, Blutdruck, Muskelspannung, elektrodermale Aktivität) und zentralnervöse (EEG) Biosignale als Indikatoren der mentalen Beanspruchung abgeleitet.

Daher dauert die Vorbereitung ca. 1 – ½ Stunden und das eigentliche Experiment (je nach individueller Leistung des Pbn) 1 – 1 ½ Stunden.

Zuvor ist es notwendig, an einem ersten Termin an einem Gedächtnistest von ca. ½ Stunde teilzunehmen.

Wer Interesse hat, trägt sich bitte mit Namen und Telefonnummer oder e-mail-Adresse in die Liste ein. Für Nachfragen bitte wenden an:

Sven Ribback, Haus 24, Raum 102, Tel: 977 – 2893.

Name	Telefon (oder e-mail)	Bevorzugte Wochentage

4.1.2 Informationsblatt zum Experiment

Informationsblatt zum EEG-Versuch im Psychophysiologie-Labor des Lehrstuhls für ABO-Psychologie

(Universität Potsdam, Campus Golm, Karl-Liebknecht-Str. 24-25, Haus 24, Institut f. Psychologie, Lehrstuhl f. Arbeits-, Betriebs- und Organisationspsychologie, **Psychophysiologisches Labor, Raum 113**)

Wir freuen uns, daß Sie an einem Experiment, bei dem das EEG abgeleitet wird, teilnehmen. Damit wir möglichst optimale Ergebnisse erzielen, wäre es schön, wenn Sie folgende Dinge beachten:

Waschen Sie sich bitte die Haare 1 - 2 Tage vor dem Versuch. Verwenden Sie bitte, außer Haar-Shampoo, keine weiteren Haarpflegemittel (Haarkur, Pflegespülung, Haargel oder Haarspray). Diese können die EEG-Ableitung ungünstig beeinflussen.

Waschen Sie sich bitte **nicht** direkt am Tag des Experimentes die Haare. Dies ist ebenfalls ungünstig für die EEG-Messung.

Es besteht die Möglichkeit, sich nach dem Versuch im Labor die Haare zu waschen. Dies ist evtl. nötig, da ein Elektrodengel verwendet wird, um eine Verbindung zwischen den Ableitelektroden und der Kopfhaut herzustellen. Ein Handfön (mit zusätzl. Kaltlufteinstellung) und Haarshampoo sind im Labor vorhanden.

Bitte bringen Sie ein Handtuch zum Experiment mit.

Das Experiment wird Ihre Aufmerksamkeit beanspruchen. Bitte kommen Sie daher **möglichst ausgeruht** am Tag der Messung ins Labor.

Das Experiment wird insgesamt ca. 2 ½ Stunden dauern. **Bringen Sie bitte genügend Zeit mit**, damit kein Zeitdruck entsteht, falls das Experiment doch mal etwas länger dauert.

Wir freuen uns auf die Zusammenarbeit mit Ihnen!

Mit freundlichen Grüßen

Sven Ribback, Dipl.-Psych.

Telefonnummer (für Rückfragen): 0331/ 977 - 2893 (Raum102)
0331/977 - 2823 (Labor, Raum113)

4.1.3 Instruktionen

Allgemeine Instruktionen

Zunächst herzlichen Dank für Ihre Bereitschaft an dieser Untersuchung teilzunehmen.

Stellen Sie sich bitte folgende Situation vor:

Sie sind in einer Feuerwehrleitstelle mit der verantwortungsvollen Aufgabe betraut worden, unter der Rufnummer "112" eingegangene und von einem Kollegen bereits kodierte Notrufe so zu bearbeiten, daß der Einsatz von Gerätschaften, Fahrzeugen und Einsatztruppen optimal auf den entsprechenden Fall zugeschnitten und somit eine optimale Versorgung der Hilfesuchenden gewährleistet werden kann.

Zu diesem Zweck müssen Sie wissen, aus welchen Begriffen sich ein Kode zusammensetzt und welche Situation er beschreibt. Sie werden deshalb von Ihrem Vorgesetzten delegiert, an einem Lehrgang teilzunehmen, der Sie befähigen soll, schnell und korrekt auf die Informationen Ihres Kollegen zu reagieren.

Im ersten Abschnitt (*Lernphase*) werden Sie gebeten, sich die Situationsbeschreibung zu den einzelnen Kodes sinngemäß einzuprägen. Die wörtliche Zusammensetzung der Kodes dient lediglich als Hilfe.

Im anschließenden Abschnitt (*Prüfphase*) werden Ihnen die Kodes ohne wörtliche Zusammensetzung und ohne Situationsbeschreibung präsentiert. Ihre Aufgabe ist es, die jeweilige Situationsbeschreibung sinngemäß zu nennen.

Beispiel für einen Kode:

Kode: E - Gbd - P

wörtliche

Zusammensetzung: Einstürze und lose Bauteile - Gebäude - Putz

Situationsbeschreibung: loser Putz am Gebäude

Um Aufschluß über mögliche emotionale und kognitive Streßfaktoren Ihrer Arbeitstätigkeit zu erhalten, werden begleitend einige physiologische Parameter abgeleitet.

Abschnitt 1
- Lernphase -

In diesem Abschnitt erhalten Sie die Möglichkeit, sich mit dem Kodealphabet - bestehend aus Codes, deren wörtlicher Zusammensetzung und der entsprechenden Situationsbeschreibung vertraut zu machen. Prägen Sie sich bitte die Situationsbeschreibungen zu den einzelnen Codes so gut wie möglich ein. Dies kann im Ernstfall Leben retten.

Es erscheint jeweils ein Kode mit den dazugehörigen Informationen solange auf dem Bildschirm bis Sie die Leertaste betätigen. Dann erscheint der nächste Kode. Sie haben die Möglichkeit, die Liste zweimal nacheinander zu durchlaufen. Danach beginnt die Prüfphase.

Sollten Sie noch Fragen haben, wenden Sie sich bitte jetzt an den Versuchsleiter !

Abschnitt 2
- Prüfphase 1 -

Im Folgenden werden Ihnen einzelne Codes auf dem Bildschirm präsentiert. Ihre Aufgabe besteht nun darin, die entsprechende Situationsbeschreibung so schnell wie möglich und korrekt wiederzugeben.

Sprechen Sie dazu laut und deutlich in das vor Ihnen plazierte Mikrofon. Sobald Sie mit dem Sprechen beginnen, wird der Kode ausgeblendet und es erscheint ein " X " auf dem Bildschirm. Nachdem Sie Ihre Antwort abgegeben haben, erhalten Sie unmittelbar Rückmeldung, ob die von Ihnen wiedergegebene Situationsbeschreibung richtig oder falsch war.

Sprechen Sie bitte nur dann, wenn Sie antworten und vermeiden Sie während der Kodepräsentation jegliche laute Geräusche. Aus Gründen der Meßgenauigkeit der physiologischen Parameter achten Sie bitte außerdem darauf, während der Kodedarbietung nicht mit den Augen zu blinzeln!

Sollten Sie noch Fragen haben, wenden Sie sich bitte jetzt an den Versuchsleiter !

4.1.4 Kodealphabet – Wörtliche Bedeutung der Abkürzungen der jeweiligen Begriffsebene

Nr.	Kode	Begriffsebene I	Begriffsebene II	Begriffsebene III	Situationsbeschreibungen
1	F-Sß-Pkw	F - Feuer	Sß - Straße	Pkw – Personenkraftwagen	brennender Pkw auf der Straße
2	F-Sß-Lkw			Lkw - Lastkraftwagen	brennender Lkw auf der Straße
3	F-Sß-Tw			Tw - Tankwagen	brennender Tw auf der Straße
4	F-Ws-Psch		Ws - Wasser	Psch - Personenschiff	brennendes Personenschiff auf dem Wasser
5	F-Ws-Gsch			Gsch - Güterschiff	brennendes Güterschiff auf dem Wasser
6	F-Ws-Tsch			Tsch - Tankschiff	brennendes Tankschiff auf dem Wasser
7	F-Sn-T-S-B		Sn - Schiene	T-S-B - Tunnel S-Bahn	Brand im S-Bahn- Tunnel
8	F-Sn-T-U-B			T-U-B - Tunnel U-Bahn	Brand im U-Bahn- Tunnel
9	F-Sn-T-Fb			T-Fb - Tunnel Fernbahn	Brand im Fernbahn- Tunnel
10	VU-Sß-o-Ps	VU - Verkehrsunfall	Sß - Straße	o-Ps - ohne Personenschaden	Verkehrsunfall auf der Straße ohne verletzte Personen
11	VU-Sß-Fw-m-Ps			Fw-m-Ps - Feuerwehr mit Personenschaden	Verkehrsunfall der Feuerwehr mit verletzten Personen
12	VU-Sß-m-s-Ps			m-s-Ps - mit schwerem Personenschaden	Unfall auf der Straße mit schwer verletzten Personen
13	VU-Ws-Psch		Ws - Wasser	Psch - Personenschiff	Kollision mit einem Personenschiff
14	VU-Ws-Tsch			Tsch - Tankschiff	Kollision mit einem Tankschiff
15	VU-Ws-Gsch			Gsch - Güterschiff	Kollision mit einem Güterschiff
16	VU-Sn-Pz		Sn - Schiene	Pz - Personenzug	Unfall auf einer Gleisanlage mit einem Personenzug
17	VU-Sn-Gz	Gz - Güterzug		Unfall auf einer Gleisanlage mit einem Güterzug	

18	VU-Sn-Rz			Rz - Reparaturzug	Unfall auf einer Gleisanlage mit einem Reparaturzug	
19	NL-vgt-G	NL - Notlagen von Personen	vgt - vergiftet	G - Gas	Vergiftung einer Person mit Gas	
20	NL-vgt-T			T - Tabletten	Vergiftung einer Person mit Tabletten	
21	NL-vgt-Ch	NL - Notlagen von Personen	vgt - vergiftet	Ch - Chemikalien	Vergiftung einer Person mit Chemikalien	
22	NL-vug-u-S			vug - verunglückt	u-S - unter Schutt	verschüttete Person
23	NL-vug-i-W				i-W - im Wasser	ertrinkende Person
24	NL-vug-u-Z				u-Z - Person unter Zug	Person vom Zug überfahren
25	NL-k-An			k - krank	An - Atemnot	Person leidet unter Atemnot
26	NL-k-h-Bs				h-Bs - heftiger Brustschmerz	Person leidet unter heftigem Brustschmerz
27	NL-k-p-BI				p-BI - plötzliche Bewußtlosigkeit	Person ist plötzlich bewußtlos geworden
28	Fl-Chmkl-S	Fl - Auslaufen von Flüssigkeiten	Chmkl - Chemikalien	S - Säure	Gefahr durch ausgelaufene Säure	
29	Fl-Chmkl-A			A - Ammoniak	Gefahr durch entweichendes Ammoniak	
30	Fl-Chmkl-Cl			Cl - Chlor	Gefahr durch entweichendes Chlor	
31	Fl-Ö-Bab		Ö - Öl	Bab - Bundesautobahn	Ölspur auf der Autobahn	
32	Fl-Ö-H			H - Haus	Öl im Gebäude ausgelaufen	
33	Fl-Ö-W			W - Wasser	Ölteppich auf dem Wasser	
34	Fl-Ws-R-a-S		Ws - Wasser	R-a-S - Rohrbruch auf Straße	Straße aufgrund eines Wasserrohrbruchs unpassierbar	
35	Fl-Ws-Ü	Ü - Überschwemmung		Überschwemmung von Straße und Kellerräumen		
36	Fl-Ws-D-i-H	D-i-H - Dampf im Haus		Wasserdampf entweicht im Gebäude		
37	E-Vkhdn-a-S	Vkhdn -		a-S - auf Straße	Objekt behindert Straßenverkehr	
38	E-Vkhdn-a-Bd		a-Bd - auf Bahndamm	Objekt blockiert Gleise		

39	E-Vkhdn-i-W	E - Einstürze & lose Bauteile	Verkehrshin dernis	i-W - im Wasser	schwimmende Objekte blockieren Wasserstraße
40	E-Gbd-D		Gbd - Gebäude	D - Dach	eingestürztes Dach
41	E-Gbd-B			B - Balkon	eingestürzter Balkon
42	E-Gbd-M			M - Mauer	eingestürzte Mauer
43	E-Nt-Sw		Nt - Natur	Sw - Schneewehe	Verkehrsbehinderung durch Schneewehe
44	E-Nt-Ez			Ez - Eiszapfen	Gefahr durch lose Eiszapfen
45	E-Nt-Er			Er - Erdbeben	Gefahr durch Erdbeben
46	HL-Ps-L-b	HL - Hilfeleistun gen	Ps - Person	L-b - Leiche bergen	verstorbene Person abtransportieren
47	HL-Ps-T-ö			T-ö - Tür öffnen	Person aus verschlossenem Raum befreien
48	HL-Ps-a-A-b			a-A-b - aus Aufzug befreien	Person aus steckengebliebenem Fahrstuhl befreien
49	HL-Tn-Aa-a		Tn - Technik	Aa-a - Alarmanlage abstellen	grundlos ausgelöste Alarmanlage abstellen
50	HL-Tn-Ha-a			Ha-a - Heizungsanlage	defekte Heizungsanlage abstellen
51	HL-Tn-ra-S-t			ra-S-t - radioaktive Stoffe transportieren	gefährloser Abtransport radioaktiver Stoffe
52	HL-St-Lp		St - Straftat	Lp - Luftpiraterie	Einsatz im Umfeld eines gekaperten Flugzeugs
53	HL-St-Gn	Gn - Geiselnahme		Einsatz im Umfeld von Örtlichkeiten mit Geiseln	
54	HL-St-R	R - Randale		Einsatz im Umfeld randalierender Personen	

4.1.5 Kodealphabet 1 und 2 mit jeweiliger Kodebedeutung

Nr.	Kodealphabet 1 (starke Kategorisierung)	Kodealphabet 2 (schwache Kategorisierung)	Situationsbeschreibungen
1	F Sß Pkw	F Pkw	brennender Pkw auf der Straße
2	F Sß Lkw	F Lkw	brennender Lkw auf der Straße
3	F Sß Tw	F Tw	brennender Tw auf der Straße
4	F Ws Psch	F Psch	brennendes Personenschiff auf dem Wasser
5	F Ws Gsch	F Gsch	brennendes Güterschiff auf dem Wasser
6	F Ws Tsch	F Tsch	brennendes Tankschiff auf dem Wasser
7	F Sn T-S-B	F T-S-B	Brand im S-Bahn-Tunnel
8	F Sn T-U-B	F T-U-B	Brand im U-Bahn-Tunnel
9	F Sn T-Fb	F T-Fb	Brand im Fernbahn-Tunnel
10	VU Sß o-Ps	VU o-Ps	Verkehrsunfall auf der Straße ohne verletzte Personen
11	VU Sß Fw-m-Ps	VU Fw-m-Ps	Verkehrsunfall der Feuerwehr mit verletzten Personen
12	VU Sß m-s-Ps	VU m-s-Ps	Unfall auf der Straße mit schwer verletzten Personen
13	VU Ws Psch	VU Psch	Kollision mit einem Personenschiff
14	VU Ws Tsch	VU Tsch	Kollision mit einem Tankschiff
15	VU Ws Gsch	VU Gsch	Kollision mit einem Güterschiff
16	VU Sn Pz	VU Pz	Unfall auf einer Gleisanlage mit einem Personenzug
17	VU Sn Gz	VU Gz	Unfall auf einer Gleisanlage mit einem Güterzug
18	VU Sn Rz	VU Rz	Unfall auf einer Gleisanlage mit einem Reparaturzug
19	NL vgt G	NL G	Vergiftung einer Person mit Gas
20	NL vgt T	NL T	Vergiftung einer Person mit Tabletten
21	NL vgt Ch	NL Ch	Vergiftung einer Person mit Chemikalien
22	NL vug u-S	NL u-S	verschüttete Person
23	NL vug i-W	NL i-W	ertrinkende Person
24	NL vug u-Z	NL u-Z	Person vom Zug überfahren
25	NL k An	NL An	Person leidet unter Atemnot
26	NL k h-Bs	NL h-Bs	Person leidet unter heftigem Brustschmerz

27	NL k p-BI	NL p-BI	Person ist plötzlich bewusstlos geworden
28	Fl Chmkl S	Fl S	Gefahr durch ausgelaufene Säure
29	Fl Chmkl A	Fl A	Gefahr durch entweichendes Ammoniak
30	Fl Chmkl Cl	Fl Cl	Gefahr durch entweichendes Chlor
31	Fl Ö Bab	Fl Bab	Ölspur auf der Autobahn
32	Fl Ö H	Fl H	Öl im Gebäude ausgelaufen
33	Fl Ö W	Fl W	Ölteppich auf dem Wasser
34	Fl Ws R-a-S	Fl R-a-S	Straße aufgrund eines Wasserrohrbruchs unpassierbar
35	Fl Ws Ü	Fl Ü	Überschwemmung von Straße und Kellerräumen
36	Fl Ws D-i-H	Fl D-i-H	Wasserdampf entweicht im Gebäude
37	E Vkhdn a-S	E a-S	Objekt behindert Straßenverkehr
38	E Vkhdn a-Bd	E a-Bd	Objekt blockiert Gleise
39	E Vkhdn i-W	E i-W	schwimmende Objekte blockieren Wasserstraße
40	E Gbd D	E D	eingestürztes Dach
41	E Gbd B	E B	eingestürzter Balkon
42	E Gbd M	E M	eingestürzte Mauer
43	E Nt Sw	E Sw	Verkehrsbehinderung durch Schneewehe
44	E Nt Ez	E Ez	Gefahr durch lose Eiszapfen
45	E Nt Er	E Er	Gefahr durch Erdbeben
46	HL Ps L-b	HL L-b	verstorbene Person abtransportieren
47	HL Ps T-ö	HL T-ö	Person aus verschlossenem Raum befreien
48	HL Ps a-A-b	HL a-A-b	Person aus steckengebliebenem Fahrstuhl befreien
49	HL Tn Aa-a	HL Aa-a	grundlos ausgelöste Alarmanlage abstellen
50	HL Tn Ha-a	HL Ha-a	defekte Heizungsanlage abstellen
51	HL Tn ra-S-t	HL ra-S-t	gefährloser Abtransport radioaktiver Stoffe
52	HL St Lp	HL Lp	Einsatz im Umfeld eines gekaperten Flugzeugs
53	HL St Gn	HL Gn	Einsatz im Umfeld von Örtlichkeiten mit Geiseln
54	HL St R	HL R	Einsatz im Umfeld randalierender Personen

4.1.6 Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung (KAB)

Kurzfragebogen zur aktuellen Beanspruchung

KAB

Name oder Code-Nr. _____

Alter in Jahren:

Geschlecht: weiblich männlich

Situation _____

Bitte kreuzen Sie jeweils an, wie Sie sich *jetzt* fühlen.

Bitte setzen Sie in jeder Zeile nur ein Kreuz, zum Beispiel:

Jetzt fühle ich mich:

	sehr	ziemlich	eher	eher	ziemlich	sehr	
1. frisch	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input checked="" type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	matt
2. voller Elan	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input checked="" type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	kraftlos

Jetzt fühle ich mich:

	sehr	ziemlich	eher	eher	ziemlich	sehr	
1. angespannt	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	gelassen
2. gelöst	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	bekommen
3. besorgt	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	unbekümmert
4. entspannt	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	unruhig
5. skeptisch	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	vertrauensvoll
6. behaglich	<input type="checkbox"/> a	<input type="checkbox"/> b	<input type="checkbox"/> c	<input type="checkbox"/> d	<input type="checkbox"/> e	<input type="checkbox"/> f	unwohl