
Zentralnervöse Regulation im EEG nach erschöpfender Ergometerbelastung in Abhängigkeit von der Ausdauerleistungsfähigkeit

Th. Barthel, M. Weiß
Universität Paderborn
Sportmedizinisches Institut

1 Problem

Das richtige Verhältnis zwischen Beanspruchung und Regeneration ist entscheidend für eine Leistungssteigerung durch Training und zur Vermeidung eines Übertrainingszustandes. Doch wie lang die Regenerationszeiten gestaltet werden sollten, wird – abhängig von beobachteten Organsystemen – unterschiedlich beurteilt. Während die Kenntnisse über Auswirkungen von Ausdauertraining auf sympatho-adrenerge Regulation (LEHMANN/KEUL 1987; MEREDITH et al. 1991; PLOURDE et al. 1990) und Regeneration im Muskelstoffwechsel (MCCULLY et al. 1992; 1989; KUNO et al. 1992) recht fundiert sind, beschäftigen sich nur wenige Arbeiten mit den „physiologischen“ elektrischen Vorgängen in der Erholungsphase im gesunden menschlichen Gehirn nach sportlicher Beanspruchung (STOCK et al. 1996; MECHAU et al. 1998; ODA et al. 1999; KUBITZ/MOTT 1996). Die Untersuchung der Erholungsphase im EEG wurde oft beschränkt auf Alpha1- bzw. Alpha2- und Beta1-Frequenzen (KUBITZ/MOTT 1996; JACOBS/BENSON /FRIEDMAN 1996). Aber STOCK et al. (1996) fanden in der Erholungsphase nach Krafttraining auch Veränderungen im Delta, Theta und Beta2 Frequenzband. Ebenso konnte im Tierexperiment das Auftreten langsamer Hirnfrequenzen mit Erschöpfungszuständen nachgewiesen werden (ANGYAN/CZOPF 1998). Obwohl bei MECHAU et al. (1998) das Hauptinteresse in unterschiedlichen Belastungsauswirkungen bei der kortikalen Aktivität lag, konnten hier selbst nach 30 minütiger Erholung noch erhöhte Alpha1- und Beta-Leistungsdichten gegenüber der Ausgangsmessung festgestellt werden. Unter Einfluss von autogenem Training fanden JACOBS/LUBAR (1989) beim Menschen eine Zunahme der Theta- und Abnahme der Alpha1-Leistung. Bei keiner dieser Arbeiten wurde nach Leistungsfähigkeit differenziert. Da neben dem Trainingszustand auch die psychophysische Belastung die sympatho-adrenerge Regulation beeinflusst (STOCK 1993), sind Unterschiede im zentralnervalen Regenerationsprozess zu erwarten. Die downregulierende Aktivität im Zentralnervensystem lässt sich mittels moderner bildgebender elektroenzephalographischer Messmethoden (EEG-Mapping) analysieren und gibt somit die Möglichkeit, grundsätzliche Regenerationsprozesse nicht nur auf peripherer Ebene zu studieren. In folgendem Projekt werden zur Erweiterung des Wissensstandes

über den Beanspruchungs-Erholungs-Zyklus die natürlichen elektrophysiologischen Prozesse im Gehirn nach erschöpfender Belastung im gesamten EEG-Spektrum dargestellt, der Einfluss der Leistungsfähigkeit auf die kortikale Downregulation untersucht und die korrelativen Zusammenhänge zur sympathico-adrenergen Regulation betrachtet.

2 Methode

21 gesunde männliche Freiwillige (25 ± 3 Jahre, $180,6 \pm 6,9$ cm, $76,3 \pm 9$ kg) wurden anhand ihrer maximalen Leistungsfähigkeit in einem vorgezogenen Ergometer-Stufentest ($\Delta t=3$ min.; $\Delta P=50$ Watt) in zehn mäßig ($3,52 \pm 0,22$ Watt/kg) und elf gut Trainierte ($4,54 \pm 0,42$ Watt/kg) gruppiert. Alle Probanden waren frei von Medikamenten, Stimulanzien und gaben nach genauer Aufklärung ihre schriftliche Einverständniserklärung zur Studienteilnahme.

In standardisierten Versuchsbedingungen, nach Frühstück im Institut und Messvorbereitung (EEG-Haube, Verkabelung, Anlegen einer Braunüle), absolvierten die Probanden eine 16minütige Ergometerbelastung (16 min. = 4 x 3 min. + 1 x 4 min.) bis zu ihrer individuellen, im Vortest ermittelten, maximalen 3 min. durchgehaltenen Leistungsstufe (P_{\max}). Anschließend regenerierten sie passiv liegend in einem ruhigen, abgedunkelten Raum. Messungen: Blutabnahmen/EEG-Ableitungen jeweils 3 min. (Augen geschlossen) M1=Referenzmessung 3 min. nach Belastung (n.B.), M2=45 min. n.B., M3=60 min. n.B., M4=75 min. n.B., M5=135 min. n.B.. Nach M1 tranken die Probanden 330 ml eines Fruchtsaftgetränkes.

Die Hirnpotentiale wurden mittels 17 Elektroden einer Elektrodenhaube (Fa. Electro Cap Co., Eaton, USA) (BLOM/ANNEVELDT 1982) angeordnet im internationalen 10:20 System (JASPER 1958), mit Cz als common average Referenz abgeleitet. Zur Artefakterkennung dienten zusätzlich ein Elektro-Okulogramm (EOG) und ein Elektro-Kardiogramm (ECG). Die Signale wurden in einen batteriebetriebenen Gleichspannungsverstärker gespeist und digital gewandelt (DC=20M Ω /512 Hz/12 bit) (MediSyst GmbH, Linden/Germany). Ein ausreichender Signal-Störabstand wurde durch die hohen Eingangswiderstände des Verstärkers und die niedrigen Elektrodenimpedanzen (< 50 k Ω) gewährleistet. Nach Spektralanalyse können sechs Frequenzbänder, Delta (1,25-4,5 Hz), Theta (4,75-6,75 Hz), Alpha1 (7,0-9,5 Hz), Alpha2 (9,75-12,5 Hz), Beta1 (12,75-18,5 Hz), Beta2 (18,75-35,0 Hz), unterschieden und qualitativ Leistungsdichten in topographischen Hirnkarten farblich codiert (99 Leistungswerte aus 17 realen- u. 82 berechneten Elektrodenpositionen) wiedergegeben werden. Die quantitative Analyse beschränkt sich auf mittlere spektrale Leistungsdichten, gemessen über frontale, zentrale, parietale und okzipitale Hirnregionen. Zur Quantifizierung der körperlichen Belastungsreaktionen wird

die Herzfrequenz kontinuierlich (Polar Sporttester) aufgezeichnet. In der Regeneration werden aus dem Blut: Katecholamine (Dopamin, Noradrenalin, Adrenalin), Blutzucker und weitere Hormone (Cortisol, Prolaktin) bestimmt.

Statistische Analyse: (2 x 6 x 5) Schema (2 Gruppen x 6 Frequenzbändern x 5 Messzeitpunkte)

Mittels der SPSS Software wurde bei Normalverteilung die Prozedur GLM (General Linear Modell) mit Messwiederholung (MANOVA) mit dem Innersubjektfaktor „Regenerationszeit“ und Zwischensubjektfaktor „Leistungsgruppe“ durchgeführt. Post hoc wurden t-Tests für abhängige (bei Innersubjektsignifikanz) und unabhängige Stichproben (bei Zwischensubjektsignifikanz) durchgeführt. Bei nichtparametrischen Daten fand der Friedman- und post hoc der Wilcoxon-Test Anwendung. Die Ergebnisse werden als Mittelwert und Standardabweichung bzw. Median angegeben. Es wurde ein Signifikanzniveau von $p < 0,05$ festgelegt. Bivariate Korrelationen mit Pearson- (bei Parametrischen Daten) bzw. Spearman-Rang-Korrelationkoeffizienten (mindestens ein nichtparametrischer Datensatz) wurden zu M1 zwischen Katecholaminen, Hormonen, Leistungsdaten und statistisch auffälligen EEG Parametern durchgeführt.

3 Ergebnisse

Die MANOVA lieferte bei 21 untersuchten Sportlern signifikante Zwischensubjekteffekte in der absoluten (P_{\max} in Watt) [$p=0,004$, F-Ratio 3,274] und relativen (P_{rel} in Watt/kg) [$p=0,000$, F-Ratio 6,785] Leistungsfähigkeit.

Ergebnisse des Faktors Regenerationszeit: Die Herzfrequenzen (HF) zeigten signifikanten Regenerationszeiteffekt [$p < 0,001$, F-Ratio 204,945]. Die HF (siehe Abb. 1) nehmen vom Maximum direkt nach Belastung (M1) in der weiter folgenden Regeneration (zunächst steil bis M2 und dann flach) signifikant von Messzeit zu Messzeit bis 2 Std. nach Belastungsende ab [$p < 0,001$], mit tendenziell höheren Werten bei den gut Trainierten.

Die MANOVA bzw. der Friedman-Test zeigten bei den Katecholaminen höchstsignifikante Regenerationszeiteffekte jedoch keine signifikanten Gruppeneffekte. Im Einzelnen: Dopamin (Dop) [$p < 0,001$, F-Ratio 13,822], Noradrenalin (NA) [$p < 0,001$, F-Ratio 78,178], Adrenalin (A) [$p < 0,001$ Z-Ratio 8,699]. Die Abb. 2 zeigt die beanspruchungsbedingt erhöhten Werte für Dop (40–110 ng/l), für NA (50–2900 ng/l) und für A (35–500 ng/l) in der Frühregeneration (M1), die bis 45 min. nach Belastung signifikant in den oberen Normbereich abfallen. In der weiteren Regeneration sind keine signifikanten Verschiebungen von oberen in den mittleren Normbereich zu verzeichnen. Auffallend sind die deutlich höheren Katecholaminwerte bei der „gut trainierten“ Gruppe

gegenüber den mäßig Trainierten. Die statistische Analyse mit dem Faktor „Leistungsgruppe“ konnte aber nicht mehr als einen Trend bei NA [$p=0.055$, F-Ratio 4.19] aufzeigen.

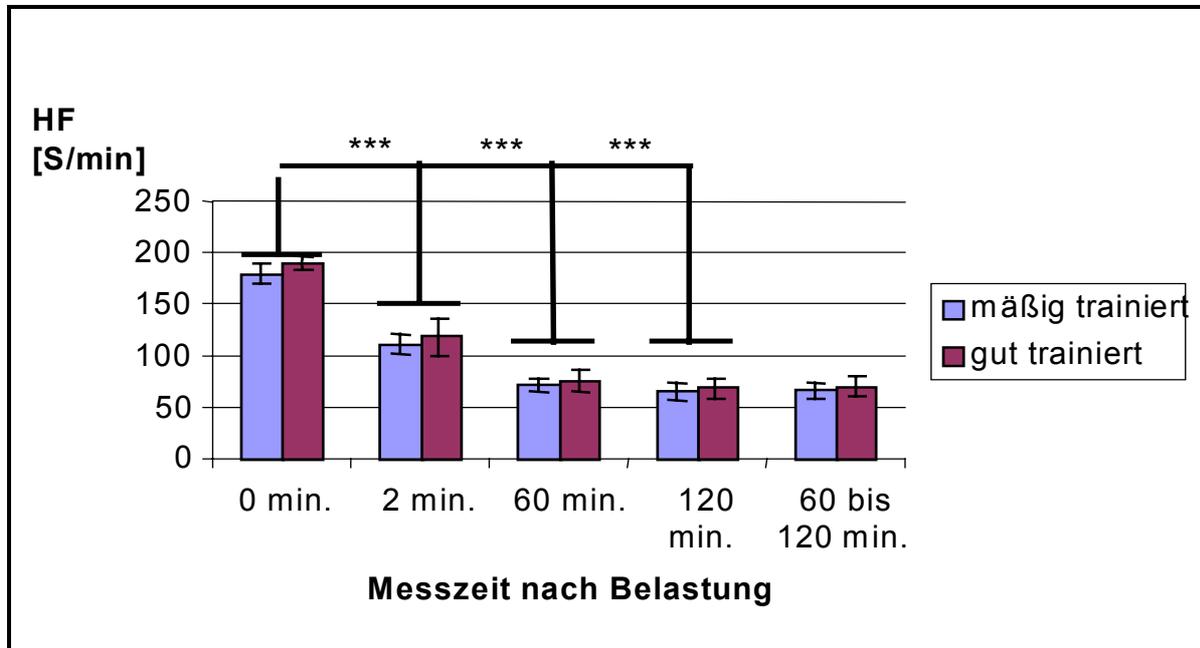


Abb.1: Herzfrequenzen [S/min.] in Mittelwert und Standardabweichung während passiv liegender Regeneration nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (N=10) und gut Trainierten (N=11) Sportlern.

Prolaktin (Pro) [$p<0.001$, F-Ratio 19.995] und Cortisol (Cor) [$p<0.001$, F-Ratio 13.865] zeigten in der MANOVA signifikante Regenerationszeiteffekte und keine Gruppeneffekte. Im Einzelnen lag Pro nach Belastungsende (M1) im hohen Normbereich (50-400 mIU/l) und zeigte im Regenerationsverlauf einen gleichmäßigen signifikanten Abfall bis zu M4 in den unteren Normbereich. Beim Cor ist ein ähnliches Verhalten mit Normbereich (8-16 mIU/l) mit zeitlichem delay beim Rückgang und Rückkehr in den Tagesrhythmus festzustellen.

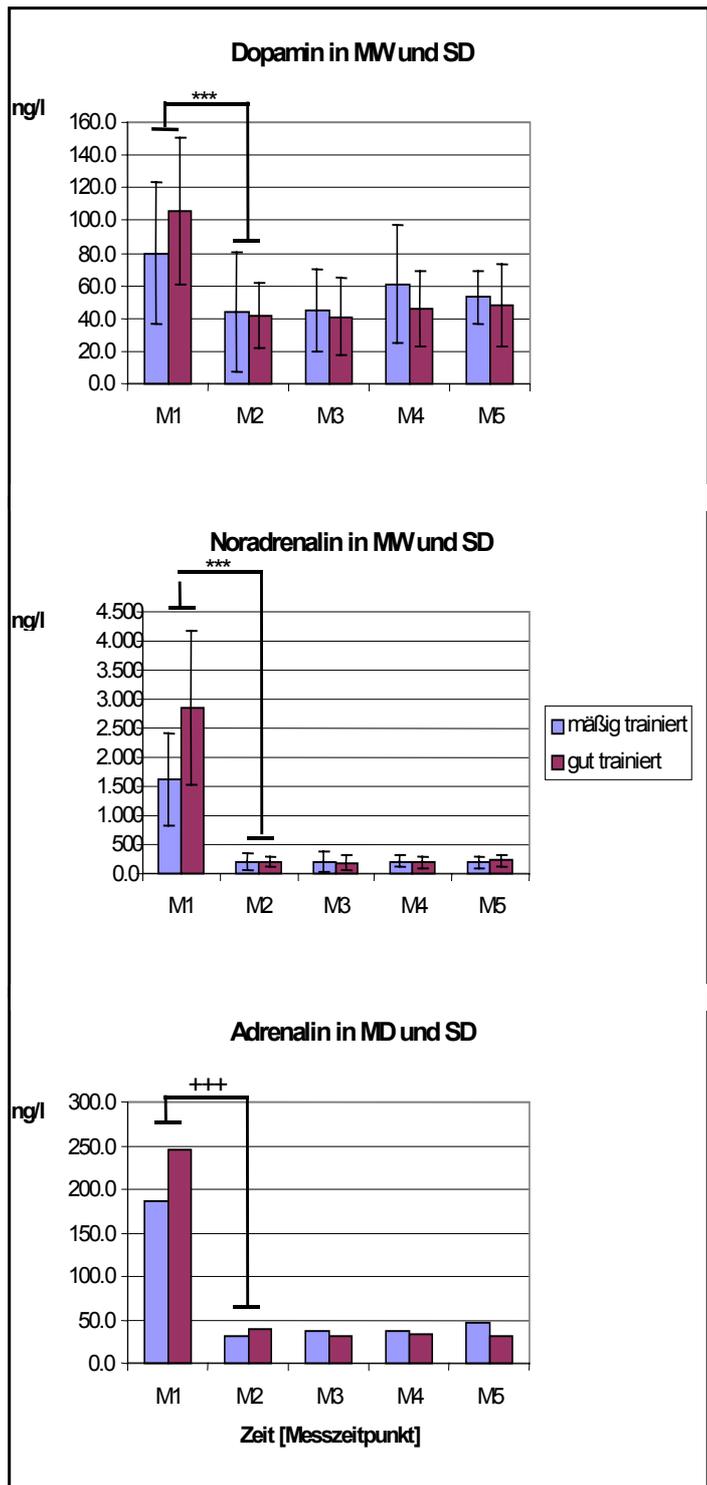


Abb. 2: Mittelwert und Standardabweichung der Katecholamine [ng/l] (Dopamin, Noradrenalin und Adrenalin) während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1=3 min., M2=45 min., M3=60 min., M4=75 min., M5=135 min. nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (N=10) und gut trainierten (N=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc-Prüfstatistik ohne Gruppeneffekt, N=21 für $p < 0,001$: *** nach t-Test und +++ nach Wilcoxon.

EEG-Frequenzspektrum

Das EEG in der Regenerationsphase stellte sich in Frequenzen und Topografie höchst unterschiedlich dar. Abbildung 3 zeigt Frequenzen, die statistisch signifikante Veränderungen in der Regenerationsphase aufwiesen. Entsprechend dem jeweiligem Skalenniveau (rechte Spalte) bedeuten im Glühfarbenmodus (niedrigere Leistungsdichten bedeuten „kalte“ rot bis schwarze Glühfarben, hohe Leistungsdichten bedeuten „heiße“ blau bis weiße Glühfarben). Die Hirnkarten sind dargestellt mit frontaler Orientierung links.

Während die Leistungen in der „langsamen“ Deltafrequenz (1,25-4,5 Hz) im Verlauf von Früh- (M1) über Mittel- (M2-3) und Spätregeneration (M4-5), besonders in motorisch und sensomotorischen Regionen mit links-zentraler Gewichtung (M2-M5), kontinuierlich bis zum Ende des Beobachtungszeitraumes abnahmen, zeigten die schnelleren Alpha2-, Beta1- und Beta2-Frequenzen „Reboundanstiege“ in späten Messzeitpunkten (M5 bzw. M4). Im Alpha2-Band fällt mit Ausnahme okzipitaler Regionen die zunächst hohe Leistungsdichte in der frühen- (M1) und mittleren Erholungsphase (M2) parieto-rechts-zentral asymmetrisch bis M4 parieto-zentral symmetrisch ab, gefolgt von okzipital und links-zentralem „Reboundanstieg“ in der späten Erholungsphase (M5). Statistisch signifikant waren die Alpha2-Abnahmen zwischen M2 und M3 in den in Tabelle 1 aufgelisteten Elektrodenpositionen. Die höheren Beta1-Leistungsdichten in der frühen Regeneration (M1) zeigten deutliche parietal-symmetrische Abnahmen bis in die späte Regenerationsphase (M4) – Ausnahme rechts-parietal M3. Statistisch signifikant waren die frühen frontalen Beta1-Veränderungen (Tab.1) und mittleren bis späten Veränderungen parieto-rechts-zentraler und frontaler Regionen (Tab. 1). In Beta2-Frequenz finden sich früh (M1 zu M2) die frontal-okzipital- und links-parieto-zentralen signifikanten Abnahmen (Abb. 3 und Tab.1), in nachfolgender Messung M3 signifikante rechts-parieto-zentrale und okzipitale Abnahmen mit „Reboundanstieg“ in M4 anhaltend bis M5.

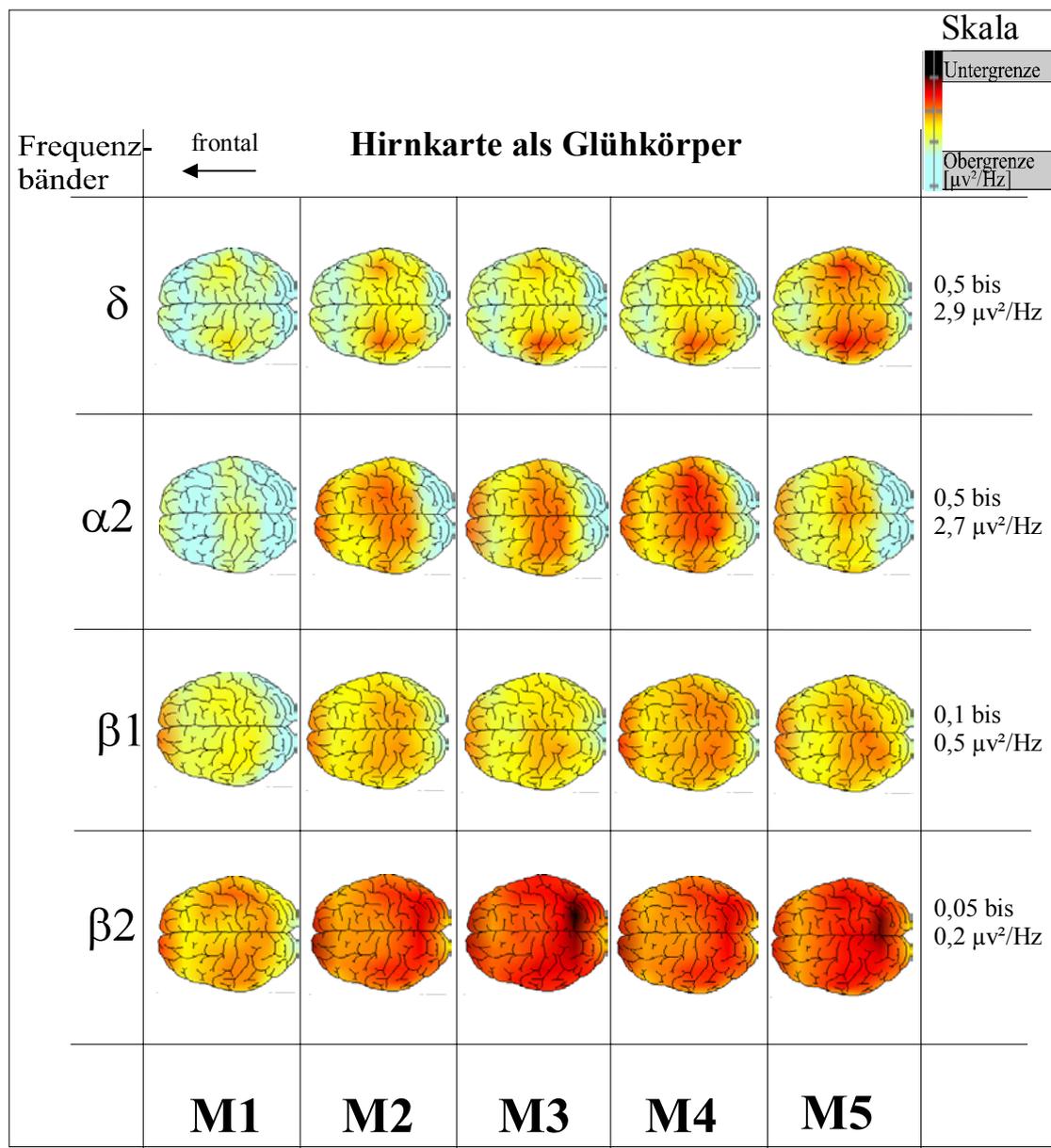


Abb. 3: Qualitative Darstellung der spektralen Leistungsdichten statistisch auffälliger Frequenzbänder ($\delta=1,25-4,5$ Hz, $\alpha_2=9,75-12,5$ Hz, $\beta_1=12,75-18,5$ Hz, $\beta_2=18,75-35$ Hz) im EEG während passiv, liegender Regeneration zur Messzeit M1=3 min., M2=45 min., M3=60 min., M4=75 min., M5=135 min. nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei gesunden Sportlern (N=21). Die spektralen Leistungsdichten sind im Glühfarbenmodus (ab unterem Skalenniveau schwarz mit zunehmender Leistungsdichte über rot, gelb bis oberem Skalenniveau hellblau und darüber weißlich) als Hirnkarte dargestellt. Die Skalen für das jeweilige Frequenzband stehen in der rechten Spalte, die Farbkodierung ist oben links zu entnehmen. Die Hirnkarten stellen eine Draufsicht auf den Kortex dar, die Orientierung ist dabei links=frontal (siehe oben links).

Tab.1.: „Regenerationszeiteffekte“ im EEG: Leistungsdichten zu M1 Mittelwert [MW] und Standardabweichung [SD] nach post hoc-Prüfung von Messzeitpunkt zu Messzeitpunkt mit Trend und statistischer Signifikanz für t- bzw. Wilcoxon-Test (nichtparametrische Daten=Mediandarstellung [MD])

Parameter Frequenz- Elektrode	MD bzw. Mw ± SD [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$]	Regenerationseffekt Post Hoc Test Faktor: Zeit (* $p \leq 0.05$ T-Test/+ $p \leq 0.05$ Wilcoxon)			
		M1	M2-M1	M3-M2	M4-M3
Delta_c4	5.6	↓	↑	↓	↑+
Alpha2_c4	6.1±3.9	↓*	↓	↓	↑*
Alpha2_c3	4.9	↑	↓+	↑	↓
Alpha2_cz	5.5	↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f3	9.9	↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f4	9.4	↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f7	8.8	↓	↓+	↑	↓
Alpha2_f8	9.3	↓	↓+	↑	↓
Alpha_o1	25.6	↓	↓+	↑	↓
Alpha2_o2	23.8	↓	↓+++	↑	↓
Alpha2_p4	12.6	↓	↓+	↑	↑
Alpha2_pz	10.2	↓	↓+	↑	↑
Beta1_pz	2.3±1.3	↓	-	↓*	↑
Beta1_p4	2.5±1.4	↓	↓	↓*	↑*
Beta1_o1	4.0±2.0	↓	↓*	↓	↑
Beta1_f8	2.3±1.0	↓	↑	↓*	-
Beta1_f7	2.3±0.9	↓*	↑	↓	-
Beta1_f3	2.4±1.3	↓*	↑	↓*	↑
Beta1_c3	1.7±1.0	↓	-	↓*	-
Beta2_pz	1.6±0.8	↓*	↓*	↓	↑
Beta2_p4	1.6±0.8	↓	↓*	-	↑*
Beta2_p3	1.6±0.8	↓*	↓	↓	↑*
Beta2_o2	2.6±1.4	↓*	↓*	-	-
Beta2_o1	2.4±0.9	↓*	↓**	↓	↑
Beta2_fz	2.0±0.9	↓	-	↓*	↑
Beta2_f7	2.1±0.8	↓*	↓	↑	-
Beta2_f4	2.0±0.8	↓*	-	↓	↑
Beta2_f3	2.0±0.8	↓*	-	↓	↑
Beta2_c4	1.5±0.9	↓	↓	↓	↑*
Beta2_c3	1.6±0.9	↓	↓	-*	-
Beta2_cz	1.4	↑	↓	↓+	↑

Im EEG-Frequenzspektrum detektierte die MANOVA bei 21 Probanden signifikante Gruppenunterschiede ausschließlich im Thetaband über fronto-zentralen Kortex [$p=0,045$, F-Ratio 4,594] mit signifikant geringeren Leistungsdichten bei den gut Trainierten in M1 [$p=0,05$, F-Ratio 2,039] und M5 [$p=0,028$, F-Ratio 2,378] (siehe Abb. 4). Der Friedman-Test für nicht-parametrische Verteilung lieferte ebenfalls einen signifikanten Gruppeneffekt in parieto-zentraler Alpha2-Leistungsdichte [$p=0,045$] mit signifikant erhöhter Alpha2-Leistung im M5 [$p=0,045$, Z-Ratio $-2,008$] bei gut Trainierten (siehe Abb.5). Darüber hinaus konnten keine signifikanten Gruppeneffekte festgestellt werden.

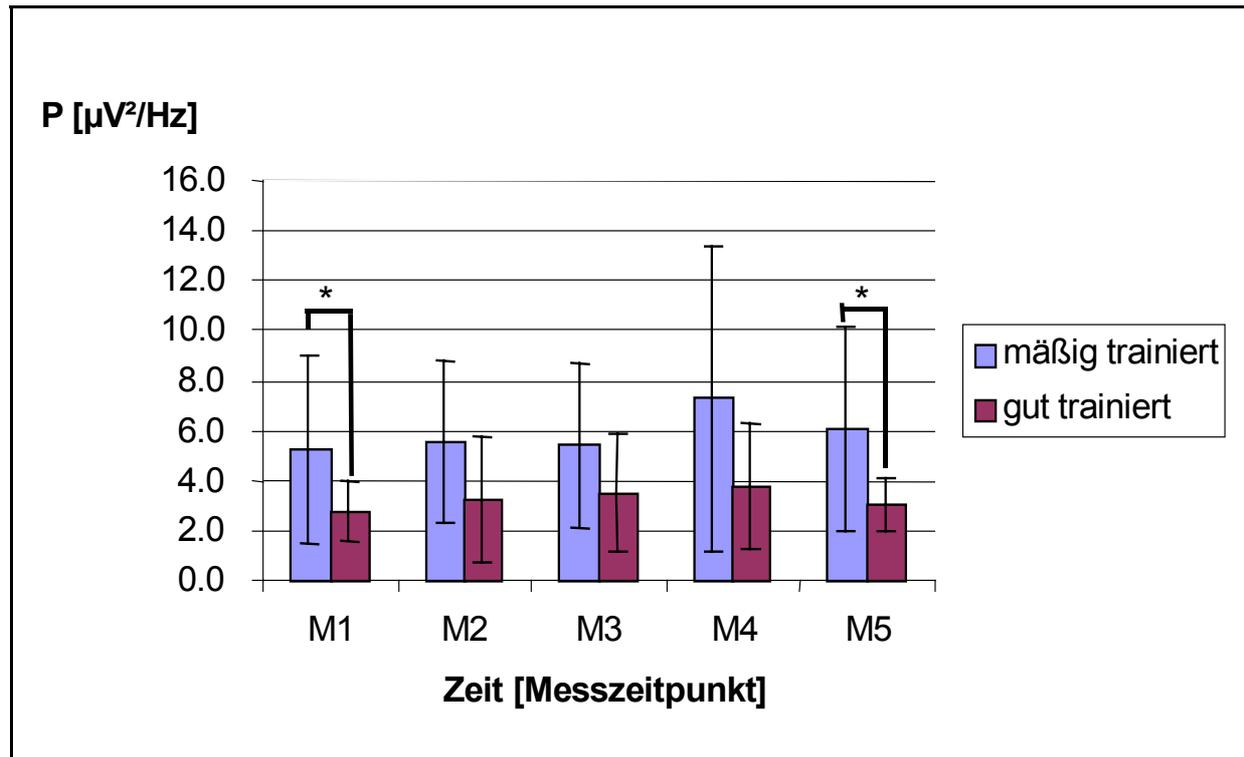


Abb. 4: Fronto-zentrale Theta-Leistungsdichte [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] in Mittelwert und Standardabweichung während passiv liegender Regeneration zur Messzeit M1=3 min., M2=45 min., M3=60 min., M4=75 min., M5=135 min. nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (N=10) und gut Trainierten (N=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc-Prüfstatistik nach Gruppeneffekt für $p \leq 0,05$: * nach t-Test für unabhängige Stichproben.

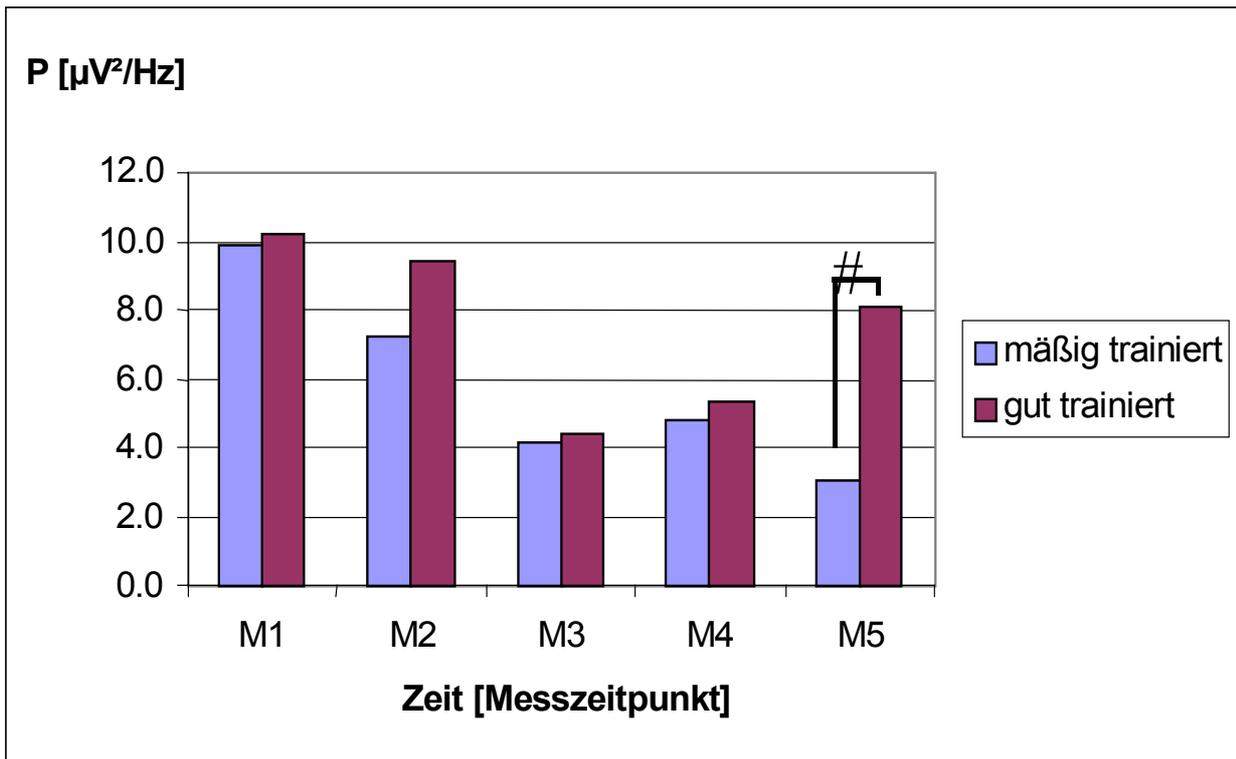


Abb. 5: Parieto-zentrale Alpha2 Leistungsdichte [$\mu\text{V}^2/\text{Hz}$] in Mediantdarstellung während passiv, liegender Regeneration zur Messzeit M1=3 min., M2=45 min., M3=60 min., M4=75 min., M5=135 min. nach individuell maximaler Ergometerbelastung bei mäßig (N=10) und gut Trainierten (N=11) Sportlern. Die Ergebnisse der post hoc-Prüfstatistik nach Gruppeneffekt für $p \leq 0,05$: # nach Mann-Whitney-U-Test.

Sympathico-adrenerge Downregulation (korrelative Betrachtung)

Die Korrelationen zwischen EEG-Daten, die hinsichtlich der Fragestellung statistisch signifikante Veränderungen aufzeigten, und den Katecholaminen zu M1 zeigten signifikante Zusammenhänge von NA mit frontaler, zentraler und rechts-parietaler Alpha2-Leistungsdichte mit Korrelationskoeffizienten zwischen 0,45 und 0,63 und höchst signifikante Korrelationen mit frontaler, links-zentraler und parietaler Beta2-Leistungsdichte (Koeffizienten zwischen 0,43 und 0,75). Des Weiteren lieferte NA signifikante Korrelationen zur relativen maximalen Leistung und maximalen Herzfrequenz. Dop korreliert signifikant mit links-zentraler Alpha2-Leistung (0,49) und mit parietaler Beta2-Leistungsdichte (0,5-0,6). Eine interkorrelative Analyse des EEG Frequenzspektrums steht noch aus.

4 Diskussion

Das downregulierende elektrische Verhalten nach erschöpfender Beanspruchung zeigt zeitliche und topographische Unterschiede bei der Abnahme der Leistungsdichten im gesamten Frequenzspektrum sowohl bei langsamen (1,25-4,5 Hz) als auch bei den schnelleren Leistungsbändern (9,75 –35 Hz) in der 135 minütigen Regenerationsphase. Dies ist vergleichbar mit den Ergebnissen von STOCK et al. (1996), die einen Anstieg nach standardisiertem Krafttraining im gesamten Frequenzspektrum feststellten. Allerdings wurde in unserer Untersuchung keine Ruhemessung als Baselinemessung vorgenommen, so dass keine Bewertung des Ausmaßes der Leistungsdichtenzunahme durch die Belastung möglich ist. Mit Kenntnis früherer Forschungsergebnisse kommt es während einer Belastung zu einer kortikalen Aktivierung mit Depression im Alpha und Zunahmen bei Beta-Leistungen (SCHUMANN et al. 1993; BRACH et al. 1994; KUBITZ/MOTT 1996), die nach Belastung in einer Deaktivierung münden (Alpha hoch, Beta Abnahme) (KUBITZ/MOTT 1996). Prinzipielle Beeinflussung nach extensiven und intensiven Laufbelastungen auf das ganze Frequenzspektrum wird auch bei MECHAU/BAUM/LIESEN (1995) konstatiert. Die dort gefundenen, auf den ersten Blick konträren Ergebnisse zu STOCK et al. (1996, Abnahme in vielen Frequenzleistungen), sind vermutlich im Messprotokoll begründet. Während bei MECHAU/BAUM/LIESEN (ebd.) die EEG-Messprozedur exakt im Belastungsabbruch stattfand, um direkt auf Beanspruchungssituation zu schließen, wurde bei STOCK (ebd.) wie bei unserer Studie das postexercise EEG nach venöser Blutentnahme abgeleitet. Wir befanden uns somit, ähnlich wie STOCK et al., mit der Messung (M1) zwischen der 3. und 6. min. nach Belastungsabbruch in der frühen Regenerationsphase.

Es gilt festzuhalten, dass aufgrund jetziger Erkenntnisse sowie aufgrund früherer Untersuchungen (MECHAU/BAUM/LIESEN 1995; STOCK et al. 1996; BARTHEL et al. 2002) beim Nachbelastungs-EEG eine Betrachtung über das gesamte Frequenzspektrum sowohl möglich als auch notwendig ist, und sich nicht auf die Alphafrequenzen beschränken darf. Die Veränderungen in den verschiedenen Leistungsspektren zu unterschiedlichen Regenerationszeiten können als elektrophysiologische Mechanismen zur Umschaltung in verschiedene Regenerationsphasen verstanden werden.

Die durchschnittlichen hohen Nachbelastungswerte der Katecholamine entsprechen der Belastungshöhe in der Nähe der Maximalleistung, wozu es neben der Mobilisierung physischer Ressourcen auch einer emotionalen Komponente (Aufbringen von Willenskraft) bedarf (WEICKER et al. 1981). Fehlende Gruppenunterschiede im Hormonverhalten dürften Ausdruck der erfolgreichen, individuell angepassten Belastung sein.

Die ermittelten Korrelationen der Katecholamine mit Alpha2- und Beta2-Frequenzen über prämotorische, motorische und sensomotorische Kortexareale deuten auf interne Konsistenz, dass am physischen und emotionalen Geschehen eine gemeinsame Beteiligung vorliegt, die indirekt oder direkt an die zentrale Mitinnervation gekoppelt ist. Dieser mathematisch fuhrbare Hinweis auf Interaktivität zwischen zentralen und peripheren Mechanismen der Stress-Bewältigung (und im Folgenden der Downregulation von Stress) ist so bisher kaum diskutiert worden. STOCK et al. (1996) fanden ebenfalls Korrelationen mit besagten Frequenzen und diskutierten hierin eine hypothalamische Aktivierung des sympathischen Nervensystems oder eine Art Rück-Stimulierungs-Fähigkeit aufgrund hoher Plasmakatecholamin-Konzentrationen auf das ZNS, welches DRISCHEL/DETMER (1972) beim Tierversuch darstellten. Korrelationsberechnungen zu mittleren und späten Regenerationsphasen stehen noch aus. Die fehlenden Veränderungen der Katecholamine ab der 45 min. Messung weisen auf Erholung des sympathico-adrenergen Systems hin und finden Bestätigung mit STOCK et al. (1996), die nach 45 min. einen Rückgang Katecholamine auf Vorbelastungswerte feststellten.

Der Einfluss unterschiedlicher Leistungsfähigkeit auf das Regenerationsverhalten: Signifikante Unterschiede der Sportlergruppen bei der Leistungsfähigkeit bei identischen anthropometrischen Daten stellen die Einteilung in unabhängige Gruppen sicher.

Es konnten im EEG leistungsbedingte, bei den gut trainierten Sportlern signifikant geringere fronto-zentrale Theta-Leistungen sowohl nach 3 min., als auch 135 min. und erhöhte Alpha2-Leistungen nach 135 min. Regeneration festgestellt werden.

Dies ist ein neues Ergebnis, welches noch nicht dargestellt wurde. SCHRODE et al. (1986) interpretierten eine Theta-Zunahme bei Abnahme anderer Frequenzen im Sinne eines meditativen Zustandes in automatisierten Bewegungen. BÖSEL (1993) diskutiert zentrale und präzentrale Theta-Erhöhung als extensive handlungsrelevante Gedächtnisaktivierung. AFTANAS/GOLCZEIKINE (2001) schlussfolgern in Meditationsgruppen bei geringem zentralen Theta fehlende Fähigkeit, meditativen Status zu halten. BASAR/SCHURMANN/SAKOWITZ (2001) diskutieren mit MILLER (1991) die frontale Theta auf Basis von Hippocampus-Aktivität bei Kontrolle sensorischer Stimuli. Denkbar ist eine Beeinflussung des fokalen Theta durch Enthemmung des limbischen Systems und deren Funktionsschleifen zum Hippocampus-Septum. Die höheren Katecholaminwerte und niedrigeren fronto-zentralen Theta-Leistungen bei den Trainierten sind weiter verfolgenswert mit der Hypothese, dass entweder eine große Sensitivität des adrenergen Systems an Theta-Aktivierung vorliegt, oder Theta eher hemmend auf die zentralnervöse Mitinnervation des peripheren Sympathikus wirkt. Zentro-parietale größere Alpha2- Leistungen (9,75-12,5 Hz) bei der gut-trainierten Gruppe nach 135 min. Regeneration könnte auf eine

beginnende Aktivierung hindeuten. KLIMESCH (1998) konstatiert in seinem Reviewartikel bei jungen gesunden Erwachsenen mit niedrigen Theta- und großen Alpha2-Leistungen eine gute geistige Leistungsfähigkeit.

Schlussfolgerungen: Dass die zentralnervale Erholung von einer besseren Ausdauerleistungsfähigkeit positiv beeinflusst wird, konnte im vorliegenden Modell nicht eindeutig bewiesen werden. Hier besteht weiterer Forschungsbedarf. Allerdings konnte eine downregulierende Beeinflussung auf das gesamte EEG-Frequenzspektrum festgestellt werden, die als elektrophysiologische Mechanismen zur Umschaltung in verschiedene Regenerationsphasen verstanden werden können. Eine Interaktion zwischen zentralen und peripheren Mechanismen der Stress-Bewältigung in der Downregulation konnte korrelativ ermittelt werden. Die fronto-zentrale Theta-Aktivität als Ausdruck emotionaler Beteiligung, die bei Guttrainierten geringer ist, kann bei gleichzeitigen höheren Alpha2-Leistungen für gute kognitive Leistungsfähigkeit und damit besserer Erholung sprechen.

5 Literatur

- AFTANAS, L.I.; GOLOCHEIKINE, S.A.: Human anterior and frontal midline theta and lower alpha reflect emotionally positive state and internalized attention: high-resolution EEG investigation of meditation. *Neuroscience Letters* 310 (2001) 1, 57-60.
- ANGYAN, L.; CZOPF, J.: Exercise-induced slow waves in the EEG of cats. *Physiology and Behavior* 64 (1998) 3, 267-272.
- BARTHEL, T.; WEHR, T.; SCHNITTKER, R.; MECHAU, D.; LIESEN, H.; WEISS, M.: Auswirkungen von unterschiedlichen Ergometerbelastungen auf das Elektroenzephalogramm (EEG) und das Bereitschaftspotential (BP). *Neurologie & Rehabilitation* 8 (2002) 1, 23-28.
- BASAR, E.; SCHURMANN, M.; SAKOWITZ, O.: The selectively distributed theta system: functions. *International Journal of Psychophysiology* 39 (2001) 2/3, 197-212.
- BLOM, J.L.; ANNEVELDT, M.: An electrode cap tested.. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 54 (1982) 5, 591-594.
- BRACH, M.; DE MARÉES, H.; SCHUMANN, H.; HECK, H.: EEG-Ableitungen unter radspportlichen Belastungen. In: LIESEN, H.; WEIß, M.; BAUM M. (Hrsg.): *Regulations- und Repairmechanismen*. Köln 1994, 110-113.
- BÖSEL, R.: Die cerebrale Theta-Rhythmizität unterstützt kontextabhängige Diskriminationsleistungen. *Kognitionswissenschaft* (1993) 3, 83-94.
- DRISCHEL, H.; DETTMAR, P.: Einige biokybernetische Aspekte des zentralen Effekts von Adrenalin. *Biocybernetics* (1972) 4, 166-170.
- JACOBS, G.D.; BENSON, H.; FRIEDMAN, R.: Topographic EEG mapping of the relaxation response. *Biofeedback and Self Regulation* 21 (1996) 2, 121-129.
- JACOBS, G.D.; LUBAR, J.F.: Spectral analysis of the central nervous system effects of the relaxation. *Behavioral Medicine* 15 (1989) 3, 125-132.

- JASPER, H.: The ten-twenty electrode system of the International Federation. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* (1958) 10, 371-375.
- KLIMESCH, W.: EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis. *Brain Res. Rev.* 29 (1999) 2/3, 169-195.
- KUBITZ, K.A.; MOTT, A.A.: EEG power spectral densities during and after cycle ergometer exercise. *Res. Quart. Exerc. and Sport* 67 (1996) 1, 91-96.
- KUNO, S.Y.; AKISADA, M.; MITSUMORI, F.: Phosphorus-31 nuclear magnetic resonance study on the effects of endurance training in rat skeletal muscle. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 65 (1992) 2, 197-201.
- LEHMANN, M.; KEUL J.: Hämodynamik, Katecholaminverhalten und Adrenorezeptoren bei Trainierten, Untrainierten und Patienten. In: RICKERT H. (Hrsg): *Sportmedizin-Kursbestimmung*. Heidelberg 1987.
- McCULLY, K.K.; BODEN, B.P.; TUCHLER, M.; FOUNTAIN, M.R.; CHANCE B.: Wrist flexor muscles of elite rowers measured with magnetic resonance spectroscopy. *J. Appl. Physiol.* 67 (1989) 3, 926-932.
- McCULLY K.K./VANDENBORNE K./DEMEIRLEIR K./POSNER J.D./LEIGH J.S.Jr: Muscle metabolism in track athletes, using 31P magnetic resonance spectroscopy. In: *Canadian Journal of Physiology and Pharmacology* 70 (1992), 10, S. 1353-1359
- MECHAU, D.; BAUM, M.; LIESEN H.: Die Elektroenzephalographie im Lauf-Freizeitsport. *Dt. Z. Sportmed.* 46 (1995), Sonderh. 2, 451-456.
- MECHAU, D.; MÜCKE, S.; WEISS, M.; LIESEN, H.: Effect of increasing running velocity on electroencephalogram in a field test. *Europ. J. Appl. Physiol.* 78 (1998) 4, 340-345.
- MEREDITH, I.T.; RIBERG, P.; JENNINGS, G.L.; DEWAR, E.M.; FAZIO, V.A.; LAMBERT, G.W.; ESLER, M.D.: Exercise training lowers resting renal but not cardiac sympathetic. *Hypertension* 18 (1991) 5, 575-582.
- MILLER, R.: *Cortico-hippocampal interplay and the representation of contexts in the brain*. Berlin u.a. 1991.
- ODA, S.; MATSUMOTO, T.; NAKAGAWA, K.; MORIYA K.: Relaxation effects in humans of underwater exercise of moderate intensity. *Europ. J. of Appl. Physiol.* 80 (1999) 4, 253-259.
- PLOURDE, G.; ROUSSEAU-MIGNERON, S.; ADEAU, A.: B-adrenoceptor adenylate cyclase system adaptation to physical training in rat ventricular tissue. *J. Appl. Physiol.* 70 (1991) 4, 1633-1638.
- SCHRODE, M.; LARBIG, W.; HEITKAMP, H.C.; WURSTER, K.G.: Veränderungen psychophysiologischer Parameter beim Marathonlauf. *Sportwissenschaft* 16 (1986) 3, 303-315.
- SCHUMANN, H.; SEIBT, R.; DE MAREÉS, H. (Hrsg.): *EEG und körperliche Belastung*. Sankt Augustin 1993.
- STOCK, C: *Sympathikusaktivität und B2-Adrenorezeptordichte beim Menschen im Zusammenhang mit physischer und mit psychischer Belastung*. Dissertation, Universität Bielefeld 1993.

- STOCK, C.; BAUM, M.; ROßKOPF, P.; SCHÖBER, F.; WEIß, M.: Electroencephalogram activity, catecholamines and lymphocyte subpopulations after resistance exercise and during regeneration. *Europ. J. Appl. Physiol.* 72 (1996), 235-241.
- WEICKER, H.; BARWICH, D.; KLETT, G.; RITTHALER, F.: Die hormonelle Regulation bei körperliche Belastung. *Sportwissenschaft* 11 (1981), 386-405.

