

Aus dem

**Institut für Veterinär-Physiologie**  
des Fachbereiches Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

**Eine Methode zur nichtinvasiven EEG-Ableitung  
am wachen, stehenden Pferd**

Inaugural-Dissertation  
zur Erlangung des Grades eines  
Doktors der Veterinärmedizin  
an der  
Freien Universität Berlin

vorgelegt von

**Walter Lewin**

Tierarzt aus Feldberg

Berlin 1998

Journal-Nr. 2125

Gedruckt mit Genehmigung  
des Fachbereiches Veterinärmedizin  
der Freien Universität Berlin

Der Dekan:

Univ. - Prof. Dr. K. Hartung

Erster Gutachter:

Prof. Dr. H. Tönhardt

Zweiter Gutachter:

OMR Prof. Dr. W. Boussejot

Tag der Promotion:

30.01.1998

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Akt	Aktivität
CSA	Compressed spectral array = komprimierte Spektraldarstellung
ECoG	Electrocorticogramm = Elektrokortikogramm
EEG	Elektroenzephalogramm
EKG	Elektrokardiogramm
EOG	Elektrookulogramm
EZR	Extrazellularraum
FFT	Fast-Fourier-Transformation
Hz	Hertz
k $\Omega$	Kiloohm
KGW	Körpergewicht
Kpl	Komplexität
$\mu$ V	Mikrovolt
Mob	Mobilität
SEF	Spectral edge frequency = Spektrale Eckfrequenz
ZNS	Zentralnervensystem
DT EEG-GESELL	Deutsche EEG-Gesellschaft, selbst gewählte Abkürzung der <i>Deutschen Gesellschaft für Klinische Neurophysiologie</i>

# Inhaltsverzeichnis

## Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

Seite

1	<b>Einleitung und Zielstellung</b>	1
2	<b>Literaturübersicht</b>	3
2.1	H. BERGER und die Anfänge der Elektroenzephalographie beim Menschen	3
2.2	Einsatzgebiete der Elektroenzephalographie in Human- und Veterinärmedizin	4
2.3	Grundlagen der Elektroenzephalographie	8
2.3.1	Elektrophysiologische Grundprozesse im Gehirn	8
2.3.2	Einteilung der EEG-Wellen	10
2.3.3	Entspannter Wachzustand und Grundrhythmus des Menschen	12
2.3.4	Zur Ableitung hirnelektrischer Aktivität	13
2.3.4.1	Funktionsprinzip eines EEG-Gerätes	13
2.3.4.2	Elektrodeneinteilung und Elektrodenübergangswiderstand	14
2.3.4.3	Elektrodenverschaltung und Ableitprogramme	17
2.4	Biologische und technische Artefakte	19
2.5	EEG-relevante Aspekte zur Anatomie des Pferdekopfes	21
2.6	Visuelle und rechnergestützte Auswertung	22
2.7	Elektroenzephalographische Untersuchungen bei Equiden	25
2.7.1	Elektroenzephalographie in der Verhaltensforschung	25
2.7.2	Elektroenzephalographie und Narkoseüberwachung	28
2.7.3	Anwendung der Elektroenzephalographie bei neurologischen Erkrankungen	34
3	<b>Eigene Versuche</b>	37
3.1	Untersuchte Tiere	37
3.2	Gerätetechnische Voraussetzungen	37
3.2.1	Das digitale EEG-Gerät	37
3.2.2	Einsatz von Filtern	38
3.2.3	Elektroden und Elektrodenkabel	40

3.3	Versuchsanordnung	41
3.4	Durchführung der Ableitungen	41
3.5	EEG-Auswertung	43
4	<b>Ergebnisse</b>	45
4.1	Ergebnisse der methodischen Vorversuche	45
4.1.1	Anatomische Messungen zur Anordnung der Elektroden	45
4.1.2	Elektroden-Halterungsmaske und Elektrodenpositionierung	48
4.2	Darstellungsprogramme und Wiedergabeparameter	53
4.3	Bestimmung physiologischer Normwerte für das wache, stehende Pferd	62
4.3.1	Die visuelle Auswertung für das adulte Pferd	62
4.3.2	Kurvenbild und quantitative Parameter repräsentativer EEG-Abschnitte	63
4.3.3	Quantitative Analyse der Meßdaten beim Pferd	70
4.4	Orientierende EEG-Untersuchungen beim Fohlen	75
4.4.1	Visuelle Auswertung und quantitative Parameter ausgewählter EEG-Abschnitte	76
4.4.2	Gruppenvergleich zwischen Fohlen und adultem Pferd	81
5	<b>Diskussion</b>	85
5.1	Diskussion der Methode	85
5.1.1	Grundlegende Betrachtungen zur Elektroenzephalographie beim Pferd	85
5.1.2	Diskussion der angewandten Methode	86
5.1.2.1	Auswahl der Elektroden und ihre Befestigung	86
5.1.2.2	Entspannte Wachheit und das Umfeld der Untersuchung	87
5.1.2.3	Anatomische Voraussetzungen zur Elektrodenplatzierung	89
5.1.2.4	Polygraphische Registrierung zur Artefakterkennung	91
5.1.2.5	Darstellungsprogramme beim digitalen EEG-Gerät	93
5.1.2.6	Frequenzfilterung und Grundtätigkeit beim Pferd	94
5.1.2.7	Gesamteinschätzung der Methode	96

5.2	Diskussion der Ergebnisse	97
5.2.1	Fourier-Transformation und Hjorth-Parameter zur quantitativen Signalanalyse	97
5.2.2	Individuelle Unterschiede beim adulten Pferd	99
5.2.3	Vergleich der Elektrodenpositionen	101
5.2.4	Unterschiede zwischen Fohlen und adultem Pferd	104
5.3	Schlußbetrachtung	106
6	<b>Zusammenfassung</b>	107
7	<b>Summery</b>	108
8	<b>Literaturverzeichnis</b>	109
9	<b>Anhang</b>	121

Danksagung

Lebenslauf

## 1. Einleitung und Zielstellung

In der Medizin ist es heute im Zeitalter moderner bildgebender Verfahren wie z. B. der Computertomographie oder der Magnetresonanztomographie möglich, Weichteilstrukturen im Inneren knöcherner Strukturen topographisch exakt zu erfassen. Die Erfassung bioelektrischer, d.h. im Körper entstandener Ströme bzw. Spannungen stellt für die Funktionsdiagnostik bestimmter Organe ein unverzichtbares Hilfsmittel dar.

Die Elektrokardiographie, zur Erfassung der elektrischen Vorgänge während der Herztätigkeit, kommt seit vielen Jahren auch in der veterinärmedizinischen Praxis zur Anwendung. Weitere elektrodiagnostische Verfahren, wie die Elektromyographie, die Elektroofulographie aber auch die Elektroenzephalographie, sind derzeit vorrangig Forschungszwecken vorbehalten.

Zur Erfassung des aktuellen Funktionszustandes des Gehirns ist die Elektroenzephalographie in der Humanmedizin sowohl für klinische, neurophysiologische und neuropharmakologische Fragestellungen eine nicht zu ersetzende Untersuchungsmethode [RÖSSNER 1970b; WEHRLI 1980]. Nach dem HEXAL LEXIKON - Neurologie [1995] stellt die Elektroenzephalographie: „das mit einem Elektroenzephalographen erfolgende Registrieren bioelektrischer Potentialschwankungen im Gehirn, d.h. der hirnelektrischen Aktivität“ dar.

Die prinzipielle Übereinstimmung in den zerebralen Funktionen bei Mensch und Tier sollte für vergleichende Untersuchungen am Zentralnervensystem (ZNS) in aufsteigender Tierreihe besser genutzt werden [GÖTZE *et al.* 1959; KLEMM u. HALL 1972]. RÖSSNER [1970b] schreibt dazu wörtlich: „Vordringlichstes Ziel methodischer Bemühungen wird daher sein müssen, die Technik der experimentellen und klinischen Elektroenzephalographie auf andere Tierarten adäquat zu übertragen“. Gerade heute ist dies so aktuell wie im Erscheinungsjahr selbst, wenn man an die noch nicht vollends geklärten Zusammenhänge von Boviner Spongiformer Enzephalopathie (BSE) und Creutzfeldt-Jakob-Krankheit (CJK) des Menschen denkt. Auch wenn bisher bei der CJK eine gesicherte Diagnosestellung nur postmortal möglich ist, kann häufig durch elektroenzephalographische Veränderungen, bei entsprechendem klinischen Verlauf, eine Einordnung in CJK-wahrscheinlich vorgenommen werden [BEUCHE u. PRANGE 1995; HANSEN *et al.* 1993; STEINHOFF *et al.* 1996].

## *Einleitung*

In der humanen Elektroenzephalographie wird seit Anfang der 90er Jahre die Computertechnik in zunehmendem Maße zur Erfassung der bioelektrischen Aktivität des Gehirns genutzt. Neben dem großen Vorteil der langfristigen Archivierung bietet die digitale Speicherung der Meßdaten die Möglichkeit, ein und denselben Kurvenabschnitt unter verschiedenen Elektrodenverschaltungen und Darstellungsparametern entsprechend den jeweiligen Fragestellungen relativ einfach wiederzugeben [RAPPELSBERGER 1994].

Hauptziel der Arbeit ist die Entwicklung einer einfach zu handhabenden und tierschutzgerechten Methode zur EEG-Ableitung am Pferd, die auch bei wiederholter Untersuchung ohne Beeinträchtigung für das Tier anwendbar ist. Unter Ausnutzung dieser gerätetechnischen Voraussetzung sollen in dieser Arbeit die Möglichkeiten und Grenzen der Erfassung des Elektroenzephalogramms (EEG) am wachen, stehenden Pferd ermittelt werden. Dabei soll auf die synchrone Miterfassung von Störquellen besonderer Wert gelegt werden, um die beim wachen, stehenden Pferd unvermeidbaren biologischen Artefakte im EEG richtig zuordnen zu können.

An konkreten Aufgaben ergibt sich dabei:

1. die Entwicklung von Darstellungsprogrammen mit geeigneten Parametern zur Wiedergabe der digitalen Meßdaten,
2. die Ermittlung geeigneter Elektrodenpositionen zur Erfassung der Gehirnströme am wachen, stehenden Pferd,
3. die Ermittlung von physiologischen Normwerten für das adulte Pferd im Zustand entspannter Wachheit,
4. der Vergleich der hirnelektrischen Aktivität zwischen juvenilem und adultem Pferd.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1 H. BERGER und die Anfänge der Elektroenzephalographie beim Menschen

„Ich glaube in der Tat, daß die von mir hier ausführlich geschilderte zerebrale Kurve im Gehirn entsteht und dem Elektrocerebrogramm der Säugetiere von NEMINSKI entspricht“. Dieses Zitat entstammt der ersten Veröffentlichung „Über das *Elektrenkephalogramm* des Menschen“ des Jenenser Professor HANS BERGER aus dem Jahre 1929. In diesem und in dreizehn weiteren gleichlautenden Artikeln stellt er die Ergebnisse seines jahrelangen wissenschaftlichen Wirkens über die Erfassung der Hirnstromaktivitäten beim Menschen dar. Mit seinen umfassenden Berichten gilt er als der Entdecker des Elektroenzephalogramms beim Menschen [NIEBELING 1968]. Auch der Begriff Elektroenzephalogramm geht auf sein Wirken zurück, denn das bis dahin verwendete Wort Elektrocerebrogramm, zusammengesetzt aus griechischen und lateinischen Silben, widersprach seiner exakten wissenschaftlichen Denkweise. Er empfahl in Analogie zum Elektrokardiogramm den Begriff Elektrenkephalogramm [BERGER 1929].

BERGER, der schon 1902 seine ersten Untersuchungen an Tieren machte, war lange mit der Frage nach der eigentlichen Quelle der ständigen Stromschwankungen, die von der Hirnoberfläche abzuleiten waren, beschäftigt. Zumal erstens TSCHIRJEW (1904) die hirnelektrische Aktivität überhaupt als Quelle anzweifelte und die zentralen Stromschwankungen auf Bewegung des Blutes in den Hirngefäßen, also mechanisch bedingt, zurückführte [zit. n. NIEBELING 1968]. Zweitens widersprachen seine Ergebnisse einer verminderten Spannungsproduktion bei durchgeführter Sinnesreizung, vornehmlich des Auges, den bisherigen Berichten von CANTON. Der englische Physiologe CANTON, der bereits im Jahre 1874 bei Kaninchen und Affen durch Versuche Stromschwankungen an den Großhirnhemisphären nachwies, gilt allgemein als der Entdecker der elektrischen Hirnströme beim Säugetier [zit. n. RÖSSNER 1970a].

KAUFMANN (1912) gelang es Stromschwankungen auch von den Schädelknochen bei Hunden abzuleiten. Er widerlegte damit die mechanische Entstehungstheorie. Bestätigung für den zerebralen Ursprung der elektrischen Erscheinungen lieferte PRAWIDICZ-NEMINSKI (1925), indem er nicht nur das Elektrocerebrogramm, sondern auch Gehirnpuls und Blutdruck gleichzeitig aufzeichnete. BERGER selbst konnte bei einer Halsmarkdurchschneidung einer Hündin feststellen, daß nach dem Aussetzen der Atmung und dem nachfolgenden Erlöschen des EKG noch weiterhin Stromschwankungen im EEG zu registrieren waren [zit. n. NIEBELING 1968].

Auf der Grundlage seiner Versuche äußerte BERGER (1931), daß die Potentialschwankungen (vorrangig die von ihm so betitelten Alpha-Wellen) ihren Ursprung in der Großhirnrinde haben. Er vermutete, daß die Spannungsschwankungen des EEG ihre Entstehung in den Ganglienzellen des Nervensystems haben [zit. n. RABENDING 1980].

Zum Abschluß dieses geschichtlichen Exkurses bleibt zu erwähnen, daß der englische Elektrophysiologe LORD ADRIAN zusammen mit MATTHEWS (1934) in Cambridge die Ergebnisse von BERGER nachprüfte. Erst seine Bestätigung brachte die internationale Anerkennung der Leistungen von BERGER für dieses diagnostische Hilfsmittel bei Hirnerkrankungen und Hirnfunktionsstörungen [zit. n. NIEBELING 1968]. Nachfolgend setzte eine Zeit intensiver Forschung sowohl für die klinische Verwendbarkeit als auch nach den Entstehungsmechanismen des EEG ein.

## 2.2 Einsatzgebiete der Elektroenzephalographie in der Human- und Veterinärmedizin

Die Messung von Hirnströmen erfährt durch die stetige Weiterentwicklung der Gerätetechnik weitere Einsatzmöglichkeiten, die heute schon zum Teil eigene Spezialgebiete darstellen. Vor allem neue Analyseverfahren ermöglichen die Auswertung der komplexen Meßdaten.

RÖSSNER [1970b] unterteilt die Anwendung für die Elektroenzephalographie in 3 Bereiche: Neurophysiologie, Neuropharmakologie und Klinik

Der *Neurophysiologie* aber auch der *Neuropharmakologie* sind dabei nicht nur theoretische Fragestellungen zu den Entstehungsmechanismen des EEG oder Angriffspunkten und Auswirkungen bestimmter Substanzen zuzuordnen. RÖSSNER [1970b] betont, daß zunehmend Forschungsarbeiten nicht nur auf ein einzelnes Organ ausgerichtet sind sondern auf die Physiologie des gesamten Organismus abzielen.

Vor allem in der *Neuropharmakologie*, die auch toxikologische Fragestellungen einbezieht, ist bei der Analyse von Medikamentenwirkungen auf das ZNS die enge Zusammenarbeit von Human- und Veterinärmedizin unerläßlich [WEBER 1975; GRUND 1992; WIGGER 1994]. Eine Vielzahl der pharmakologischen Substanzen entfaltet ihre Wirkung auf humoralem Wege sowohl zentral als auch peripher. Im ZNS greifen die Substanzen auf Zellebene meist

reversibel in die Synapsenfunktion ein und beeinflussen gezielt die Transmitter-Rezeptor-Wirkungen. Viele Pharmaka bedingen dadurch die verschiedenen Merkmale pharmakologischer EEG-Veränderungen [DOMANN u. WITTE 1994].

Im *klinischen Bereich* ist eine starke Spezialisierung durch die Vielfalt der Fragestellungen sowohl in der Methodik der Registrierung von Hirnstrompotentialen als auch der entsprechenden gerätetechnischen Entwicklung zu verzeichnen. Die Elektroenzephalographie hat in der *neurologischen und psychiatrischen* Routinediagnostik traditionell ihr Hauptbetätigungsfeld. Bei Anfallsleiden ist eine exakte Einteilung in die verschiedenen Formen der Epilepsie nur durch EEG-Ableitungen überhaupt möglich und nachfolgend für die gezielte Therapie erforderlich. BÄTZ [1994] verweist darauf, daß bei der Diagnostik zerebraler Funktionsstörungen die Elektroenzephalographie als relativ kostengünstige und für den Patienten nicht belastende Untersuchungsmethode einzuordnen ist. Die unbedenkliche Wiederholbarkeit ermöglicht durch Verlaufskontrollen oft frühzeitig prognostische Hinweise funktioneller Störungen. Dadurch bestand lange Zeit auch die Bedeutung in der Lokalisationsdiagnostik, denn nicht ganz risikolose Verfahren, wie die Pneumenzephalographie, wurden nur bei spezifischer Indikation angewandt [JAHRIG u. GROMKE 1975]. Die modernen bildgebenden Verfahren haben das EEG aber ohne Frage bei der Herddiagnostik von Neoplasien des ZNS zurückgedrängt und sind in der strukturell-anatomischen Diagnostik unschlagbar. In der Hirnschadensdiagnostik weisen die Ergebnisse struktureller und funktioneller Erfassung zwar untereinander gewisse korrelative Beziehungen auf, können sich jedoch gegenseitig nicht vollständig ersetzen. Weder kann aus einer veränderten elektrischen Aktivität in einem bestimmten Hirnbereich auf exakte Lokalisation und Art einer zerebralen Läsion geschlossen werden noch erlaubt die Kenntnis der Lokalisation einer solchen Läsion mehr als einen Hinweis auf die vermutliche Richtung der zu erwartenden funktionellen Beeinträchtigung [GHAZY *et al.* 1978].

Das Gehirn als Steuerungszentrale des Organismus hat einen enorm hohen und stetigen Nährstoff- und Sauerstoffbedarf. Bei nur ca. 2% des Körpergewichtes entfällt beim Menschen nahezu ein Fünftel des Energieverbrauches auf das Gehirn [HEXAL LEXIKON - Neurologie 1995; BIRBAUMER u. SCHMIDT 1995]. Schwankungen im Kreislaufgeschehen aber auch Störungen des allgemeinen Körpermetabolismus bedingen über die Beeinflussung des Hirnstoffwechsels maßgeblich EEG-Veränderungen [NIEBELING 1980; SCHNEIDER *et al.* 1981]. So ist in der *Inneren Medizin* das EEG ein guter Indikator für die Stärke der zentralen

Mitbeteiligung. RÖSSNER [1970b] nennt vor allem die Frühdiagnose und Therapieüberwachung sogenannter Enzephalopathien auf Grund hepatischer und urämischer Erkrankungen.

Der Zusammenhang von Medikamentenwirkung und dem Versorgungsniveau des Gehirn ist Hauptaufgabenfeld in der *Anästhesie- und Notfallmedizin* [LITSCHER 1994; PICHLMAYR u. LIPS 1980]. Die direkte Meßmöglichkeit des zerebralen Funktionszustandes wird gezielt zur Narkoseüberwachung eingesetzt [SCHWILDEN u. STOECKEL 1980; RAMPIL *et al.* 1980].

Mit der Entwicklung leistungsfähiger Rechner und der Einführung der Averagetechnik kam es zur Nutzung *evozierter Potentiale* in der klinisch-neurologischen Diagnostik [LOW 1984]. Im EEG lassen sich als Antwort auf einen sensorischen Stimulus charakteristische Reaktionen im Sinne evozierter Potentiale nachweisen. Dabei findet das Hintergrund-EEG keine Berücksichtigung, es wird durch die reizsynchrone Mittelung so unterdrückt, daß die Reizantwort überhaupt erst erkennbar wird [LOW 1984]. Die gezielt durch akustische, visuelle oder somatosensorische Einflüsse evozierten Potentiale sind bei der Aufdeckung der Informationsverarbeitung im Gehirn eine große Hilfe.

Die Erforschung des *Schlafes* und der vielfältigen Schlafstörungen ist ohne die Registrierung der hirnelektrischen Aktivität und weiterer polygraphischer Parameter überhaupt nicht denkbar. Die Einteilung des Schlafes in seine 5 Stadien basiert auf der Beziehung zwischen den charakteristischen Veränderungen im EEG entsprechend der Schlaftiefe.

Auch die *Sport- und Verkehrsmedizin* [SOLOGUB 1976] stellt ein weiteres Einsatzgebiet dieser Methodik beim Menschen dar. Die Mikroelektronik bringt vor allem durch Kleinstgeräte und telemetrische Datenübermittlung in diesen Bereichen weitere neue Erkenntnisse [HECTOR 1979; ZSCHOCKE 1995].

In der *Veterinärmedizin* ist der Einsatz der Elektroenzephalographie vorrangig *Forschungszwecken* vorbehalten. Die Nutzung der EEG-Registrierung in der *klinischen Veterinärmedizin* ist dagegen noch begrenzt. Probleme in der Ableitmethodik bei den einzelnen Tierarten und Rassen, als auch die mit dem apparativen und zeitlichen Aufwand verbundenen Kosten machen den Einsatz für Nutztiere von vornherein irrelevant [WEBER 1975]. Die klinische Nutzung des EEG in der Funktionsdiagnostik des Gehirns bei Kleintieren ist in den USA und GB

verbreiteter als im deutschsprachigen Raum. In zahlreichen Veröffentlichungen wird auf die Nutzung der Elektroenzephalographie bei verschiedenen Enzephalopathien wie z.B. Anfallsleiden, Entwicklungs- und Verhaltensstörungen, aber auch bei Traumata und Enzephalitiden verwiesen [KLEMM u. HALL 1971; KLEMM u. HALL 1972; REDDING 1990; DODMAN *et al.* 1996]. Die Epilepsieforschung, eine entscheidende Domäne der Elektroenzephalographie, ist mittlerweile auch in der Kleintiermedizin eine wichtige Hilfestellung bei der Einteilung und Verlaufskontrolle der Anfallsleiden [KLEMM 1989; JAGGY u. HEYNOLD 1996]. Auf den Einsatz der Elektroenzephalographie beim Pferd wird im Abschnitt 2.7 gesondert eingegangen.

In der *Verhaltensforschung* kommt die Hirnstrommessung vorrangig zur Ermittlung der Rhythmik von Aktivität und Ruhe -einschließlich des Schlafverhaltens- bei den verschiedenen Tierarten zur Anwendung [STROMBERG *et al.* 1962; PAMPLIGIONE 1965; HALE u. HUGGINS 1980; OTTO, K. 1986]. GERIGK u. LYHS [1986] sowie SCHLENKER *et al.* [1993] zeigen am Schwein Zusammenhänge von Grundaktivität und Schlaf bzw. von direkter Nahrungsaufnahme zu EEG-Aktivitäten auf. RUCKEBUSCH [1972] konnte für das Schaf durch seine experimentelle Registrierung des EEG und weiterer elektrophysiologischer Parameter Aussagen zu intrauterinen Verhältnissen und der fetalen Schlaf-Wach-Rhythmik machen.

Unter Ausnutzung der Meßmöglichkeit der hirnelektrischen Aktivität sind auch Untersuchungen zur Analyse verschiedener *Betäubungsmethoden beim Schlachten* von Tieren durchgeführt worden. FRESEMANN [1975] konnte durch EEG- und EKG-Messungen die Bolzenschußbetäubung als geeignete Methode bei der Schlachtung von Schafen einordnen. GROSS [1976] verglich beim Rind die hirnelektrischen Aktivität nach Bolzenschußbetäubung gegenüber dem Schächten, als Form der rituellen Schlachtung in der Jüdischen Religion.

In der *veterinärmedizinischen Anästhesiologie* wird zur Erfassung des momentanen hirnelektrischen Status die Hirnstrommessung genutzt. Viele Veröffentlichungen zu medikamentenbedingten und/oder kreislaufregulatorischen Einflüssen in unterschiedlichen Narkosestadien verdeutlichen dies [SCHNEIDER *et al.* 1881; OTTO u. SHORT *et al.* 1991b].

Nicht nur die Narkosetiefenbestimmung [SCHNEIDER u. BOCKLISCH 1980] oder der Vergleich der Wirkung verschiedener Anästhetika, sondern auch die mit dem operativen Eingriff an sich verbundenen Schmerzen sind dabei von Interesse [OTTO *et al.* 1993; SHORT u. EKSTRÖM 1993; MILLER *et al.* 1995; OTTO *et al.* 1996].

## 2.3 Grundlagen der Elektroenzephalographie

### 2.3.1 Elektrophysiologische Grundlagen des EEG

Trotz zahlreicher neurophysiologischer Untersuchungen zu den Entstehungsmechanismen des EEG ist bis heute keine endgültige Antwort gegeben [RÖSSNER 1970a; ZSCHOCKE 1995].

Das Bestehen eines *Ruhemembranpotentials* zwischen Innen- und Außenseite einer Zellmembran bleibt für alle noch so verschiedenen EEG-Theorien eine Grundlage [SCHNEIDER et al. 1978]. Auch Nervenzellen sind wie alle lebenden Zellen von einer Zellmembran umgeben. Die spezifischen physiologischen Eigenschaften dieser Membranen kommen durch eingelagerte Proteine zustande. Transportproteine wie die Natrium-Kalium-Pumpe sorgen für ein stabiles Ionenmilieu und bedingen die negative Ladung im Zellinneren. Diese in Ruhe bestehende Potentialdifferenz beträgt ca. 70mV. Sie ist verglichen mit den als EEG ableitbaren Spannungsschwankungen im unteren  $\mu$ V-Bereich ausgesprochen hoch [RÖSSNER 1970a; EBE u. HOMMA 1994]. Bei Reizeinwirkung über den kritischen Schwellenwert steigt die Ionenpermeabilität für kurze Zeit sprunghaft an. Ein kurzes *Aktionspotential*, das der Signalfortleitung dient, ist die Folge. EEG-Pioniere wie ADRIAN u. MATTHEWS sahen den Ursprung der Aktivität der Ganglienzellen in der Summation von Aktionspotentialen synchron arbeitender Ganglienzellen. Mit dieser Synchronisationstheorie der Aktionspotentiale lassen sich aber die vergleichsweise langsamen Potentialschwankungen des EEG nicht erklären [RÖSSNER 1970a; CHRISTIAN 1982; ZSCHOCKE 1991a].

Heute lassen sich mit den *Synapsenpotentialen* als bioelektrischer Grundprozeß des ZNS viele Phänomene im physiologischen, pathologischen und auch im EEG unter Pharmakaeinfluß erklären [ZSCHOCKE 1991a]. Mittels Mikroelektroden wurden die Synapsen als Potentialgeneratoren in der Hirnrinde erkannt [LI u. JASPER 1953]. Nervenzellen bilden untereinander und mit anderen erregbaren Zellen elektrische und chemische Synapsen. *Chemische Synapsen*, als die höherentwickelten Kontakt- und Schaltstellen von Nervenzellen, spielen bei Säugetieren die entscheidende Rolle [SAJONSKI 1983]. Sie bewirken über Transmittersubstanzen Permeabilitätsänderungen an der subsynaptischen Membran. Die vorkommenden Transmittersubstanzen weisen zwischen vielen zoologischen Gruppen ein hohes Maß an Übereinstimmung in Struktur und Funktion auf. So finden sich in erregenden Synapsen bzw. den sie ausbildenden Neuronen vorrangig Azetylcholin und Serotonin, während  $\gamma$ -Aminobuttersäure bei vielen Arten als Transmitter hemmender Neuronen fungiert [DOMANN u. WITTE 1994; WIGGER 1994].

Im Gegensatz zu den kurzen Aktionspotentialen der Ganglienzellen verlaufen die postsynaptischen Potentiale deutlich träger. Sie unterliegen auch nicht dem „Alles-oder-Nichts-Gesetz“ [RÖSSNER 1970a; ZSCHOCKE 1991a]. Sie werden, je nach dem welche Potentialänderung hervorgerufen wird, bei einer Hyperpolarisation der Membran als inhibitorisches oder bei einer Depolarisation als exzitatorisches *postsynaptisches Potential* bezeichnet. Die durch diese Potentiale hervorgerufene Erregungsausbreitung erfolgt als Ionenverschiebung in den Spalten des Extrazellularraumes (EZR) [CASPER u. SPECKMANN 1970]. Obwohl der EZR nur in Form schmaler Spalten zwischen den Zellen besteht, macht er doch 5-15 % des Hirngewebes aus [MICHEL 1992; ZSCHOCKE 1995]. Ändert sich sein Anteil wie z.B. bei einem Hirnödem, kommt es zu einer enormen Änderung der elektrischen Ausbreitung im Gehirngewebe.

Die von einem Neuron ausgehende Potentialdifferenz nimmt allmählich ab und wird als *kortikales Feldpotential* bezeichnet [Li u. Jasper 1953; ZSCHOCKE 1991b]. LOPES DA SILVA konnte 1977 beim Hund eine Potentialumkehr zur Gehirnoberfläche in der 4. und 5. Schicht der Hirnrinde nachweisen [zit. n. RABENDING 1980], weshalb von einem *elektrischen Dipol* gesprochen wird. Ob die Wirkung kortikaler Feldpotentiale für die EEG-Entstehung ausreicht, hängt 1. entscheidend von der räumlichen Ausrichtung der Dipolfelder, 2. von der Anzahl gleichzeitig aktiver Synapsen und 3. von den unterschiedlichen Gewebswiderständen ab [CASPER u. SPECKMANN 1970]. Die großen (inneren) Pyramidenzellen, deren Zellkörper sich vorrangig in der 5. Schicht der Hirnrinde befinden, haben eine Ausrichtung ihrer Spitzendendriten nach oben [LI u. JASPER 1953; MICHEL 1992]. Sie verursachen daher senkrecht orientierte Dipole. Nach ZSCHOCKE [1991b] besitzen nur 1/3 aller Neuronen durch die Furchung der Hirnrinde diese senkrechte Ausrichtung. Nur sie sind maßgeblich an den Potentialschwankungen beteiligt, die als EEG von der Kopfoberfläche ableitbar sind.

Neben den bereits genannten bioelektrischen Grundprozessen verweist RÖSSNER [1970a] in seiner Veröffentlichung zu den elektrophysiologischen Grundlagen auch auf die *Gleichspannungskomponenten* als elektrisches Phänomen im ZNS. Sie treten vor allem bei einer Einwirkung von Sinnesreizen auf. Diese, auch als DC-Potentiale („direct current“ = Gleichstrom/ -spannung) bezeichneten Schwankungen, sind mit den für die Hirnstrommessung üblichen EEG-Geräten nicht zu erfassen. Zum einen würden sie eine ständige Übersteuerung der EEG-Verstärker verursachen. Zum anderen gibt es andere nichtneuronale Gleichspannungsquellen (z.B. Schweißdrüsen oder elektrodeneigene Potentialschwankungen), die zu einer Verfälschung der Hirnaktivität führen würden [ZABLOW u. GOLDSOHN 1969; STROSCHEN 1988].

Neben den eigentlichen Nervenzellen, die als einzige Zellart im ZNS elektrisch aktiv sind, können die auch *Gliazellen* Potentialschwankungen verursachen. Außer ihrer Ammenfunktion für die hochdifferenzierten Nervenzellen sind sie an der Regulation der extrazellulären Ionenkonzentration beteiligt [SAJONSKI 1983]. Die Form und Anordnung der Astrozyten, der in der Hirnrinde vorherrschenden Gliazellart, bedingen die geringe Wirkung als elektrischer Dipol auf die EEG-Entstehung [ZSCHOCKE 1991a]. So ist bis heute nicht vollends geklärt, ob und wenn ja welche Funktion Gliazellpotentiale an der Entstehung langsamer Wellen im EEG haben.

Ob die *Spontanrhythmen* im EEG alleinig auf die Hirnrindentätigkeit zurückzuführen sind, blieb lange Zeit offen [RÖSSNER 1970a]. Schon BERGER vermutete, daß der Thalamus für die Auslösung von EEG-Rhythmen bedeutsam ist [zit. n. CHRISTIAN 1982]. Untersuchungen an isolierten, noch vaskularisierten Kortexinseln zeigten, daß kurze Zellentladungen fortbestehen, aber eine rhythmische Aktivität nicht mehr nachweisbar war [CREUTZFELDT u. STRUCK 1962]. Dies zeigte, daß für die autonome rhythmische Aktivität im EEG Impulszuflüsse aus subkortikalen Strukturen notwendig sind. Vor allem die Kerngebiete des Thalamus geben die synchronisierenden afferenten Impulse. Über eine Vielzahl *thalamokortikaler Projektionsbahnen* erfolgt der Informationsaustausch. Die *spezifischen Projektionskerne des Thalamus*, die man entsprechend ihrer Funktion auch als Relaiskerne bezeichnet, kontrollieren den Signalfluß von den Sinnesorganen zur Hirnrinde. Die *unspezifischen Thalamuskern* erhalten zwar keinen Zufluß aus den Sinnessystemen, haben aber als Projektionssystem für die kortikale Aktivität eine entscheidende Funktion. Über zahlreiche Verbindungen stehen sie mit anderen subkortikalen Arealen in Kontakt. Vor allem die *Formatio reticularis* des Mittelhirn, als Zentrum der vegetativen Steuerung, nimmt so entscheidend Einfluß auf das EEG [CASPER u. SPECKMANN 1970]. Als gesichert gilt, daß die Spannungsquellen aller EEG-Rhythmen identisch sind und durch die genannten subkortikalen Afferenzen modifiziert werden [CHRISTIAN 1982; ZSCHOCKE 1991a].

### 2.3.2 Einteilung der EEG-Wellen

Ohne jetzt auf die charakteristischen EEG-Verläufe in den verschiedenen Bewußtseinszuständen einzugehen, stellt die Frequenz gegenüber der Spannungshöhe das entscheidende Einteilungskriterium dar [KUBICKI u. HÖLLER 1980; NIEBELING 1980].

Das Frequenzspektrum des EEG schwankt in erheblichem Maße, wobei stark vereinfachend als grundlegendes Prinzip mit zunehmender Frequenz eine zunehmende erhöhte Leistungsbereitschaft verbunden ist. Unter physiologischen Bedingungen findet man langsame Wellen bei Kindern und schlafenden Erwachsenen, etwas schnellere bei wachen und entspannten Erwachsenen und schnelle Frequenzen bei aufmerksamen, konzentrierten Erwachsenen. Das nicht nur beim Menschen sowohl jugendliches als auch Schlaf-EEG diesem Prinzip folgen, zeigen z.B. die Untersuchungen von PAMPILIONE [1965], FORSLID *et al.* [1986] und GERIGK u. LYHS [1986] fürs Schwein, von HALE u. HUGGINS [1980] und MYSINGER *et al.* [1985] fürs Pferd.

Zum Teil wird eine Unterscheidung zwischen dem *aktiven* EEG, mit vergleichsweise niedriger Amplitude und hoher Frequenz, und dem *passiven* EEG gemacht. Für das passive, meist als synchronisiertes EEG bezeichnet, sind hohe Amplituden bei zunehmend niedriger Frequenz typisch [RÖSSNER 1970a; EBE u. HOMMA 1994]. Das aktive EEG ordnet RÖSSNER entsprechend der vegetativen Reaktionslage des Organismus der ergotrop-dynamischen Phase zu. Es ist im Wachzustand mit Aufmerksamkeit und gerichteter Denktätigkeit zu registrieren. Das passive Kurvenbild gehört dann andererseits zur trophotropen Phase.

Die *Einteilung bestimmter Frequenzen in zusammengefaßte Banden* fußt im wesentlichen auf klinischen Beobachtungen [KUBICKI 1980]. BERGER's Reizversuche führten zur Trennung in ein  $\alpha$ - (ca. 8-13Hz) und  $\beta$ -Band (ca.13-30Hz) [HERRMANN *et al.* 1980]. Die Bezeichnung der Banden mit griechischen Buchstaben geht auch auf BERGER zurück [NIEBELING 1968], wobei die alphabetische Zuordnung nicht mit steigender Frequenz sondern nach der Reihenfolge der Entdeckung erfolgte. Als  $\gamma$ -Bereich wurde der jenseits von  $\beta$  gelegene benannt. Vielfach wird er dem klinischen Bereich nicht mehr zugeordnet oder aber als oberster  $\beta$ -Anteil angesehen, da sich für ihn keine eigene Funktionszuordnung ergab. Die von WALTER 1936 beschriebenen Zusammenhänge von langsamen Herdveränderungen bei Hirntumoren brachten eine Abgrenzung des  $\delta$ -Bandes ca. 1-3,5Hz [zit. n. HERRMANN *et al.* 1980]. Die Wellen von ca. 3-8Hz wurden vorerst als Zwischenwellen bezeichnet. Erst später, da man sie mit dem *Thalamus* in Verbindung brachte, wurde dieser Bereich mit dem griechischen *Theta* ( $\theta$ ) betitelt [HERRMANN *et al.* 1980].

Die Bandgrenzen sind heute in den verschiedenen EEG-Schulen etwas voneinander abweichend festgesteckt, was vor allem bei quantitativen Vergleichen beachtet werden muß [SCHWILDEN u. STOECKEL 1980]. Um in der Veterinärmedizin eine Zusammenarbeit mit

Spezialisten des Humanbereiches zu ermöglichen, sind die Bandgrenzen und ihre Bezeichnung in der Regel auch für die Tiere übernommen worden [KLEMM u. HALL 1974; OTTO *et al.* 1994].

### 2.3.3 Entspannter Wachzustand und Grundrhythmus des Menschen

KUBICKI [1980] stellte sich kritisch der Frage, ob die Grenzen richtig abgesteckt sind, d.h. ob Übereinstimmungen mit neurophysiologischen Grundlagen gegeben sind. Er gibt ausdrücklich zu bedenken, daß ähnliche Muster unter ganz bestimmten Bedingungen, meist auch mit entsprechender Lokalisation, auftreten und eine alleinige Frequenzbetrachtung keine Funktionszuordnung geben kann. Zu den  $\alpha$ -Wellen schreibt er: „In umschriebenen Arealen scheint das Band jedoch geschlossen, wenn auch individuell mit etwas unterschiedlicher Frequenz, für einen einheitlichen, definierbaren Zustand zu stehen, nämlich die entspannte Wachheit“.

Um eine Vergleichbarkeit der Kurvenverläufe zu erreichen, stellt der *entspannte Wachzustand* bei der EEG-Ableitung vor allem für neurologische und auch psychiatrische Fragestellungen eine wichtige Voraussetzung dar. Er ist an die Reduzierung sensorischer Einflüsse und die psychische als auch körperliche Entspanntheit bei gleichzeitiger Aufrechterhaltung der Vigilanz gebunden [KUGLER 1984; ZSCHOCKE 1995]. Das HEXAL LEXIKON - Neurologie [1995] definiert Vigilanz: „als Bereitschaft zur Zuwendung und Aufmerksamkeit“ und nennt als Synonyma - Bewußtseinsshelligkeit und Wachheitsgrad. KUGLER [1984] betont, daß der feinste und am besten geeignete Indikator der Vigilanz zweifellos das EEG ist. Die psychologischen Vigilanztests bieten nicht die Möglichkeit, Vigilanzschwankungen so kontinuierlich zu dokumentieren.

Wenn auch bisher wenig genutzt, wird von der DT EEG-GESELL [BÄTZ *et al.* 1985] in der Richtlinie zur Beschreibung und Beurteilung des EEG der Begriff der *Grundtätigkeit* geprägt. Darunter wird *jede kontinuierliche EEG-Tätigkeit* verstanden. Von ihr können sich hinzutretende *normale und abnorme EEG-Wellen abheben*. Dagegen erfaßt der Grundrhythmus die vorrangig über der hinteren Schädelregion auftretende regelmäßige hirnelektrische Aktivität. Der  $\alpha$ -Rhythmus wird bei den meisten Menschen (86%) als Spontanaktivität im Ruhezustand ermittelt [KUBICKI u. HÖLLER 1980]. Das Auftreten dieses *Grund- oder Ruherhythmus* soll an den Gesichtssinn gebunden sein. Richtigerweise ist er aber

bei geschlossenen Augen im Bereich des visuellen Kortex zu registrieren. Obwohl beträchtliche interindividuelle Unterschiede gefunden werden, erweist sich das EEG nach seiner Ausreifung als erstaunlich *stabiles individuelles Merkmal*. Die Frage nach der genetischen Determinierung bestimmter EEG-Merkmale konnte vor allem durch Untersuchungen an eineiigen Zwillingen beleuchtet werden. VOGEL [1986] konnte für das sogenannte Niederspannungs-EEG einen einfach autosomal-dominanten Erbgang aufzeigen. Er schreibt weiter, daß auch die unterschiedliche Geschwindigkeit bei der *Hirnreifung* wegen der großen Ähnlichkeit bei eineiigen Zwillingen eine genetische Grundlage zu haben scheint. Durch die Individualität des EEG angetan, entstanden viele Veröffentlichungen mit dem Ziel, Zusammenhänge zwischen Alpha-Aktivität und geistigen Vorgängen zu finden. GASTAUT [1974] gibt in seinem Artikel einen Überblick über die Widersprüchlichkeit der Ergebnisse. Er kommt zu dem Schluß, daß der Alpha-Rhythmus lediglich ein allgemeines Nebenprodukt der Rindenfunktion darstellt, das alle Tierarten, besonders aber die Primaten gemeinsam haben. ZSCHOCKE [1995] interpretiert den  $\alpha$ -Grundrhythmus als wesentliches bioelektrisches Merkmal dafür, daß er sich nach Augenschluß als spezieller neuronaler Mechanismus manifestiert, der zur weiteren Aufrechterhaltung der Vigilanz dient. Der On-Off-Effekt (auch BERGER-Effekt genannt), der durch gezielte An- und Abschaltung visueller Einflüsse, d.h. durch kurzzeitige Augenöffnung erzeugt wird, ist in der klinischen Diagnostik zu einem wichtigen Beurteilungskriterium geworden. Die optische Reizeinwirkung führt zu einer sogenannten *Desynchronisierung*. Worunter richtigerweise eigentlich mehr die Abflachung und Beschleunigung der Hirnrindenaktivität zu verstehen ist [KUBICKI u. HÖLLER 1980].

An dieser Stelle sei auch auf die *Provokationsmethoden* in der humanen EEG-Diagnostik hingewiesen. So kann z.B. mit Hyperventilation und auch Photostimulation versucht werden, durch eine veränderte Sauerstoffzufuhr des Gehirns als auch durch die frequente Lichtreizung eine diagnostisch verwertbare Änderung der hirnelektrischen Aktivität zu provozieren.

#### 2.3.4 Zur Ableitung hirnelektrischer Aktivität

##### 2.3.4.1 Funktionsprinzip eines EEG-Gerätes

Zur Registrierung der bioelektrischen Aktivität des Gehirns ist ein Elektroenzephalograph notwendig. Dieser in der Praxis nur als EEG-Gerät bezeichnete Komplex ermöglicht, die auf

der Kopfoberfläche im unteren  $\mu\text{V}$ -Bereich [RÖSSNER 1970a; EBE u. HOMMA 1994] liegenden Spannungsänderungen aufzuzeichnen.

Über *Elektroden* wird eine leitfähige Verbindung zwischen dem Patienten und der Ableittechnik ermöglicht [MÜHLAU 1990]. Das EEG-Signal muß für die Funktionstüchtigkeit üblicher Registriergeräte auf Spannungen gebracht werden, die in der Größenordnung von ca. 1 Volt liegen [NIEBELING 1980]. Ohne eine Zwischenschaltung von meist mehreren *Verstärkern* ist dies nicht möglich. Da es auf der Schädeloberfläche keinen potentialfreien und damit neutralen Bezugspunkt gibt, kann ein Elektroenzephalograph immer nur die Differenz zweier Ableitelektroden erfassen und verstärken. Weiterhin geht es darum, äußere Störfaktoren durch technische Möglichkeiten, wie beispielsweise durch Differenzverstärker [MÜHLAU 1990] zu eliminieren. Die Anwendung dieser speziellen Verstärker ermöglicht es eine, z.B. auf beiden Elektroden eines Meßkanals nahezu identisch vorkommende Störung größtenteils zu beseitigen. Eine derartige Störquelle ist die „50Hz-Brummspannung“ des Wechselstromnetzes. Um weitere Reststörungen beseitigen zu können, müssen *Filter* zur gezielten Eingrenzung des Frequenzganges von Verstärkern [EBE u. HOMMA 1994] zur Verfügung stehen. Die gemessenen und verstärkten EEG-Signale können direkt auf *Papier* übertragen werden oder auf verschiedenen *Speichermedien* gespeichert werden.

#### 2.3.4.2 Elektrodeneinteilung und Elektrodenübergangswiderstand

Elektroden sind bei der Registrierung der bioelektrischen Hirnsignale die entscheidende Schnittstelle zwischen dem Patienten und dem Elektroenzephalographen.

Die Qualität der Elektroden, d.h. die *Elektrodeneigenschaften* sind für eine einwandfreie Darstellung der elektrischen Potentiale entscheidend [ZABLOW u. GOLDSOHN 1969]. Im Körpergewebe erfolgt ein Ladungstransport durch Ionen, der ab der Elektrode erst als elektrischer Strom weitergeführt wird. COOPER *et al.* [1984] sprechen von der Umwandlung eines Ionenstromes in einen Elektrodenstrom.

Die Metall-Flüssigkeits-Verbindung stellt eine *elektrische Doppelschicht* dar, an der sich eine elektrische Potentialdifferenz aufbaut. Die Elektrodenpotentiale, die um ein Vielfaches höher als die Amplituden der EEG-Wellen liegen, können unter zwei Voraussetzungen zur Ableitung genutzt werden. Die erste Forderung, daß die Elektroden aus dem gleichen Material bestehen sollen, ist relativ leicht zu realisieren. Schwieriger gestaltet sich die zweite

Forderung, ein stabiles Elektrodenpotential zu gewährleisten. Die elektrische Doppelschicht, die bei reinen Metallen durch Austreten von Metallionen in die umgebende, dissoziierte Elektrolytlösung aufgebaut wird, schwankt im Rhythmus der EEG-Wellen. Auch wenn ein konstanter Sitz der Elektroden besteht, beeinflußt diese variable *Polarisierung* der Elektroden die Frequenzen im EEG. Der Stromfluß vorwiegend niederfrequenter Ströme wird behindert, d.h. es kommt in starkem Maße zur Verzerrung des bioelektrischen Signals [COOPER *et al.* 1984]. Diese polarisierbaren Elektroden haben aber den großen Vorteil, eine ausgesprochene Gewebeverträglichkeit zu besitzen und sind somit für Tiefenableitungen aus dem Gehirn von Bedeutung.

Dagegen bestehen *nichtpolarisierbare Elektroden* aus einem reaktionsfähigen Metall, daß einen elektrolytischen Überzug aus seinem ungelösten Metallsalz besitzt. Vor allem durch Chlorierung des Metalls sind ausreichend (Chlorid)-Ionen an der Metallgrenze vorhanden. Bei Verwendung physiologischer Kochsalzlösung als entsprechende Elektrolytlösung sind somit stabile Ionenverhältnisse zum Aufbau der elektrischen Doppelschicht gegeben. Die Ag/AgCl-Elektrode wird wegen der weitgehenden Frequenzunabhängigkeit seit langem routinemäßig in der Elektroenzephalographie genutzt [COOPER *et al.* 1984; HECTOR 1979].

Abgesehen von den dargelegten Elektrodeneigenschaften ist eine Einteilung der Elektroden unter verschiedenen Gesichtspunkten zu machen:

- Nach dem *Verwendungszweck*

sind Reiz-, Koagulations- und Registrierelektroden zu unterscheiden [WEBER 1975], wobei zur Erfassung der hirnelektrischen Aktivität nur die *Registrierelektroden* bedeutsam sind.

- Nach *Elektrodengröße*

Für Messungen elektrischer Vorgänge auf Zellebene, die vorrangig zur Aufklärung der Entstehungsmechanismen des EEG durchgeführt werden, kommen sogenannte *Mikroelektroden* zu Anwendung. Die nachfolgenden weiteren Unterteilungen betreffen aber nur die *Makroelektroden*, mit deren Hilfe die Summe elektrischer Veränderungen einer Vielzahl von Nervenzellen (ca. 10-50 Millionen) erfaßt werden [RÖSSNER 1970a].

- Nach dem *Ort* der Messung

Intrazerebrale bzw. kortikale Ableitungen sind dabei ohne Frage als *invasive Methoden* einzuordnen. Bei den Elektroden zur Oberflächenableitung müssen Nadelelektroden zumindest für Untersuchungen im Wachzustand als *semiinvasiv* eingeordnet werden.

Es sind dabei folgende Elektrodentypen aufzuführen.

1. *intraazerebrale* Ableitelektroden,

die mittels stereotaktischer Atlanten und entsprechender Zielgeräte exakt in bestimmten Kerngebieten plaziert werden [RÖSSNER 1970a]. Dabei ist die oben schon erwähnte Gewebeverträglichkeit bei der Materialauswahl entscheidend [GRABOW *et al.* 1969].

2. *kortikale* Elektroden

zur Ermittlung des Elektrokortikogramms (ECoG). Hierzu werden vorrangig Schrauben als Einzelelektroden oder spezielle Elektrodeneinheiten, Spider genannt, operativ in den Schädelknochen implantiert. Ziel ist zum einem dabei eine Ausschaltung der Signalbeeinflussung durch Muskelaktivitäten und zum anderen eine durch die Knochen- und Hautwiderstände bedingte Signalabschwächung zu vermeiden [GARNER *et al.* 1972; ZWIENER *et al.* 1983]. Vielfach bleiben die Elektrodenspitzen in den Hirnhäuten bzw. im Extraduralraum, um die Kortexoberfläche durch Traumatisierung und Blutungen nicht zu verletzen [WEBER 1975]. Korrekt bezeichnet wird damit das Elektrodurogramm abgeleitet.

3. *Oberflächenelektroden* zur Registrierung von der äußeren Haut

In der Humanmedizin und auch in der klinischen Diagnostik der Veterinärmedizin ist dies die Methode der Wahl, weil sie schnell und ohne größere Manipulation durchgeführt werden kann [WEBER 1975]. Für den Begriff der Oberflächenelektroden wird oft das Synonym Haut- bzw. Skalpelektroden verwandt. Manchmal kann das etwas unübersichtlich wirken, weil einige Autoren die Nadelelektroden dann mit einbeziehen [ZSCHOCKE 1995; POSPIESZNY 1996]. POSPIESZNY [1996] unterteilt in seiner vergleichenden Arbeit über den Einfluß unterschiedlicher Elektrodenarten auf das EEG-Signal beim Schwein die Hautelektroden in Elektroden zur *epidermalen* (d.h. auf der Haut aufliegenden) und zur *subkutanen* Ableitung. NIEBELING [1980] und auch EBE u. HOMMA [1994] dagegen führen die Nadelelektroden neben Elektroden zur Ableitung von der intakten Kopfoberfläche gesondert an.

In der Humanmedizin werden seit langem auf der Kopfhaut aufliegende Elektroden standardmäßig genutzt. NIEBELING [1980] betont außerdem, daß durch das Einstechen der Nadelelektroden das EEG nicht mehr den vollen Wert als schmerzloses diagnostisches Hilfsmittel besäße. Die Ergebnisse der Vergleichsuntersuchungen von POSPIESZNY [1996] haben auch für juvenile und adulte Hausschweine gezeigt, daß keine signifikanten Unterschiede in Frequenz und Amplitude der von ihm verwendeten Ag/Ag-Cl-Hautelektroden zu Nadelelektroden bestehen. Dagegen konnte er mit implantierten Elektroden höhere Spannungswerte erzielen. Er stellt dabei heraus, daß für Kurzzeitableitungen, die auch bei der Ableitung von der Kopfhaut ermittelte Frequenztreue die hohen Aufwendungen invasiver Methoden nicht rechtfertigen.

- Nach der *Elektrodenform*

Sie richtet sich vor allem bei der Ableitung von der intakten Hautoberfläche nach den möglichen Befestigungsvarianten [NIEBELING 1980]. Eine einfache Handhabung zur exakten Positionierung, der möglichst störungsfreie Sitz und ein ausreichender Übergangswiderstand sind die entscheidenden Kriterien [HECTOR 1979]. Bei den in der Humanmedizin gebräuchlichen Elektrodenhauben kommen zumeist Pilz-, Dreifuß oder Z-Elektroden zum Einsatz. Als spezielle Elektroden werden Klemmelektroden für die Ohren verwendet. Die meist becherförmigen Klebeelektroden werden relativ aufwendig durch Kollodium oder klebende Elektrodenpaste fixiert.

Der *Elektrodenübergangswiderstand*, der an der Grenze von Elektrode zur Haut besteht, muß, egal welche Elektrodenform bzw. Befestigung gewählt wird, auf geringe Werte gebracht werden. Er setzt sich komplex aus ohmschen und kapazitiven Widerständen zusammen und wird in der Elektroenzephalographie meist als *Elektrodenimpedanz* bezeichnet.

Nach Entfettung und Reinigung des entsprechenden Hautbereiches reicht oft ein mit physiologischer Kochsalzlösung getränkter Stoffüberzug der Elektroden zur Ausbildung der zur Übertragung notwendigen elektrischen Doppelschicht aus. Durch spezielle Elektrodenpasten, die in der Regel aus einem Gemisch von Bentonitpulver, Glycerin und physiologischer Kochsalzlösung bestehen, ist die Leitfähigkeit und meist auch die Anhaftung deutlich zu verbessern [COOPER *et al.* 1984]. Hohe und ungleiche Werte verursachen sonst eine Verzerrung des Signals [ZABLOW u. GOLDSOHN 1969] bzw. verhindern, daß die Verstärkersysteme mit ihrer Gleichtaktunterdrückung externe Störsignale, wie die 50Hz Wechselspannung, ausschalten können.

#### 2.3.4.3 Elektrodenverschaltung und Ableitprogramme

Für die praktische Anwendung ergeben sich prinzipiell 2 Möglichkeiten der Elektrodenverschaltung.

Bei der *bipolaren* Ableitung erfolgt der Spannungsabgriff zwischen 2 differenten Elektroden, d.h. beide Elektroden befinden sich über je einer interessierenden Signalquelle. Eine definierte Elektrodenposition bei gleichem Elektrodenabstand ist eine entscheidende Voraussetzung für eine bipolar Verschaltung benachbarter Elektroden [SCHEULER 1982a]. Durch die oft in Form von Längs- und Querreihen angeordneten bipolaren Verschaltungen läßt sich - durch das

Phänomen der Potentialumkehr - ein Herd bei begrenzter EEG-Aktivität gut lokalisieren [BÄTZ 1980]. Weiterhin lassen sich durch den relativ engen Abstand in bipolaren Ableitungen auf beide Elektroden annähernd gleich einwirkende Störquellen gut unterdrücken. Gleiches geschieht aber auch mit identisch auftretender hirnelektrischer Aktivität, weshalb die Spannungshöhe in bipolaren Ableitungen niedriger erscheint [SCHEULER 1982a].

Bei der *Referenzableitung*, die oft fälschlicherweise als unipolar betitelt wird [ZSCHOCKE 1995], erfolgt die Verschaltung einer Bezugselektrode gegen die eigentlichen Meßelektroden. Diese indifferente Elektrode soll einerseits möglichst weit von der Signalquelle entfernt sein, darf aber andererseits nicht von bioelektrischer Aktivität anderer Organe beeinflusst sein [SCHEULER 1982a]. Als potentialarme Areale gelten beim Menschen die Ohren, Kinn und Nase und sind somit als natürliche Referenzpunkte geeignet [RÖSSNER 1970a]. Prinzipiell lassen sich in referentieller Darstellung Aussagen über die Verteilung ausgedehnter Aktivitäten besser treffen. Sie ist deshalb Voraussetzung für die Bestimmung des Grundrhythmus sowie bei generalisierten Allgemeinveränderungen [SCHEULER 1982b].

Als eine spezielle Referenzverschaltung ist die Verschaltung gegen den *Vertex* zu erwähnen, die bei modernen Geräten auch im nachhinein erfolgen kann und im internationalen 10-20-System der Humanmedizin meist gegen die Cz-Elektrode geschaltet wird. Der große Nachteil der Referenzverschaltung, bei Artefakten unter der Bezugselektrode eine Beeinflussung aller Kanäle zu haben, läßt sich gezielt mit einem technischen Trick minimieren. Hierbei werden durch Kopplung über Widerstände alle genutzten Elektroden künstlich zu einer technischen Referenz gleichgeschaltet. Diese *Durchschnittsreferenz*, auch nach ihren Begründern als GOLDMANN-OFFER-Ableitung bezeichnet, kann aber durch auftretende Kunstprodukte eine topische Zuordnung von Aktivitätsmustern verschlechtern [SCHEULER 1982a].

Als letzte Ableitungsart sei noch die *Quellenableitung* angeführt. Sie entspricht mehr einer bipolaren Verschaltung, wobei nicht nur gegen eine Elektrode verschaltet wird, sondern mit Hilfe eines eingeschalteten Rechenverfahrens werden alle um die jeweilige Elektrode herum platzierten Nachbar Elektroden zur Referenzbildung genutzt. Ziel dieser Verschaltung ist es, lokale Potentiale noch stärker hervorzuheben [SCHEULER 1982a; BÄTZ 1985].

Ohne auf die einzelnen Ableitprogramme der Humanmedizin einzugehen, sollen nur die allgemeinen Grundsätze angeführt werden [SCHEULER 1982b]:

1. *Elektrodenanordnung am Kopf nach einem festen Koordinatensystem*, das auf Grund eindeutiger Definition eine verlässliche Reproduzierbarkeit gegeben ist
  - das *internationale 10-20-System* mit seinen 19 Elektroden sollte allgemeine Arbeitsgrundlage sein [SCHEULER 1982a; PASTELAK-PRICE 1983],
2. Einfacher, übersichtlicher Programmaufbau
  - z.B. -konstante Anordnung der Kanäle im links-rechts Wechsel
  - geradlinige Verschaltung der bipolaren Reihen von vorn nach hinten bzw. von links nach rechts,
3. Verwendung von sowohl Referenz- als auch bipolaren Registriermethoden,
4. Berücksichtigung allgemeiner topographischer Aspekte,
5. Berücksichtigung von Möglichkeiten, auch andere Signale zur direkten Abgrenzung von Artefakteinflüssen zu registrieren,
6. ausreichende Registrierdauer mit jedem Ableiteprogramm.

Einige Angaben sind bezüglich der neuen digitalen EEG-Geräte etwas verändert, da Aufzeichnungs- und Wiedergabeparameter jeweils getrennt betrachtet werden müssen [HINRICHS 1995] s. auch im Abschnitt 3.2.1 .

## 2.4 Biologische und technische Artefakte

In der Elektroenzephalographie werden alle Überlagerungen hirnelektrischer Aktivität durch Spannungsschwankungen nichtzerebralen Ursprungs als Artefakt verstanden [SAUNDERS 1984; BÄTZ 1985]. Ihre Erkennung und ursächliche Zuordnung ist genauso wichtig wie die Kenntnis über die hirnelektrische Aktivität selbst, denn gerade unterschwelliger Artefakteinfluß kann echte EEG-Aktivitäten vortäuschen. Umgekehrt sind sonderbare Potentialmuster nicht zwangsläufig als Artefakte zu betiteln [SAUNDERS 1984]. Auch wenn HECTOR [1979] Artefakte als „schlimmsten Feind“ der EEG-Assistentin bezeichnet, können sie diagnostisch relevant und zu einem wichtigen Zusatzbefund werden. Vor allem durch polygraphische Registrierung anderer körpereigener Quellen bioelektrischer Aktivität läßt sich die Abgrenzung von der EEG-Aktivität realisieren. Dementsprechend lassen sich zur Systematik die zahlreichen möglichen Artefakte in biologische und technische Artefakte unterteilen [ZSCHOCKE 1995].

Die *biologischen* Artefakte, auch als *patientenbedingte* Artefakte bezeichnet, können in einer großen Formenvielfalt auftreten und erfordern viel Erfahrung bei der Ableitung und der entsprechenden Verhaltensprotokollierung:

- *Augenartefakte*, die richtiger als Augenbewegungs- und Lidschlagartefakte zu bezeichnen sind, führen durch räumliche Drehung des *korneoretinalen Dipols*, als eigenständiger Potentialgenerator, zu vielfältigen Erscheinungsbildern. So bezeichnet HECTOR [1979] sie als „Chamäleon“ unter den Artefakten, die den verschiedenen normalen und pathologischen EEG-Mustern ähneln können. Eine gute Zuordnung dieser Artefakte ist durch die synchrone Registrierung des horizontalen und vertikalen EOG oder durch piezoelektrischen Bewegungsfühler möglich [KUBICKI u. HÖLLER 1986].
- *EKG-Artefakte* sind durch ihre periodische Wiederkehr vornehmlich des QRS-Komplexes relativ leicht zu erkennen. Im Zusammenhang mit der Herztätigkeit sind auch die rhythmischen *Pulsartefakte* zu nennen, die mechanisch durch Bewegung der Elektrode über einer pulsierenden Arterie bedingt sind.
- *Muskelartefakte*: Elektrische Muskelentladungen gehören zu den häufigsten Artefakten in der EEG-Ableitung und gehen von jenen Muskeln aus, die nahe den Elektroden an der Schädelkalotte ansetzen [ZSCHOCKE 1995]. Sie können sowohl als kontinuierliche Potentiale mit hoher Amplitude auftreten, die die EEG-Ableitung unbrauchbar machen, als auch in Form einzelner sporadischer Muskelzuckungen kortikale Spitzenpotentiale vortäuschen. Mangelhafte Entspannung oder ungeeignete Patientenhaltung gelten als häufigste Ursache. Bei Erkrankungen, die mit Hyperinnervation einhergehen, können die eigentlichen Artefakte diagnostisch wertvoll sein.
- Sogenannte *Bewegungsartefakte*, durch Kopf- oder Körperbewegungen hervorgerufen, stellen Wackelartefakte an der Elektrode bzw. am Elektrodenkabel dar, wodurch die Vorgänge an der elektrischen Doppelschicht kurzzeitig beeinflusst werden. Die atmungsabhängigen und zum Teil tremorabhängigen Artefakte sind auch hierzu einzuordnen.
- Durch *Zungen-, Kau- oder Schlucktätigkeit* hervorgerufene Artefakte stellen meist ein Gemisch aus Muskel- und Bewegungsartefakten dar und sind durch ihr starkes Herausragen aus dem Grundmuster und die Verhaltensbeobachtung relativ gut einzugrenzen.
- *Haut- und Schwitzartefakte* können auch ohne sichtbares Schwitzen durch Änderungen des elektrischen Hautwiderstandes träge und mitunter sehr hohe Potentialschwankungen verursachen [Stroschein 1988].

*Technische Artefakte* sind durch Mängel der Elektroden oder im apparativen Bereich bzw. durch Fremdeinwirkungen bedingt und fast vollständig durch geeignete Abschirmung und verstärkertechnische Hilfsmittel zu unterdrücken.

Beispielhaft seien nachfolgend genannt:

- Elektrodenartefakte - primär: Defekt der Elektrode  
- sekundär: Mitbewegung der Ableitelektrode
- Elektromagnetische Störungen (50Hz-Wechselstromstörung, Hochfrequenzstörungen)
- Elektrostatische Störungen
- Störungen und Defekte im EEG-Gerät

## 2.5 EEG-relevante Aspekte zur Anatomie des Pferdekopfes

Das Pferd, mit seinen mächtigen Mahlzähnen zu den Herbivora zählend, besitzt entgegen dem Menschen einen deutlich größeren Gesichts- als *Hirnschädel* [BERG 1992]. Dem absoluten Gehirngewicht beim Menschen mit ca. 1500g stehen beim Pferd ca. 600g [KOCH 1993] bzw. 600-680g [SEIFERLE 1992] gegenüber. Das relativ kleine Pferdegehirn liegt in der Schädelhöhle und wird zum Teil vom Sinus frontalis bzw. von der seitlich ansetzenden Temporal- bzw. Ohrmuskulatur bedeckt [BERG 1992]. Das knöcherne Hirnzelt (Tentorium cerebelli osseum) teilt deutlich den kaudalen Anteil für das Kleinhirn ab. Die an der Crista sagittalis interna ansetzende Duraduplikatur unterteilt als Hirnsichel (Falx cerebri) die beiden Großhirnhälften. Seitlich wird die Schädelhöhle durch Jochbeinbogen, Kiefergelenk und die kräftige Kaumuskulatur völlig verdeckt [BERG 1992]. SEIFERLE [1992] schreibt zu den Lageverhältnissen des Gehirns zum Schädeldach, daß abgesehen von der Katze und den kurzköpfigen Hunden bei keinem unserer Haustiere die anatomischen Voraussetzungen für hirnchirurgische oder -experimentelle Eingriffe so günstig wie beim Menschen vorliegen. Ebenso wird betont, daß bei den Huftieren der Frontalpol des Gehirns in der Praxis oftmals zu weit rostral vermutet wird.

Das Pferd als phylogenetisch höherentwickeltes Säugetier besitzt einen dem Menschen entsprechenden *Gehirnaufbau* [SEIFERLE 1957; SEIFERLE 1992], jedoch bestehen bezüglich der Oberflächengestaltung der Großhirnrinde deutliche Unterschiede. Durch Ausgüsse fossiler Pferdeschädel konnte aufgezeigt werden, daß beim Pferd die als Bogenwindung bezeichnete Form schon seit dem mittleren Tertiär besteht [SANIDES 1972]. Die für die höheren Primaten

hinzukommende deutlich ausgeprägte Querfurchung besteht nicht. Zur Orientierung der Elektrodenpositionierung fehlen somit die in der humanen EEG-Messung zur Bezeichnung der kortikalen Lokalisation genutzten querverlaufenden Gyri bzw. Sulci [PASTELAK-PRICE 1983]. Beispielhaft sei nur der Sulcus centralis beim Menschen angeführt, der eine Unterteilung in die klassische motorische bzw. die sensible Repräsentation in Form der bekannten „Homunculi“ vor bzw. hinter der Zentralfurche vornimmt [SANIDES 1972].

Der Grundbauplan der Hirnrindfelder ist bei Mensch und Tier der gleiche, so daß die zytoarchitektonische Anordnung der aus 6 Schichten bestehenden *Hirnrinde* [MICHEL 1992; SEIFERLE 1992] als einheitliche Grundlage zu den Entstehungsmechanismen hirnelektrischer Aktivität wie im Abschnitt 2.3.1 beschrieben nie fraglich war [ZSCHOCKE 1991b].

## 2.6 Visuelle und rechnergestützte Auswertung

Auf die konventionell *visuelle* EEG-Auswertung, die sehr viel Erfahrung des Untersuchers erfordert, kann auch in der heutigen technisierten und automatisierten Zeit nicht verzichtet werden. Viele kleine Einzelheiten, angefangen von der schwierigen Erkennung geringgradiger Artefakte, über die Abgrenzung physiologischer Vigilanzschwankungen von krankhaften Schwankungen der Bewußtseinslage bis zu Schlußfolgerungen über die Lokalisation bei herdförmigen EEG-Veränderungen aus unterschiedlichen Elektrodenverschaltungen, sind unweigerlich mit einer soliden visuellen EEG-Auswertung verbunden. Ohne die Kenntnis und Erfahrung im Umgang mit Meßschablone und weiteren einfachen Hilfsmitteln ist eine objektive Beschreibung und Klassifizierung der hirnelektrischen Aktivität nicht möglich. Die von der DT EEG-GESELL in den Richtlinien zur Ausbildung auf dem Gebiet der klinischen Elektroenzephalographie erlassenen Mindestanforderungen verdeutlichen dies ausdrücklich. Zur Auswertung und Befundung elektroenzephalographischer Untersuchungen sei auf die entsprechenden Abschnitte in den Standardwerken zur Klinischen Elektroenzephalographie z.B. NIEBELING [1980]; ZSCHOCKE [1995] sowie die Richtlinien der DT EEG-GESELL zur Beschreibung und Beurteilung des EEG verwiesen [BÄTZ *et al.* 1985]. Die Grundprinzipien der Analyse, die Betrachtung der Frequenzen, Amplituden und zeitlichen und räumlichen Verhältnisse, wurden aus Gründen des verständlichen Zusammenhanges schon im Abschnitt 2.3.2 aufgezeigt.

Die *rechnergestützte* EEG-Analyse fußt vor allem auf spektralanalytischen Verfahren, die auch in anderen naturwissenschaftlichen und technischen Disziplinen zur Anwendung

kommen. Voraussetzung dafür ist, daß die eigentlich kontinuierlich gemessenen EEG-Signale zu diskreten Zeitpunkten abgegriffenen und in eine Folge von Spannungswerten überführt werden, weshalb man von der *Analog-Digital-Wandlung* spricht [HINRICHS 1995; ZSCHOCKE 1995]. Die so ermittelten Zahlenwerte können aber nur dann fehlerfrei einer Spektralanalyse unterzogen werden, wenn die *Abtastrate* größer als die sogenannte Nyquist-Frequenz ist. Die Abtastrate muß also mindestens über dem Doppelten der höchsten im Signal vorkommenden Frequenz gewählt werden [HINRICHS 1995].

Die *Fourier-Transformation* als eine Spektralanalyse beruht darauf, daß das Produkt zweier Sinus- bzw. Cosinusfunktionen gleicher Frequenz einen endlichen Mittelwert hat, während bei verschiedener Frequenz der Mittelwert Null ist. Der Algorithmus der Fast-Fourier-Transformation (FFT) läßt sich hervorragend zur routinemäßigen Analyse der im EEG enthaltenen Frequenzanteile einsetzen [OTTO *et al.* 1994]. Im Regelfall bestimmt man das Leistungsspektrum für den ausgewählten EEG-Abschnitt. Der große Vorteil der Powerwerte in den einzelnen Frequenzbanden gegenüber den Amplitudenwerten, die in der visuellen Auswertung betrachtet werden, ist ihr additiver Charakter [COOPER *et al.* 1984]. Durch Wurzelziehung aus den Powerwerten des jeweiligen Frequenzbandes erhält man den entsprechenden mittleren Amplitudenwert, der auch als Magnitude bezeichnet wird.

Spektralanalytische Methoden sind aber nur mit Einschränkungen auf die EEG-Analyse anwendbar, da das EEG das Kriterium der strengen Periodizität nicht erfüllt und da nicht belegt ist, daß es durch Summation von sinusförmigen Potentialverläufen generiert wird [RÖSSNER 1970a; HERMES 1993]. Das EEG entspricht einer stochastischen Zeitreihe, bei der sich die aufeinanderfolgenden Epochen ähneln aber nicht identisch sind. Die Fourier-Transformation kann dann zur EEG-Analyse genutzt werden, wenn man unterstellt, daß sich die ausgewählte Epoche periodisch unendlich oft wiederholt [HERMES 1993]. Dabei ist die Länge der ausgewählten Epoche entscheidend für das errechnete Frequenzspektrum. Es werden immer nur diskrete Frequenzkomponenten bestimmt, die ein Vielfaches der Grundwelle (unteren Grenzfrequenz) sind [LEVY 1987].

Vielfach werden die so ermittelten Spektralwerte eines EEG-Kanals graphisch als komprimierte Spektraldarstellung (CSA) dargestellt oder zahlenmäßig zu bestimmten Frequenzbändern zusammengefaßt [OTTO u. SHORT 1991a; OTTO *et al.* 1994]. Viele Versuche sind gemacht worden, durch Bildung von Quotienten oder prozentualen Eckwerten im Leistungsspektrum geeignete Parameter zu erhalten, die den hirnelektrischen Status in der

Anästhesie- und Intensivmedizin ausreichend beschreiben können [RAMPIL *et al.* 1980; SCHWILDEN u. STÖCKEL 1980; OTTO *et al.* 1994; JOHNSON *et al.* 1994; JOHNSON u. TAYLOR 1997] (s. dazu auch Abschnitt 2.7.2).

Auch für das sogenannte „Brain-Mapping“, einer farbkodierten, computergestützten EEG-Aufbereitung, ist bei frequenzbezogenen Darstellungen die Spektralanalyse die Grundlage [HERRMANN *et al.* 1989]. Vor einer unkritischen und zu euphorischen Nutzung dieser räumlich orientierten Darstellung der EEG-Aktivität, ohne vorherige visuelle Betrachtung des Kurvenmaterials, wird ausdrücklich gewarnt. HERRMANN *et al.* [1989] betonen dabei, daß damit keine neue Information zu erzielen ist, sondern es werden nur die im Roh-EEG bereits vorhandenen Daten in einer visuell besser erfaßbaren Form dargestellt.

Letztendlich werden alle computergestützten Analyseverfahren mit dem Ziel durchgeführt, daß aus der ungeheuer großen und kaum überschaubaren Datenflut des EEG-Signals eine bessere Information durch gezielte Datenreduktion erreicht werden kann. Gleichzeitig besteht damit das Ziel, die schwer zu beschreibenden Kurvenverläufe mittels dieser errechneten Parameter in objektive Zahlenwerte zu überführen, die dann unabhängig vom Untersucher die Information des Ausgangssignals erfassen [OTTO *et al.* 1994.] Auf die Schwächen der Anwendung von Spektralanalysen auf das EEG ist oben schon verwiesen worden. Inwieweit verschiedene Signalparameter unter klinischen Routinebedingungen bei der Klassifikation psychiatrischer Patienten von gesunden Probanden genutzt werden können, ist von WINTERER *et al.* [1995] in einer retrospektiven Studie geprüft worden. Dabei zeigte sich, daß die HJORTH'schen Signalparameter für bestimmte Fragestellungen besser geeignet sind als die bisher häufiger genutzte Spektralanalyse. Diese HJORTH'schen Parameter {*Aktivität* (Akt)= mittlere Amplitude; *Mobilität* (Mob)= mittlere Frequenz und *Komplexität* (Kpl)= die mittlere Frequenzabweichung} stellen ein globales Maß für ein Segment dar und sind für EEG-Abschnitte beliebiger Länge zu ermitteln [HJORTH 1970 u. 1973].

## 2.7 Elektroenzephalographische Untersuchungen bei Equiden

Im folgenden Abschnitt wird ein Überblick über die bisherigen EEG-Untersuchungen beim Pferd bzw. Esel gegeben. Nach Analyse der vorhandenen Literatur kann die Registrierung hirnelektrischer Tätigkeit bei Equiden in die 3 folgenden Bereiche unterteilt werden:

1. *Verhaltensforschung*
2. *Narkoseüberwachung*, einschließlich neuropharmakologischer Fragestellungen
3. *klinische Anwendung* bei neurologischen Erkrankungen

#### 2.7.1 Elektroenzephalographie in der Verhaltensforschung

Auch wenn die *Verhaltensforschung* zuerst angeführt ist, soll dies keine Rangfolge darstellen. Die ältesten Veröffentlichungen zum EEG beim Pferd stammen aus der Verhaltensforschung und behandeln vorrangig die Physiologie von Wach- und Schlafzuständen. Verschiedenste Elektrodenmodelle, die fast ausnahmslos chirurgisch implantiert werden mußten, sind erprobt worden.

USENIK *et al.* [1962] entwickelten spezielle Elektrodeneinheiten, die Spider, für Esel und Schweine. Im operativen Eingriff wurden nach dem Durchbohren der Schädelkalotte 6 Scheibenelektroden auf die Dura mater gelegt und fixiert. Subkutan verlaufende Elektrodenkabel verbanden diese Elektroden mit einem durch Kortikalisschrauben befestigten Sammelstück. Diese 6 Elektroden wurden paarig mit jeweils 2cm Abstand von der Medianebene angeordnet und ohne Angabe von längs orientierenden Maßen als frontal, parietal und okzipital bezeichnet.

Mit dieser Elektrodenkonfiguration leiteten STROMBERG *et al.* [1962] von 18 Eseln sowie von Schweinen das ECoG in unterschiedlichem Wachzustand ab. Von allen Ableitpunkten, die ausschließlich bipolar verschaltet wurden, registrierten sie bei *wachen* Eseln die von ihnen so bezeichneten niedrigen, irregulären Wellen, von vorrangig 25-35Hz, bei Amplituden von 10-30 $\mu$ V (ausnahmsweise bis 50 $\mu$ V). Bei sichtbarer *Relaxierung* der stehenden Tiere verzeichneten sie ein zusätzliches Auftreten von Gruppen langsamer Wellen von 3-6Hz und einer Spannungshöhe zwischen 30 und 100 $\mu$ V. Bei einigen Tieren waren für die Dauer von ca. 1 Sekunde auch Gruppen von 9-14Hz und von 40-150 $\mu$ V zu registrieren. Die Autoren verglichen sie mit Schlafspindeln im leichten Schlaf des Menschen. Für die hirnelektrische Aktivität im *Schlaf* nennen sie eine markante Frequenzverlangsamung bis unter 4Hz bei deutlicher Amplitudenzunahme und die geschilderte Spindelaktivität. Das Vermögen der Equiden, im Stehen sowohl Dösen (d.h. schläfrig zu erscheinen) als auch Schlafen zu können, erschwerte die entsprechende Zuordnung der hirnelektrischen Aktivität, so daß keine Schlafunterteilung vorgenommen wurde. Über die reine Beschreibung der physiologischen EEG-Veränderungen hinaus geben sie auf Grund ihrer Versuche mit Flackerlicht zu

bedenken, ob dies nicht diagnostisch zur Abklärung bei Blindheit genutzt werden könnte. Trotz der von ihnen durchgeführten visuellen Auswertung wird bereits auf die Nützlichkeit einer elektronischen Frequenzanalyse verwiesen.

DALLAIRE u. RUCKEBUSCH beschäftigten sich mit dem Schlafverhalten von Pferden und dessen Beeinflussung durch veränderte Fütterung bzw. durch Fasten [1974a] sowie nach gezieltem Ausschalten visueller und akustischer Reize [1974b]. Dazu implantierten sie bei 3 bzw. 5 Ponies zum einen Silberschrauben frontal, parietal und okzipital zur Registrierung des ECoG und zum anderen feine Stahldrähte direkt in den Hippokampus. Auf Grund ihrer polygraphischen Erfassung der Augen- und Muskelaktivität teilten sie die hirnelektrische Aktivität in folgende Stadien: W= Wakefulness, DR= Drowsiness, SWS= Slow Wave Sleep und PR= Paradoxical Sleep. Letzteres *Stadium (PR)* war nur beim liegenden Tier und zwar selten in Brust-Bauchlage, aber regelmäßig in Seitenlage, zu ermitteln. Dieses Schlafstadium war im ECoG vorrangig durch schnelle Aktivität (>30Hz) bei niedriger Spannung sowie im EMG durch meist vollständig erloschenen Muskeltonus gekennzeichnet. Es entspricht dem REM-Schlaf (Traumschlaf) des Menschen. Von HOUPT [1980] und HALE u. HUGGINS [1980] wurden die Verbindung von PR-Schlaf und völliger Seitenlage für das Pferd bestätigt. DALLAIRE u. RUCKEBUSCH registrierten die anderen 3 Stadien sowohl beim stehenden als auch beim liegenden Tier. Im *Stadium W*, also im wachen Zustand, herrschte in allen kortikalen Ableitungen schnelle Aktivität von 25-40Hz bei 10-30 $\mu$ V vor. Für das *Stadium DR* nennen sie das Auftreten von Spindeln als charakteristisch, ohne jedoch genauere Angaben zu machen. Das *Stadium SWS* zeigte Delta-Aktivität von 0,5-4Hz (vereinzelt auch bis 8Hz) bei 90-150 $\mu$ V und war teilweise von spannungsniedriger, schneller Aktivität überlagert. Beide Untersuchungen zeigten, daß durch Fütterungsumstellungen und gezielte Reizausschaltung sowohl Veränderungen der Schlafaktivitäten als auch von Liege- und Stehphasen zu ermitteln waren.

DALLAIRE [1986] gibt in seinem Artikel einen umfassenden Überblick über den Schlaf als wichtigen Teil des Ruheverhaltens bei Equiden. Neben dem eigentlichen Schlaf besitzt das Stadium DR, also *Schläfrigkeit bzw. stehendes Dösen*, für das Pferd eine wesentliche Bedeutung für die Körperregeneration, aus der es bei Gefahr blitzschnell die Flucht ergreifen kann. Das Wachstadium wurde vom Autor in wachsam (im Sinne *aktiver* Wachzustand) und in diffus (im Sinne *entspannter* Wachzustand aus der humanmedizinischen Terminologie) unterteilt. Diese diffuse Wachheit kann bei Equiden durch das Auftreten von Alpha-Wellen in

Spindelform gekennzeichnet sein. Aber auch langsame Wellen bis zur Delta-Aktivität, die von schneller spannungsniedriger Aktivität maskiert sind, wurden vom Autor angeführt. Somit erscheint der Begriff „diffuse Wachheit“ bezogen auf die beim Pferd zu registrierende EEG-Aktivität sinnvoll. Bemerkenswert ist ebenso, daß für Equiden die dem Slow Wave Sleep einzuordnenden EEG-Aktivitäten teilweise auch bei geöffneten Augen aufzuzeichnen waren. Auch von HOUPT [1980] wird die Bedeutung des Dösens im Stehen neben dem eigentlichen Schlaf für das Pferd betont. Im Vergleich zum Menschen und auch gegenüber anderen Tierarten schläft das Pferd in kurzen Zyklen (ca. 15min) und insgesamt wenig (ca. 3h/Tag). Selbst in der Nacht verbringt es durchschnittlich 80% der Zeit im Stehen.

HALE u. HUGGINS [1980] führten Untersuchungen zur EEG-Aktivität im Schlaf und Wachzustand an 4 zweijährigen Ponies zwischen 80 und 155kg KGW durch. Bei 3 dieser Ponies implantierten sie dazu Schraubelektroden aus rostfreiem Stahl im knöchernen Schädeldach zur Ableitung des ECoG. Zur Elektrodenanordnung im Stirnbereich gingen sie von der Crista nuchae des Os okzipitale aus und positionierten das von ihnen als okzipital bezeichnete Elektrodenpaar ca. 50mm und das frontale Paar ca. 130mm davor und jeweils 12-15mm von der Medianebene. Den Sitz der Schraubelektroden, die jeweils transversal, also bipolar verschaltet wurden, kontrollierten sie röntgenologisch wie auch nach Versuchsende in einer postmortalen Sektion. Ohne genaue Angaben über die Lokalisation der entsprechenden Elektroden registrierten sie neben den beiden EEG-Kanälen das EOG und auch EMG. Interessanterweise war die Elektrodenanordnung zur eigentlichen Registrierung der Muskelaktivität bei herabgesetzter Vigilanz bzw. im Schlaf auch gut geeignet, die R-Zacke der elektrischen Herzaktivität zur Bestimmung der Herzfrequenz aufzuzeichnen. Bei dem 4. Pony verwendeten sie anstelle der zu implantierenden Schrauben Scheibenelektroden, die mittels Elektrodenpaste auf den entsprechenden Hautstellen fixiert wurden. Die Autoren erklären, daß vor allem beim wachen Tier durch Muskelartefakte die Ergebnisse beeinträchtigt wurden, aber diese Methodik wegen der Einfachheit und Sicherheit für das Tier wünschenswert wäre. Für die 4 Ponies ermittelten sie für das *Stadium W* entsprechend der Einteilung von DALLAIRE u. RUCKEBUSCH [1974a,b] schnelle Frequenzen von 16-25Hz bei 10-50 $\mu$ V. Das *Stadium DR* war von Wellen mit 7-16Hz (50-70 $\mu$ V) und teils 4-7Hz (50-100 $\mu$ V) gekennzeichnet. Für das *Stadium SWS* beobachteten sie vorrangig 1-4Hz-Aktivität mit 100-200 $\mu$ V, die sowohl von 10-12Hz-, 7-8Hz-Aktivität und K-Komplexen unterbrochen war. Das *Stadium PR*, welches nur bei 2 dieser Ponies und nur im Liegen zu ermitteln war, zeigte schnelle Aktivität 18-24Hz sowie irreguläre Herzfrequenz und erhöhte Augenaktivität.

Aus ihrer tabellarischen Auflistung der Ergebnisse für das jeweilige Pony werden Unterschiede in den Frequenzen wie auch den Spannungshöhen zwischen den Tieren offensichtlich.

GIOVAGNOLI *et al.* [1996] stellen ein Verfahren zur EEG- bzw. EKG-Registrierung für das Pferd vor, das über mehrere Stunden die Aufzeichnung der Aktivitäten ermöglicht. An 12 Pferden zeichneten sie mit Scheibenelektroden, die durch Kollodium entsprechend dem Elektrodenschema von MYSINGER [1985] befestigt wurden, die bioelektrischen Aktivitäten in der für die Pferde gewohnten Umgebung, in der Pferdebox, auf. Dazu nutzten sie ein digitales 10 Kanal EEG-Gerät. Für eine Beurteilung der visuell ermittelten Frequenzwerte im EEG sind die Parameter für die Frequenzfilter (Tief 1,4Hz; Hoch 20Hz) unbedingt zu beachten.

Die zerebrale Aktivität wurde von ihnen in 2 Stadien eingeteilt. So registrierten die Autoren während *Wachheit* die von ihnen als -irreguläre gemischte Alpha-Wellen- bezeichnete Aktivität von 8-13Hz, wie auch Theta-Wellen von 4-7Hz und ebenso Beta-Aktivität über 14Hz. Angaben zur jeweiligen Spannungshöhe wurden nicht gemacht. Ob dabei in den rein bipolaren Ableitungen und in der Verschaltung gegen die zentrale Vertexelektrode lokale Unterschiede zu verzeichnen waren, wurde nicht erwähnt.

Im *Stadium des Dösens* registrierten sie Folgen von monomorphen Theta-Potentialen, die besonders frontal synchron auftraten. Gelegentlich auftretende Gruppen von 2-3Hz schienen mit leichtem Schlaf verbunden zu sein, aus der die Pferde, durch Umweltreize aufgeweckt, in die typischen EEG-Muster des Wachzustandes wechselten. Die Autoren betonen, daß die in den Aufzeichnungen ermittelten biologischen Artefakte, wie Augen-, Muskel- und Kaubewegungen, wenn sie auch störend auf die Erfassung der hirnelektrischen Aktivität wirkten, äußerst hilfreich für die Beurteilung des Tierverhaltens waren. Genannt wird weiterhin, daß bei zukünftiger Verbesserung des Verfahrens die ambulante Elektroenzephalographie sowohl für das Studium physiologischer Abläufe, pathologischer Verhaltensmuster als auch neurologischer Auffälligkeiten in der Veterinärmedizin hilfreich sein kann.

### 2.7.2 Elektroenzephalographie und Narkoseüberwachung

Ausgehend vom Ansatz, daß nicht nur natürliche Bewußtseinszustände mit unterschiedlicher hirnelektrischer Aktivität einhergehen, wurde gezielt der Einfluß von Pharmaka, die auf

chemischem Wege in das Bewußtsein eingreifen, ermittelt [WEHRLI 1980]. Gerade die Narkoseüberwachung in der Pferdemedizin, die einerseits ausreichende Operationstiefe mit entsprechender Schmerzausschaltung und andererseits die Aufrechterhaltung der lebenswichtigen Körperfunktionen verlangt, stellt ein wichtiges Forschungsgebiet dar [OTTO *et al.* 1994; JOHNSON *et al.* 1994; LANDWEHR 1995]. Eine sichere Narkose ist Grundvoraussetzung für erfolgreiches Arbeiten sowohl für kleinere Eingriffe in der Praxis als auch für aufwendige, meist lang andauernde Operationen in einer gut ausgerüsteten Klinik. Die Erfassung des hirnelektrischen Status schafft die Möglichkeit, verschiedene Narkotika [AUER *et al.* 1979; SHORT *et al.* 1989; EKSTRÖM *et al.* 1993] oder möglicherweise auch Analgetika [OTTO *et al.* 1993; JOHNSON u. TAYLOR 1997] objektiv vergleichen zu können.

In den ersten experimentellen EEG-Untersuchungen in Narkose, die vorrangig an Ponies durchgeführt wurden, implantierten die Autoren Schraubelektroden im Schädeldach und leiteten somit genaugenommen das ECoG ab. Verschiedene chirurgische Methoden sind dazu beschrieben worden, wobei im folgenden vorrangig auf die verwendete Elektrodenpositionierung bzw. auf für den Wachzustand ermittelte Meßwerte eingegangen wird.

GARNER *et al.* [1972] positionierten dabei 2 Schrauben über dem linken frontalen Kortex mit 2cm Abstand in Längsrichtung hinter dem lateralen Augenwinkel.

SCHNEIDER *et al.* [1981] nutzten für ihre Narkoseuntersuchungen an 8 Ponies folgende Elektrodenpositionierung. Die 4 stets bipolar verschalteten Elektroden wurden in Höhe des medialen Augenwinkels bzw. 3cm oberhalb davon jeweils paarweise lokalisiert. Zur Ableitung verwendeten sie feine Drähte, die bis in das Periost der Schädelknochen vorgeschoben wurden. Für die mit Guajakolglyzerinether niedergelegten Ponies ermittelten sie als Ausgangswerte vor der eigentlichen Halothannarkose vornehmlich Wellen mit 7-9Hz und Amplituden bis 55 $\mu$ V. Sie schlußfolgerten aus dem fast völligem Verschwinden der von anderen Autoren für den Wachzustand ermittelten Wellen im Beta-Bereich, daß ein sedierender bzw. leicht narkotischer Effekt für dieses zentrale Muskelrelaxanz bestätigt werden kann. Nach Halothanzufuhr zeigten sich nach kurzem Durchlaufen einer Exzitationsphase vorrangig Frequenzen von 5-6Hz 90-185 $\mu$ V sowie zunehmend Delta-Aktivität. Durch stufenweise NO<sub>2</sub>-Zufuhr herbeigeführte *Hypoxämie* veränderte das Hirnstrombild nur wenig gegenüber einer pharmakabedingten Narkosevertiefung. SCHNEIDER *et al.* [1981] sahen darin die überwiegend unspezifische Antwort der elektrischen

Rindentätigkeit auf Änderungen des Milieus, weshalb eine alleinige EEG-Narkoseüberwachung ohne Kreislaufparameter als nicht ausreichend erscheint.

AUER *et al.* [1979], die erstmals nichtinvasive Messungen mit Ag/AgCl-Elektroden von der intakten Haut bei 10 Shetlandponies durchführten, lokalisierten ein Elektrodenpaar median mit 2,5cm Abstand zueinander 3-4cm oberhalb der Verbindungslinie zwischen den inneren Augenwinkeln. Bevor sie bei den Ponies jeweils die 4 verschiedenen Inhalationsnarkotika verglichen, führten sie Messungen im wachen sowie im sedierten Zustand durch. Für die normalen, *wachen* Ponies gaben sie als durchschnittliche Werte 18-32Hz bei 42-75 $\mu$ V an. Nach Prämedikation mit *Azepromazin* waren bei annähernd gleicher Spannungshöhe auch Frequenzen von 2-4Hz, die von 10-15Hz überlagert waren, zu erkennen. Nach der Narkoseeinleitung war ein markanter Anstieg der Spannungshöhe auf 120-160 $\mu$ V bei vorrangig 2-4Hz zu verzeichnen.

Der unerwünschte, zentral dämpfende Effekt der im vegetativen Nervensystem angreifenden *Alpha 2-Agonisten*, die eigentlich als potentielle Antihypertonika in der Humanmedizin entwickelt wurden, führte zur Entwicklung veterinärmedizinisch bedeutsamer *Sedativa* [SCHATZMANN 1995]. So führte WEBER [1975] Untersuchungen am Schaf hinsichtlich der EEG-Beeinflussung durch Xylazin durch.

Von einer amerikanischen Arbeitsgruppe wurde das *Xylazin* hinsichtlich seines Einflusses auf ZNS und Kreislauf beim Pferd geprüft. PUROHIT *et al.* [1981] und MYSINGER *et al.* [1985] konnten durch die in die chemischen Synapsen des ZNS eingreifende Stoffgruppe deutliche Veränderungen im EEG ermitteln. Die von PUROHIT *et al.* [1981] in ihrer Untersuchung beobachtete Kreislaufbeeinflussung war erheblich. Durchschnittlich 23s nach i.V.-Gabe von 1,1mg Xylazin/kg KGW waren im EKG bei fast allen Pferden ein AV-Block zweiten Grades und eine gravierende Verlangsamung der Herzfrequenz für ca. 3min zu verzeichnen.

In beide Veröffentlichungen ist das von MYSINGER *et al.* [1985] erläuterte Schema zur Ableitung der Hirnstrompotentiale genutzt worden. Die scheibenförmigen Hautelektroden ordneten sie in Form eines Viereckes mit zentraler Vertexelektrode über den Stirnbereich an. Um eine vergleichbare Platzierung der Elektroden bei den Pferden zu erreichen, gingen sie als Referenzlinie von den verbundenen Jochbeinbögen aus. Das vordere Elektrodenpaar, als frontal bezeichnet, befand sich ca. 5,5cm oberhalb der Referenzlinie und das okzipitale Paar 7cm weiter kaudal. Der Abstand zwischen dem jeweiligen Elektrodenpaar betrug 6cm. Zur

Aufzeichnung verwendeten sie ein 8 Kanal EEG-Gerät, bei dem sie die Eckpunkte sowohl bipolar zueinander als auch jeden Punkt gegen die Vertexelektrode verschalteten. Welche Filter eingesetzt wurden, ist nicht zu entnehmen. Die Aufzeichnung erfolgte bei einer Papiergeschwindigkeit von 3cm/s. Zur visuellen Auswertung wurde eine Meßschablone genutzt.

So ermittelten MYSINGER *et al.* [1985] in ihren Untersuchungen am adulten Pferd im *wachen*, stehenden Zustand eine dominierende 25-40Hz-Aktivität mit 5-40 $\mu$ V, die von langsamen 0,5-4Hz-Wellen überlagert waren. Bei 12 der 25 gemessenen erwachsenen Pferde waren, wenn die Pferde *relaxiert* standen, auch für kurze Perioden (0,5-1 Sekunde) spindelförmige Wellen von 10-15Hz mit 10-50 $\mu$ V bei geöffneten Augen zu verzeichnen. Eine Asymmetrie war im EEG nicht zu ermitteln, wobei die frontalen Ableitungen meistens spannungsniedriger waren. Bei allen 8 Pferden, die unter *Xylazine*einwirkung gemessenen wurden, zeigte sich eine deutliche Verlangsamung und Amplitudenzunahme der elektrischen Aktivität mit zumeist deutlicher Spindelform. Neben den 10-15Hz-Wellen zeigte sich auch deutliche 6-10Hz-Aktivität (mit ca. 60 $\mu$ V). Die schnelle spannungsniedrige Aktivität von 25-35Hz verschwand nicht völlig. Der ebenfalls an 17 Pferden untersuchte Medikamenteneffekt von *Azepromazin* auf die elektrische Hirnaktivität war gering. Das EEG entsprach mehr dem Wachzustand, auch wenn die spindelförmigen Gruppen im Alpha-Bereich etwas verlängert waren. In dieser Studie sind ebenfalls Messungen an 6 Fohlen durchgeführt worden. Es zeigte sich, daß durch das Vorherrschen von langsamer, spannungshoher Aktivität ein deutlicher Unterschied zum ausgewachsenen Pferd besteht. Zu den Artefakten durch Kau-, Augen- und Ohrenbewegung erklären die Autoren, daß diese durch ruhiges und sorgsames Handeln minimiert werden können.

SHORT *et al.* [1989] führten an 4 Pferden elektroenzephalographische Untersuchungen mit *Detomidin*, einem neueren Alpha 2-Agonisten, durch. SHORT *et al.* [1989] betonen, daß vieles über die peripheren Wirkungen der Transmitter des Sympathikus bekannt ist, aber ihre komplexe Funktion zur Regulation der Vigilanz und des Schmerzes im Gehirn noch größtenteils ungeklärt ist. Um den Einfluß von *Detomidin* auf die hirnelektrische Aktivität zu erfassen, führten die Autoren Messungen mit einem digitalen 4 Kanal EEG-Gerät durch. Dabei untersuchten sie sowohl Pferde ohne medikamentelle Beeinflussung als auch unter alleiniger Wirkung des *Detomidin* und nach erfolgter Prämedikation mit diesem in Narkose. Dazu wurden die scheibenförmigen Ag/AgCl-Elektroden, ohne exakte Angabe der Positionierung, über dem Großhirn- bzw. dem Kleinhirnbereich beider Hemisphären auf der Hautoberfläche angebracht.

Aus den Roh-EEG errechneten sie mit einem auf der FFT basierenden Analysesystem den jeweiligen *SEF 80%-Wert* und die zugehörige *Totalamplitude* für den Frequenzbereich von 0,0001- 31,750Hz. Dabei ist unter dem SEF 80%-Wert derjenige Frequenzpunkt im Leistungsspektrum zu verstehen, bei dem 80% der Gesamtleistung erreicht sind. Mit dieser Methode ermittelten sie für das *wache, stehende* Pferd eine Spannungshöhe von 602,9 $\mu$ V und einen SEF 80%-Wert von 17,44Hz, ohne jedoch Aussagen über das eigentliche Kurvenbild des zugehörigen 8 Sekunden Abschnittes zu machen. So waren nach i.V. Gabe von 20 $\mu$ g/kg KM Detomidin entsprechende Werte von 14,75Hz bzw. 15,20Hz und 78,83 $\mu$ V bzw. 96,79 $\mu$ V zu verzeichnen. Die Autoren interpretierten den deutlichen Rückgang sowohl der Spannungshöhe als auch des SEF 80%-Wertes als durch Detomidin bedingte Reduktion der elektrischen Aktivität des Gehirns. Wenngleich sich leichte Unterschiede zwischen den verwendeten Narkotika zeigten, waren in Narkose als SEF 80%-Wert ca. 10-12Hz und eine Totalamplitude von ca. 100-230 $\mu$ V zu registrieren.

Von der gleichen Arbeitsgruppe [OTTO u. SHORT 1991a] wurden an 18 wachen Pferden Untersuchungen zur Ermittlung von Kontrollwerten für nachfolgende Messungen in Narkose durchgeführt. Dabei ergaben sich ähnlich hohe Werte für Spannungshöhe ( 400-600 $\mu$ V) sowie für SEF 80%-Werte 16-32Hz. Die Elektrodenanordnung bestand dabei aus je einem Elektrodenpaar über dem Stirnbereich (entsprechend ihrer schematischen Abbildung zwischen den Jochbeinbögen) und einem hinter dem Ohrgrund gelegenen Paar. Die Elektroden auf der jeweiligen Körperseite wurden als fronto-atlantookzipitale Ableitung verschaltet. Die gemessene elektrische Aktivität wurde mit einem Hochpaß von 1Hz und Tiefpaß von 30Hz gefiltert und mit einer computergestützten Spektralanalyse *On-Line*, d.h. ohne vorausgehende Artefaktbeurteilung in die frequenzanalytischen Parameter umgerechnet. Die Autoren äußerten, daß die besonders im Delta- bzw. Beta-Bereich ermittelten hohen Amplitudenwerte durch Bewegungen der Augen und Ohren bzw. durch Kauen hervorgerufen sein könnten. Für die höheren SEF 80%-Werte gaben sie an, daß diese Leistungsparameter sowohl durch hirnelektrische Aktivität bei Erregung als auch durch Muskelaktivität bedingt sein können. So schlußfolgerten sie, daß mit dieser Methode keine präoperativen Kontrolldaten zu ermitteln sind, selbst wenn die spektralanalytischen Leistungsparameter in der Narkose eine gute Beurteilung des hirnelektrischen Status ermöglichen.

An 9 Ponies untersuchten JOHNSON *et al.* [1994] das EEG-Frequenzspektrum während Intubationsnarkose bei 3 verschiedenen Halothankonzentrationen. In Vorversuchen befaßten

sie sich mit Meßelektroden sowie deren Positionierung. Bezüglich der Elektrodenarten erklärten sie, daß unter Verwendung selbstklebender Elektroden meist nur Impedanzen von über 20k $\Omega$  zu erreichen waren. Deshalb nutzten sie für ihre Ableitung in Narkose Nadelelektroden, für die sie Werte von 2k $\Omega$  ermittelten.

Sie positionierten eine als negativ bezeichnete Elektrode im Zentrum der Stirnregion. Zur Ermittlung einer geeigneten Referenzverschaltung positionierten sie 4 Elektroden wie folgt: 1=über dem Nasenbein, 2= medial der inneren Augenwinkel, 3= medial zwischen den ansetzenden Temporalmuskeln und 4= seitlich über dem Jochbeinbogen. Nur mit Position 1 waren konstant gute Signale zu ermitteln. In diesem Zusammenhang erwähnen sie die unterschiedlichen Größen- und Lageverhältnisse des Pferdegehirns gegenüber den Primaten und verweisen auf die durch den Sinus frontalis bzw. die Temporalmuskulatur eingeschränkte Zugänglichkeit für Oberflächenableitungen.

Ihre eigentlichen Untersuchungen führten sie nur in naso-frontaler Verschaltung durch. Nach Durchmustern des Roh-EEG teilten sie zur Datenaufbereitung die verwendeten 20s-Abschnitte in 1sec-Epochen. Somit war nach Fast-Fourier-Transformation eine Beurteilung der Frequenzverteilung mit einer Auflösung von 1Hz möglich. Unabhängig von der Konzentration des Narkosegases konnten sie 3 relativ beständige Maxima (1-3Hz, 5-8Hz, 9-11Hz) ermitteln. Sie vermieden dabei ausdrücklich die Zuordnung zu den aus der Humanmedizin bekannten Banden (Delta, Theta,...), da für das Pferd eine begründete Einteilung der Frequenzbanden noch unbekannt ist. Hervorzuheben ist weiterhin, daß sie das Fehlen von Frequenzspektren wacher Pferde für eine Interpretation ihrer Werte aus Narkoseuntersuchungen betonen. Zum Vergleich der Narkosetiefe ermittelten sie weiterhin bekannte Spektralparameter, wobei aus ihrer Untersuchung hervorgeht, daß dazu beim Pferd die SEF 95%-Werte besser geeignet sind als der Median (=SEF 50%).

Auch LANDWEHR [1995] konnte in einer vergleichenden Untersuchung in Isoflurannarkose sowohl in der orthopädischen als auch der weichteilchirurgischen Gruppe signifikant höhere Werte für die SEF 80%-Werte und den Alpha/Delta-Quotienten gegenüber der Kontrollgruppe ermitteln. Sie schlußfolgerte, daß bei vergleichbarer Narkosetiefe eine bewußte Wahrnehmung im Sinne einer nozizeptiven Fortleitung nicht ausgeschlossen werden kann. Zur Ableitung wurden jeweils 2 Nadelelektroden wie auch bei OTTO *et al.* [1994] in Jochbeinhöhe bzw. ca. 6cm dahinter ca. 3cm von der Medianebene positioniert und jeweils auf der linken und rechten Kopfseite bipolar verschaltet.

SHORT u. EKSTRÖM [1993] sowie MILLER *et al.* [1995] untersuchten während Arthroskopien, ob in Narkose der chirurgische Eingriff mit Schmerzen für das Pferd verbunden ist. Auch OTTO *et al.* [1994] beschäftigten sich mit dem chirurgischen Stimulus. Dabei zeigte sich sowohl graphisch in Form der CSA-Darstellung als auch in der numerischen Angabe der Spektralwerte eine Rechtsverschiebung in den schnelleren Frequenzbereich (vorrangig schnelle Beta-Wellen). Der Autor spricht hier von einer gewissen „Weckreaktion“ und vergleicht diesen Zustand mit dem in der Aufwachphase durch fortschreitende Verringerung der Narkosetiefe.

JOHNSON u. TAYLOR [1997] überprüften an 8 Ponies in Halothannarkose inwieweit Alfentanil, ein Opioid-Agonist, Einfluß auf das EEG bzw. auf die akustisch evozierten Hirnstammpotentiale hat. Dazu positionierten sie eine Nadelelektrode auf dem rechten Jochbeinbogen und eine in der Medianen unmittelbar vor der Aufteilung der beiden Temporalmuskeln. In ihrer Off-Line durchgeführten Analyse ermittelten sie nach Ausschluß von Abschnitten, die durch Nystagmus bzw. Muskelaktivität beeinflusst waren, als EEG-Parameter die SEF 95%- und Medianwerte. Im Gegensatz zu den Hirnstammpotentialen zeigten die EEG-Parameter einen signifikanten Rückgang der Werte nach der Alfentanil-Applikation.

### 2.7.3 Anwendung der Elektroenzephalographie bei neurologischen Erkrankungen

LAPRAS *et al.* [1968] führten an 9 Pferden und einem Esel nach einer experimentellen Infektion mit dem West-Nile-Virus elektroenzephalographische Untersuchungen durch. Bei ihrer *invasiven* Methodik verwendeten sie 4 Nadelelektroden, die bis in die Knochenhaut vorgeschoben wurden. Die Anordnung der Elektroden erfolgte dabei als Viereck mit 4-5cm Abstand im Stirnbereich. Das erste Elektrodenpaar befand sich 5cm oberhalb des medialen Augenwinkels. Durch Abwehr und Angst der Tiere waren oft Artefakte zu verzeichnen. Gegenüber den von ihnen mit dieser Methode ermittelten Werten gesunder Pferde (*waches, ruhiges* Pferd: durchschnittlich 12-20Hz-Wellen mit 15 $\mu$ V; *erregtes* Pferd: 20-30Hz mit 20-30 $\mu$ V) konnten sie bei den Tieren, die klinische Veränderungen zeigten, größtenteils veränderte hirnelektrische Aktivität aufzeichnen. Vorrangig ermittelten sie eine Verlangsamung auf 7-8Hz bei 50-70 $\mu$ V aber auch Phasen schneller, spannungshoher Aktivität.

BEATTY *et al.* [1986] führten EEG-Untersuchungen zur Kleinhirnerkrankung an 6 Araber-Fohlen durch. Unter Narkose ermittelten sie (ohne Nennung von Art und Positionierung der Meßelektroden im Vergleich zu einem gesunden Fohlen) bei den erkrankten Tieren eine erhöhte Synchronität wie auch einen abrupten Wechsel der vorherrschenden Frequenzen. Die Autoren verweisen aber auf die bei Pferden noch unbekanntes Amplituden- und Frequenzcharakteristika bei Erkrankungen des ZNS.

HEATH *et al.* [1989] berichteten über den klinischen und elektroenzephalographischen Verlauf einer Arbo-Virusinfektion bei einem 11 Monate alten Quarter-Horse-Fohlen in Canada. Am 6. Tag nach Krankheitsbeginn waren in der EEG-Ableitung generalisiert auftretende langsame spannungshohe Gruppen zu registrieren. Dies geschah alle 2-3min mit Perioden von 3-4s Dauer. Das am 11. Tag aufgezeichnete EEG zeigte eine Bestätigung der klinischen Genesung. Angaben zur Untersuchungstechnik bzw. -methodik wurden nicht aufgeführt.

DUNIGAN *et al.* [1995] stellten an 3 Pferden, die in Canada an der Equinen Protozoären Myeloenzephalitis erkrankt waren, EEG-Veränderungen fest. Bei den mit klinischen Anfällen auffälligen Pferden registrierten sie, unter von ihnen erprobten Narkosebedingungen, Erscheinungen im Sinne von allgemeiner spannungshoher Aktivität (50-100 $\mu$ V) mit vorrangig 8-12Hz-Wellen und sowohl paroxysmal bezeichnete als auch asymmetrische Aktivität. Da keine Angaben zur eingesetzten EEG-Methode gemacht wurden, kann aus den in den Abbildungen hervorgehenden Elektrodenbezeichnungen lediglich vermutet werden, daß sie das Elektrodenschema von MYSINGER *et al.* [1985] genutzt haben.

STEISS [1988] berichtet über das Ergebnis einer schriftlichen Befragung bei insgesamt 34 Tierkliniken in den USA und Canada, die sich gezielt mit neurologischen Fragestellungen befassen, nach der Häufigkeit des Einsatzes der Elektroenzephalographie. Von den 19 antwortenden Kliniken führten 17 EEG-Ableitungen bei Hund bzw. Katze aber nur 4 beim Pferd durch. Der Überblick zeigte auch, daß die verwendete Untersuchungstechnik einschließlich der Elektrodenarten und deren Positionierung sowie der genutzten Verfahren zur Patientenfixierung sehr variabel gehandhabt werden. Dies entspricht dem Ergebnis anderer Arbeiten, die den Stand der Nutzung elektrodiagnostischer Verfahren in der Veterinärmedizin beleuchten [KLEMM 1968; KLEMM u. HALL 1974; SKERRITT 1984; SMITH *et al.* 1987].

Zur beim Pferd meist gebräuchlichen Untersuchung im Stehen erklären ANDREWS u. FENNER [1987] und ANDREWS *et al.* [1990], daß die teilweise zur Minimierung von Bewegungsartefakten eingesetzten Sedativa zu einer Veränderung der EEG-Aktivität führen und somit leicht „abnorme EEG-Wellen“ verdecken können. Die Autoren, die sich ausschließlich mit elektrodiagnostischen Möglichkeiten beim Pferd beschäftigten, verweisen auf eine fehlende Standardisierung.

SMITH *et al.* [1987] betonen in diesem Zusammenhang, daß die Minimierung undiagnostizierter Fälle eine große Herausforderung in der Pferdemedizin darstellt, bei der die Elektroenzephalographie wie z.B. beim Hydrozephalus, bei Enzephalitiden und raumfordernden Prozessen hilfreich sein kann. Bis auf die dargestellten Arbeiten von LAPRAS *et al.* [1968], BEATTY *et al.* [1986] und DUNIGAN *et al.* [1995] existieren aber beim Pferd keine systematischen Untersuchungen zu EEG-Veränderungen bei bestimmten Erkrankungen. Mehr oder weniger handelt es sich um Einzelfalldarstellungen, die teils ohne Beschreibung der Ableitmethodik und/oder verwendeter technischer Parameter veränderte hirnelektrische Tätigkeit erwähnen [BAIRD 1973; DREIFUSS u. FLYNN 1984; HEATH *et al.* 1989; LUNN *et al.* 1993].

### **3 Eigene Versuche**

#### **3.1 Untersuchte Tiere**

Die Vorversuche zur Erarbeitung der Ableitungsmethodik wurden an 38 Pferden verschiedener Rassen, unter verschiedenen Umgebungsbedingungen sowie in unterschiedlichen Vigilanzstadien durchgeführt.

Für die Hauptversuche der EEG-Ableitung am wachen, stehenden Pferd standen in der 1. Versuchsgruppe 22 Vollblüter im Alter von 3-15 Jahren zur Verfügung. 12 der untersuchten Vollblüter standen in 2 Rennställen auf der Galopprennbahn Hoppegarten und wurden größtenteils im Rennbetrieb eingesetzt. 10 Pferde standen in einem an die Rennbahn angrenzenden Reitstall in Boxenhaltung.

Für eine orientierende Untersuchung zur hirnelektrischen Aktivität beim juvenilen Pferd standen in der 2. Versuchsgruppe 14 Fohlen im Alter von 38-124 Tagen zur Verfügung. Diese Saugfohlen aus einem Zuchtbetrieb im Land Brandenburg wurden mit den Mutterstuten einzeln in Boxen gehalten und hatten tagsüber Weidegang.

Alle Pferde waren klinisch gesund und zeigten keine neurologischen Auffälligkeiten oder Verhaltensstörungen.

#### **3.2 Gerätetechnische Voraussetzungen**

In diesem Abschnitt werden die reinen gerätetechnischen Parameter sowie Ergänzungen zur Aufzeichnung, Digitalisierung, Speicherung und Darstellungsmöglichkeit von elektrischen Signalen auf dem Monitor angeführt.

##### **3.2.1 Das digitale EEG-Gerät**

Zur Meßdurchführung stand ein papierlos (*PL*) arbeitendes EEG-Gerät *PL-EEG-Classic* (Fa. Walter Elektronik) zur Verfügung. Mit diesem digitalen Gerät können 21 aktive EEG-Elektroden und 3 gesonderte Polygraphie-Kanäle geschaltet werden. Das Gerät selbst, in Gestalt eines PC, ist relativ robust und eignet sich für den Transport zur Ableitung am Patienten vor Ort.

Als entscheidendes Novum der *digitalen EEG-Geräte* muß neben der Aufzeichnungsebene die Wiedergabe- bzw. Darstellungsebene gesondert betrachtet werden [HINRICHS 1995].

Entgegen herkömmlichen Papiergeräten ist zum *Aufzeichnungszeitpunkt* nur die verwendete Filtereinstellung auf die Erfassung der Rohdaten entscheidend (s. Abschnitt 3.2.2).

Beim *PL-EEG-Classic* erfolgt die Speicherung aller *EEG-Kanäle* generell *referentiell*. Die Ableitung der 3 *Polygraphie-Kanäle* erfolgt dagegen *bipolar* zwischen den jeweiligen Elektroden. Sowohl die EEG-Kurven als auch die polygraphischen Signale werden während der Ableitung im Analog-Digital-Wandler mit 667Hz abgegriffen. Nachfolgend wird durch ein spezielles Verfahren, dem 4-fach Oversampling, die Datenmenge ohne Einbuße der Signalqualität um das 4-fache auf 166,6/s für jeden Kanal reduziert. Die digitale Speicherung erfolgt in Form der Rohdaten mit einer 12-bit Auflösung. Die Signalverstärkung kann, angegeben als Empfindlichkeit, zwischen 1 $\mu$ V/cm bis 99,9 $\mu$ V/cm in Stufen von 0,1 $\mu$ V eingestellt werden.

In der *Wiedergabe* werden vom Computer aus den abgespeicherten Meßwerten für jeden beliebigen Abschnitt die gewünschten Verschaltungen je nach Fragestellung errechnet und dargestellt [DOERR u. THODEN 1993; RAPPELSBERGER 1994; HINRICHS 1995; HINRICHS *et al.* 1995]. Weiterhin ist es möglich, durch die variable Einstellung von Filtern, Verstärkungsfaktoren oder Papiergeschwindigkeiten mit einer verbesserten Darstellung die diagnostische Ausbeute erheblich zu erweitern. Der früher begrenzende Faktor der visuellen Wiedergabequalität auf dem Monitor ist durch die programminterne Bildschirmauflösung von 1024x512 Punkten sowie die Darstellungsmöglichkeit von Zoomausschnitten und Split-screen deutlich verbessert. Neben einer wahlweisen Kanalbelegung und einer farbigen Gestaltung der Kurvenverläufe können Spannungshöhen und Frequenzen der EEG-Wellen auf dem Monitor per Mausklick bestimmt werden.

Die Elektroenzephalogramme sind auf der Festplatte oder einer „Magnetoptical Disk“ speicherbar. Diese digitale Archivierung auf Disketten erfordert nur einen Bruchteil des Platzes gegenüber der Aufbewahrung von Papier-EEG und bietet zusätzlich eine gut verfügbare Datenbasis für eine rechnergestützte Analyse.

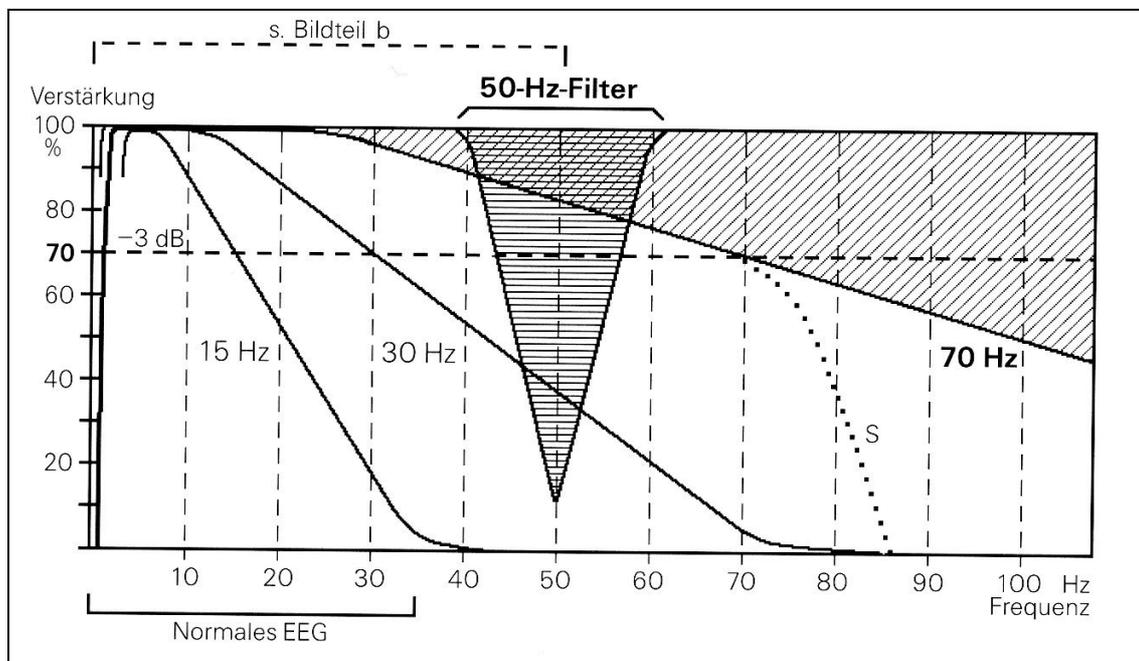
### 3.2.2 Einsatz von Filtern

Zu dem im Abschnitt 2.3.4 geschilderten Funktionsprinzip eines EEG-Gerätes müssen noch ergänzende Erläuterungen zur *Filterung* gemacht werden. In der Elektrodiagnostik wird durch Filter der Frequenzbereich, der verstärkt werden soll, entsprechend dem Nutzsignalbereich

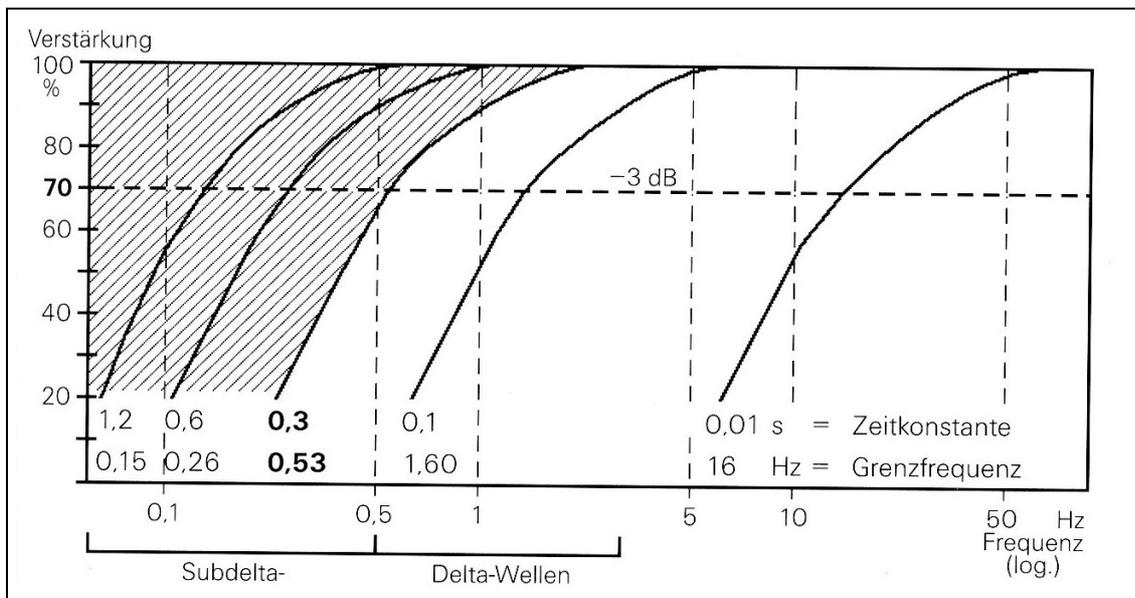
gezielt eingrenzt [MÜHLAU 1990]. Messungen an der Hirnoberfläche ergaben, daß sich der Frequenzbereich der hirnelektrischen Aktivität von der Gleichspannungskomponente von 0Hz bis ca. 60Hz erstrecken kann [ZSCHOCKE 1995]. Aber gerade die trägen, spannungshohen Potentialschwankungen, die durch Drift des Elektrodenpotentials oder durch Hautwiderstandsänderungen [STROSCHEIN 1988] hervorgerufen werden, beeinflussen die elektrochemischen Vorgänge an der Elektrode so stark, daß sie die EEG-Ableitung ohne ihre Unterdrückung unüberschaubar machen würden. Die gezielte Ausschaltung dieser (langsamen) niederfrequenten Störquellen erfolgt durch *Hochpaßfilterung*, die höhere Frequenzen ungedämpft passieren können. Da hierbei die tiefen Frequenzen gefiltert werden, wird auch vom *Tiefpassfilter* gesprochen. Das bedeutet, daß z.B. bei einem Filter mit einer Signaldämpfung von 3dB/Dekade eine Amplitudenminderung der jeweiligen Grenzfrequenz auf 70% ihres Ausgangswertes erfolgt. Vielfach wird diese untere Grenzfrequenz durch eine Umrechnungsformel als *Zeitkonstante* angegeben.

Eine Begrenzung im oberen Frequenzbereich erfolgt durch *Tiefpaßfilterung*, d.h. *Hochfrequenzfilter* dämpfen (darüberliegende) höherfrequente Wellen entsprechend ab.

Um den oft störenden Wechselspannungseinfluß des Stromnetzes auszuschalten, gibt es einen speziellen Filter, der mit scharfer Begrenzung den Bereich um 50Hz (bzw. 60Hz USA) unterdrückt. Dieser *Notch-Filter* wurde für die Untersuchungen standardmäßig genutzt, was im entsprechenden Ableitprogramm vermerkt wurde.



**Abb.1** Einfluß der Filtereinstellungen auf den Frequenzgang der EEG-Verstärker [nach ZSCHOCKE 1995]  
Die mit 70Hz und 0,53Hz bzw. 0,3s hervorgehobenen Zahlen entsprechen der humanmedizinischen Standardeinstellungen in der klinischen Elektroenzephalographie.  
a) Tiefpaßfilterung und 50Hz Notch-Fiter



b) Hochpaßfilterung

Die Filterung der von der Kopfhaut zu registrierenden *EEG-Signale und aller polygraphischen Parameter* konnte in der Softwareversion des genutzten Gerätes nur einheitlich erfolgen und entsprach den in Abb. 1 hervorgehobenen Werten (0,53Hz bzw. 70Hz).

Unabhängig von der Filterung in der Aufzeichnung kann beim verwendeten digitalen Gerät eine 2. Filterung in der Ebene der Wiedergabe auch zu einem späteren Zeitpunkt erfolgen. Dies ist in 5Hz Schritten in einem Bereich von 20-70Hz mit Dämpfung von 3dB/Dekade möglich. Diese gezielte Darstellung erfolgt, ohne daß die hinterlegten Rohdaten verändert werden und eignet sich damit sehr gut zur Ermittlung geeigneter Wiedergabeparameter.

### 3.2.3 Elektroden und Elektrodenkabel

Für die Ableitung des EEG und aller polygraphischen Parameter wurden ausschließlich Pilzelektroden aus Ag/AgCl (Fa. TUV Medizintechnik) verwendet. Der scheibenförmige Kopf dieser Oberflächenelektroden hatte einen Stoffüberzug aus Baumwolle. Dieser war zur besseren Konstanthaltung des umgebenden Ionenmilieus während der Messungen mit physiologischer Kochsalzlösung getränkt. Der Kopfdurchmesser der Elektroden beträgt 1 cm und ermöglicht eine relativ gleichmäßige Auflage auf der Hautoberfläche. Eine sichere und einfach zu handhabende Befestigung der Elektroden erfolgte durch eine eigens entwickelte Elektroden-Halterungsmaske.

Durch 100 cm lange Elektrodenkabel (Fa. Walter Elektronik), die durch einen geflochtenen Kupfermantel abgeschirmt wurden, erfolgte der Kontakt zur Elektrodenanschlußbox. Nach entsprechender Vorverstärkung in dieser Box wurden die Signale über ein 5 m langes Verbindungskabel in den Computer zur A-D-Wandlung weitergeleitet.

### 3.3 Versuchsanordnung

Mit 123 durchgeführten EEG-Ableitungen, die als Vorversuche zu Grunde lagen, wurde:

1. die Adaptation der Gerätetechnik vorgenommen,
2. die Erarbeitung methodischer Voraussetzungen der nichtinvasiven Ableitung am Pferd zur Erfassung von sowohl *hirnelektrischer Aktivität* als auch *polygraphischer Parameter* realisiert,
3. eine umfangreiche Datenmatrix der nichtinvasiv von der Kopfoberfläche ableitbaren elektrischen Aktivität in unterschiedlichen Vigilanzstadien ermittelt.

Basierend auf diesen Untersuchungen konnten EEG-Daten bestimmten Aktivitätszuständen zugeordnet und auch eine Verhaltensklassifizierung erreicht werden.

Die Hauptversuche sind in Gruppe 1 an 22 wachen, stehenden Pferden durchgeführt worden. Dabei wurden von jedem Pferd 3 EEG-Ableitungen im Abstand von 1-2 Wochen unter einheitlichen materiellen und methodischen Bedingungen aufgezeichnet.

In Gruppe 2, bestehend aus 14 Saugfohlen, ist jeweils 1 Ableitung pro Fohlen durchgeführt worden.

### 3.4 Durchführung der EEG-Ableitungen

Basierend auf den Erfahrungen der ersten durchgeführten Untersuchungen wurden alle Ableitungen am wachen, stehenden Pferd generell in der für das Tier gewohnten Umgebung, seiner eigenen Pferdebox, durchgeführt. Nach erfolgter Morgenfütterung wurden die Untersuchungen in den Vormittagsstunden in einer Phase der Stallruhe durchgeführt, um so ein vergleichbares und ruhiges Umfeld zu realisieren. Die elektrische Beleuchtung wurde während der Ableitung generell ausgeschaltet. Einerseits sollte der Einfluß des 50Hz

Wechselstromnetzes unterdrückt werden, andererseits führte die verminderte Helligkeit bei den Pferden eher zu dem für die Versuche notwendigen relaxierten Wachzustand.

Parallel zum Aufbau der Technik hatte eine pferdeversierte Hilfsperson Kontakt zum Pferd aufgenommen, so daß die nun folgende Vorbereitung des Tieres ohne Beunruhigung durchgeführt werden konnte.

Bei Pferden, bei denen erstmalig abgeleitet wurde, erfolgte zuerst die Ermittlung der Schädelmaße anhand der tastbaren Knochenpunkte, um nachfolgend die Elektrodenpositionierung nach einem einheitlichen Schema vornehmen zu können. Nach Anlegen des Bauchgurtes zur Mitregistrierung des EKG wurden die Elektroden mittels der Halterungsmaske auf dem Kopf befestigt und ihre korrekte Positionierung überprüft. Der Stirnbereich wurde zuvor mit Alkohollösung abgerieben. Diese Reinigung und Entfettung reichte ohne zusätzliches Scheren oder Rasieren des Felles aus, um ausreichend gute Elektrodenübergangswiderstände von in der Regel 2-6 k $\Omega$  für die Ableitung von der Kopfhaut zu erzielen. In den seltenen Fällen hoher Impedanz ließ sich durch die Anwendung von Elektrodenpaste (Fa. PPG Hellige) an der jeweiligen Elektrode eine deutliche Verbesserung erzielen. Die überprüften Übergangswiderstände wurden automatisch mit den EEG-Daten der jeweiligen Aufzeichnung abgespeichert. Anschließend erfolgte die Kalibrierung der Aufzeichnungskanäle mit einem 0,5Hz Rechteck- und einem 10Hz Sinussignal.

Durch diese ruhig ablaufende Vorbereitungsphase waren die Pferde mit allem vertraut und es konnte nachfolgend mit der eigentlichen Aufzeichnung begonnen werden. Um ein zu starkes Bewegen der Tiere und ein Abziehen der Kabel zu vermeiden, wurden die Tiere am Halfter gehalten. Dies ermöglichte zugleich eine beruhigende Einflußnahme auf die Tiere sowie die Kontrolle des Verhaltens. Die in der Regel zwischen 10 und 15 min lang durchgeführten Ableitungen ließen sich zur gleichen Zeit auf dem Monitor in der gewünschten Verschaltung überwachen. Auf eine Unterbrechung der Aufzeichnung während des Auftretens von Kopfbewegungen bzw. unvermeidbaren Ohr- oder Kaubewegungen wurde bewußt verzichtet, da ein Ziel dieser Arbeit in der Ermittlung des Einflusses solcher biologisch bedingter Störungen auf die verschieden positionierten EEG-Elektroden bestand.

Für die Ermittlung und Klassifizierung des EEG beim wachen, stehenden Pferd war das momentane Vigilanzstadium zu beachten. Eine genaue Beobachtung und Registrierung der Kopf- und Körperhaltung sowie der beim Pferd ausgeprägten Mimik war hierfür notwendig. Dies wurde stets von der gleichen Person vorgenommen, um Unterschiede in der Beurteilung der einzelnen Zustände zu vermeiden. Über vorher wahlweise zu belegende Ereignistasten konnte diese Verhaltensprotokollierung zeitsynchron während der Aufzeichnung im Computer

abgespeichert werden. Nach Aufzeichnungsende erfolgte nochmals eine Impedanzkontrolle um mit der Ableitung verbundene Änderungen zu erfassen. Der Zeitaufwand für eine Aufzeichnung einschließlich der Vorbereitungsphase betrug durchschnittlich eine Stunde.

### 3.5 EEG-Auswertung

Im ersten Schritt erfolgte die Auswertung visuell am Monitor. Dabei ging es zuerst darum den Artefakteinfluß auf die aufgezeichneten EEG-Kanäle zu ermitteln. Dazu wurde das gesamte EEG mit zwei selbst entwickelten Darstellungsprogrammen routinemäßig durchgemustert. Sowohl die während der Aufzeichnung mit den Ereignistasten gekennzeichneten Markierungen im EEG als auch die Informationen der Polygraphiekkanäle waren notwendig, um Artefakt beeinflusste Abschnitte zu erkennen und eine Zuordnung der Störquellen vorzunehmen.

Die so als artefaktfrei ermittelten Abschnitte dienten der *Bestimmung der Grundtätigkeit* des Pferdes. Die *visuelle Auswertung* erfolgte sowohl am Monitor als auch konventionell auf Papier. Dazu wurden repräsentative EEG-Abschnitte mit den beim Papier-EEG genutzten Standardwerten (70 $\mu$ V, 3cm/s) ausgedruckt, um einerseits für die Zusammenarbeit mit EEG-Spezialisten die gewohnten Darstellungsparameter vorliegen zu haben und andererseits die Bestimmung der *Frequenz- und Amplitudenwerte* der Kurvenverläufe auch mit der Meßschablone nach SCHÜTZ vornehmen zu können.

Die zum *PL-EEG-Classic* gehörende Softwareversion ermöglichte es, Frequenz- und Amplitudenwerte der ausgewählten EEG-Welle auf dem Monitor unabhängig vom gewählten Verstärkungsfaktor anzuzeigen. Weiterhin war es zur Bestimmung höherer Frequenzen möglich, auf dem Monitor die „Papiergeschwindigkeit“ zu erhöhen, um eine verbesserte optische Auflösung zu erreichen.

Neben dem Bestimmen der *Form* charakteristischer Potentialanteile der Grundtätigkeit sowie besonderer Potentialmuster, wurden *Häufigkeit* und *Symmetrie* in Anlehnung an die Richtlinie der DT EEG-GESELL zur Beschreibung und Beurteilung des EEG betrachtet.

Eine *quantitative rechnergestützte Auswertung* zur objektiven Bestimmung der Signalanteile wurde nachfolgend mit einem speziellen Analyseprogramm durchgeführt, das derzeit in der humanen Elektroenzephalographie in der Psychiatrischen Klinik „Benjamin Franklin“ des

Universitätsklinikums der FU Berlin getestet wird und welches das spezielle Datenformat des genutzten EEG-Systems einlesen kann.

Für jedes adulte Pferd wurden aus den 3 angefertigten EEG-Ableitungen jeweils 3 repräsentative und artefaktfreie EEG-Abschnitte von 4 sec Dauer ausgewählt. Für die Aufbereitung der Abschnitte zur rechnergestützten Auswertung mußte ein eigenes Programm entwickelt werden.

Aus den referentiell hinterlegten Rohdaten, die für jede der 11 aufgezeichneten EEG-Elektroden bis 75Hz ungefiltert vorlagen, wurden folgende Werte bestimmt:

1. die HJORTH'schen Parameter

*Aktivität*, als mittlere Amplitudenwert

*Mobilität*, als mittlere Frequenz und

*Komplexität*, als mittlere Frequenzabweichung,

2. die *spektralen Frequenzanteile* mit der FOURIER-TRANSFORMATION.

Die Frequenzanalyse des genutzten Programms ist dabei an keine festgesetzten Bandgrenzen gebunden. So wurde bewußt die Bestimmung der Frequenzbanden in 1-Hz-Schritten für den Frequenzbereich von 0-42Hz gewählt. Für jeden der 11 EEG-Kanäle erfolgte die Bestimmung des mittleren Amplitudenwertes, auch als *Magnitude* bezeichnet, für den jeweiligen Bereich (0-1Hz, 1-2Hz, 2-3Hz, ..., 41-42Hz).

Zur *statistischen Auswertung* wurden nur die EEG-Parameter herangezogen, da mit Ausnahme des Elektrodenübergangswiderstandes, sowohl EKG, horizontales und vertikales EOG und auch EMG der visuellen Abgrenzung von Artefakten dienen. Die Auswertung der EEG-Parameter erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS wie folgt:

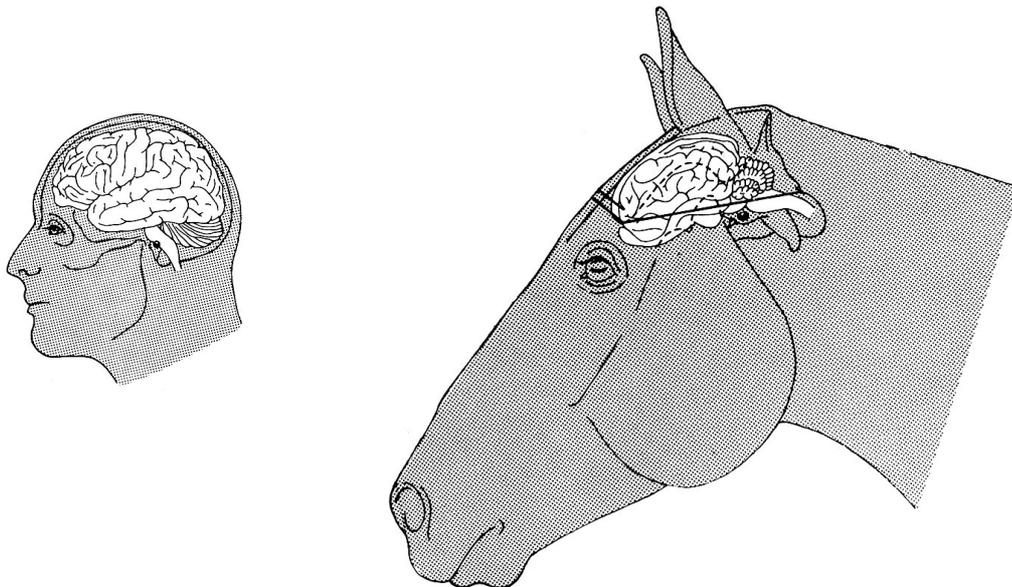
- Bestimmung der deskriptiven Kennzahlen für die Hjorth-Parameter als auch Spektrallinien für jede der 11 Elektroden bei den adulten Pferden,
- Varianzanalyse der Hjorth-Parameter zur Bestimmung der Unterschiede zwischen den jeweiligen Meßnummern am selben Meßtag, zwischen den Meßnummern unabhängig vom Meßtag, zwischen den Meßtagen des jeweiligen Pferdes und zwischen den Pferden,
- Faktoranalyse der Hjorth-Parameter zur Ermittlung von räumlichen Einflußfaktoren,
- Bestimmung der deskriptiven Kennzahlen für die Hjorth-Parameter als auch Spektrallinien für jede der 7 Elektroden bei den Fohlen,
- Varianzanalyse zur Bestimmung der Unterschiede zwischen Fohlen und adultem Pferd.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Ergebnisse der methodischen Vorversuche

#### 4.1.1 Anatomische Messungen zur Anordnung der EEG-Elektroden

Die von den einzelnen Autoren bei bisherigen EEG-Untersuchungen an Pferden genutzten Positionen zur Platzierung sowohl invasiver als auch Hautelektroden waren sehr unterschiedlich. Gründe dafür sind das Fehlen stereotaktischer Atlanten für das Pferd bzw. wissenschaftlicher Arbeiten zu anatomischen Gegebenheiten im Stirnschädelbereich, welche die Möglichkeit einer gezielten Erfassung hirnelektrischer Aktivität berücksichtigen. Die erheblichen anatomischen Unterschiede zum Menschen machen die Übernahme humanmedizinischer Standards zur Elektrodenpositionierung wie z.B. das internationale 10-20-System für das Pferd unmöglich.



*Abb. 2 Halbschematische Darstellung der Lage- und Größenverhältnisse des Gehirns in Bezug zum Gesamtkopf bei Mensch und Pferd nach SEIFERLE [1992]*

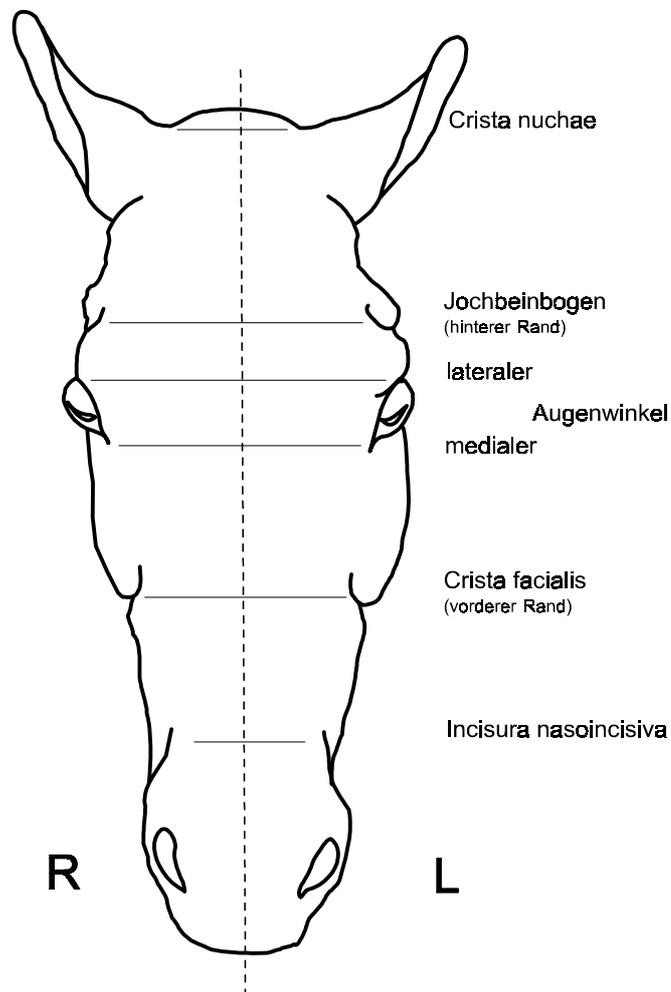
Beim Menschen ist der kleinere Gesichtsschädel durch die Augenbögen deutlich vom Gehirnschädel absetzt. Das Gehirn ist durch die Schädelkalotte gleichmäßig umschlossen und damit für eine EEG-Ableitung von der Kopfoberfläche gut zugänglich.

Beim Pferd liegt das Gehirn relativ tief im Schädel und wird teilweise von der Stirnhöhle bzw. von der ansetzenden Ohr- und Kaumuskulatur überlagert. Dabei verläuft von lateral betrachtet das Vorderprofil von der Nasenbeinspitze über die Stirnregion bis zur Crista nuchae mit leichten Rasseunterschieden in nahezu einer Ebene.

Um eine reproduzierbare Elektrodenanordnung für systematische EEG-Messungen an Pferden zu gewährleisten, waren eigene Untersuchungen zu den Lage- und Größenverhältnissen des Gehirns bezüglich äußerlich tastbarer Knochenpunkte notwendig. Diese orientierenden Messungen wurden an anatomischen Präparaten im Institut für Veterinär-Anatomie der FU Berlin durchgeführt. Dazu standen jeweils fünf in der Medianebene durchtrennte knöcherne Pferdeschädel bzw. formalinfixierte Pferdeköpfe adulter Tiere zur Verfügung.

Ausgehend von der *Crista nuchae* wurden als „äußere“ Schädelmaße (jeweils in der Medianebene) der Abstand bis zur jeweiligen Verbindungslinie [1] *Incisura nasoincisiva*, [2] *Crista facialis*, [3] medialer Augenwinkel, [4] lateraler Augenwinkel, [5] hinterer Rand des *Proc. zygomaticus ossis frontalis* bestimmt. Als Quermaße wurden jeweils der Abstand am [a] der *Crista facialis*, [b] innerer Augenwinkel und [c] äußerer Augenwinkel bestimmt.

*Diese Punkte sind die Grundlage zur Ermittlung der Schädelmaße für jedes Pferd vor der EEG-Ableitung und die Voraussetzung für eine übereinstimmende Elektrodenpositionierung bei unterschiedlicher Schädelgröße.*



**Abb. 3** Schematische Darstellung anatomisch markanter Knochenpunkte am Pferdekopf

Demgegenüber wurden als „innere“ Maße ebenfalls ausgehend von der *Crista nuchae* die Länge bis zum vorderen [I] bzw. zum hinteren [II] Pol der Großhirnhemisphären bestimmt. Neben der so bestimmaren Hemisphärenlänge [III] wurde auch die maximale Hemisphärenbreite [IV] ermittelt.

**Tabelle 1** Schädelmaße der anatomischen Präparate

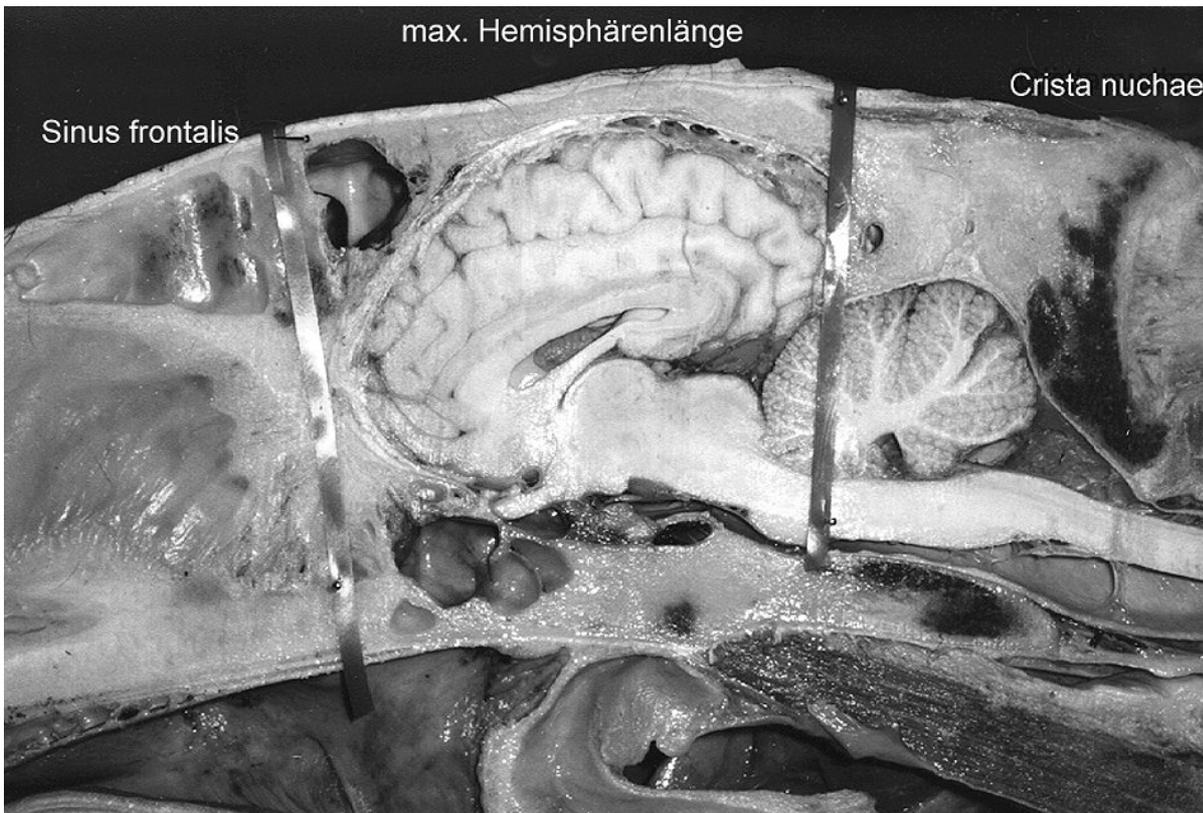
Pferd	"Äußere "					quer			"Innere "			Breite	Sinus- bereich
	längs					a	b	c	längs				
	1	2	3	4	5				I	II	III		
1	43,2	31,5	25,2	19,5	18,0	27,0	18,5	28,5	17,9	6,5	11,4	9,6	2,4
2	47,1	33,0	27,5	21,7	20,1	30,0	20,4	32,0	19,9	7,9	12,0	10,6	3,1
3	45,0	32,0	26,0	21,0	19,0	29,0	19,5	30,5	18,5	6,4	12,1	10,2	2,5
4	42,5	32,0	25,5	20,5	18,1	27,1	18,6	30,5	18,1	6,5	11,6	10,0	2,3
5	44,0	33,5	25,0	19,5	18,0	27,0	19,0	29,5	17,7	6,9	10,8	9,8	2,5
6	48,0	37,6	28,1	22,2	20,6	29,6	21,5	33,0	20,1	7,5	12,6	10,6	3,2
7	46,0	36,0	27,0	21,0	19,0	27,0	19,5	30,5	19,1	7,3	11,8	10,2	3,0
8	43,0	29,8	25,4	20,0	18,1	30,0	20,3	32,0	18,5	7,4	11,1	9,8	2,7
9	43,0	34,0	24,6	20,5	18,9	26,1	19,0	30,5	17,6	6,5	11,1	9,2	2,3
10	39,3	29,1	22,9	17,8	16,8	24,2	16,3	27,5	16,5	6,0	10,5	9,0	2,0
Durchschnitt	83,01	32,85	25,72	20,37	18,66	27,70	19,26	30,45	18,39	6,89	11,50	9,90	2,60

Ebenso wie die Bestimmung der maximalen Ausdehnung des Gehirns war es wichtig, einerseits im Stirnbereich die Überlagerung des Sinus frontalis und andererseits im Kaudalbereich der Großhirnhemisphäre die Zunahme des Abstandes vom Kortex zur Hautoberfläche zu ermitteln. Auch wenn durch die unterschiedliche Größe der Schädel eine Ermittlung von Durchschnittswerten nicht sinnvoll war, kann ausgesagt werden, daß folgendes für die Bestimmung des Gebietes zur Elektrodenpositionierung zu beachten ist:

1. Der Abstand der Crista nuchae zum hinteren Rand des Jochbeinbogens eignet sich als äußerlich ermittelbarer Orientierungspunkt zur Bestimmung der *rostralen Großhirngrenze*.
2. Ausgehend von dieser Markierung erstreckt sich der *Sinus frontalis* ca. 2-3 cm weit über den vorderen Gehirnpol.
3. Die *kaudale Großhirngrenze* befindet sich ca. 6-8 cm vor der Crista nuchae.
4. Ab 2-3 cm vor der kaudalen Großhirngrenze nimmt durch die Crista sagitalis externa sowie die großflächig am Os parietale entspringende Temporal Muskulatur der *Abstand zur Großhirnrinde* deutlich zu.
5. Der gehirngrenzende Stirnbereich mit einheitlicher Struktur und Stärke erstreckt sich bis ca. 4 cm von der Medianen. Weiter *seitlich* ist das Gehirn vom Jochbeinbogen und der Ohr- bzw. Kaumuskelatur überlagert.

Zusammenfassend kann geschlußfolgert werden, daß beim Pferd nur ein kleiner Bereich der Großhirnrinde, der als *zentroparietal* zu bezeichnen ist, mit einer EEG-Ableitung von der Kopfoberfläche her abgegriffen werden kann. In Abb. 4 wird ersichtlich, daß neben einer

seitlichen Begrenzung auch der frontale bzw. der okzipitale Gehirnpol ebenfalls nicht für eine Ableitung von der Kopfoberfläche zugänglich ist.



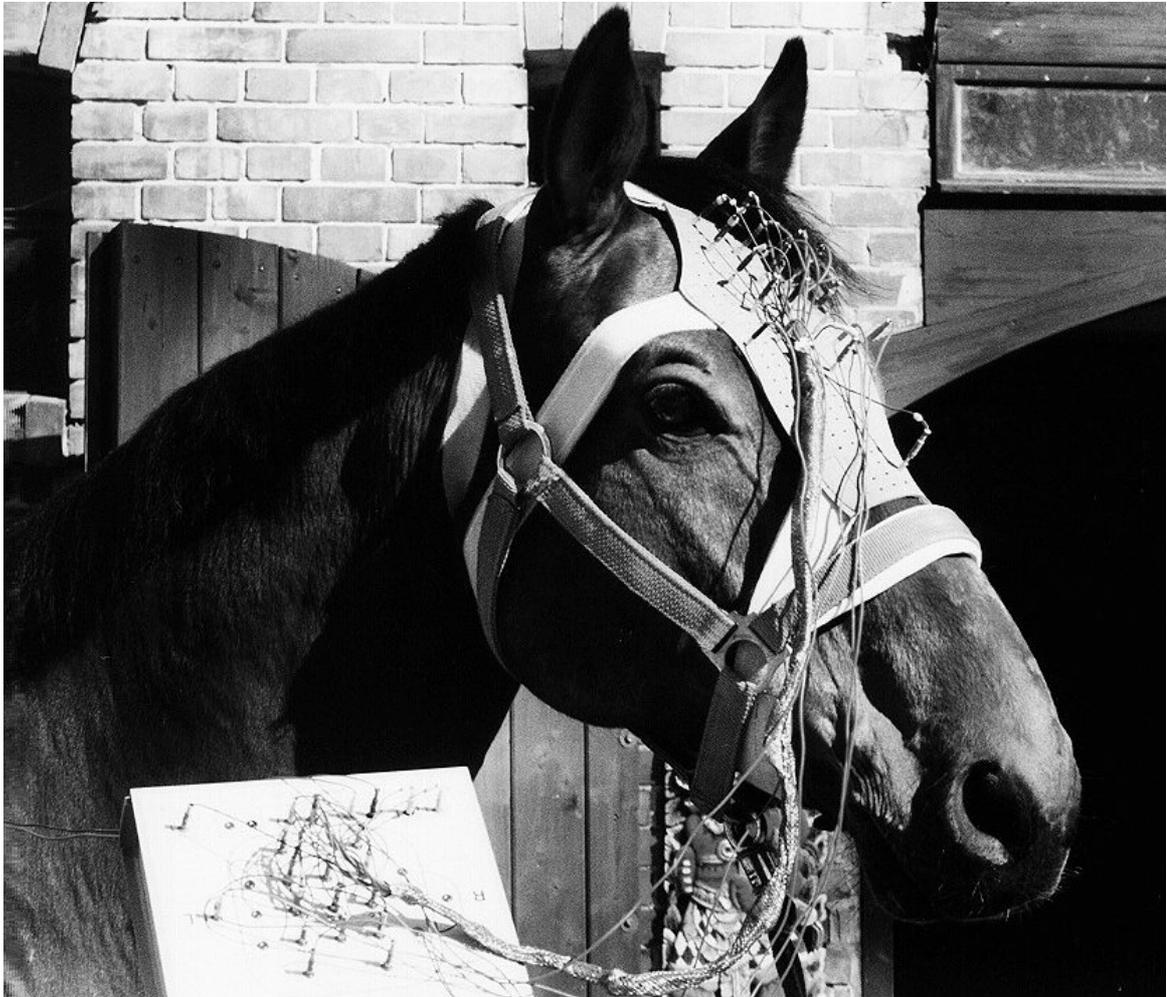
**Abb. 4** Formalinfixiertes Pferdekopfpräparat

*Markierungen dienten zur Bestimmung des Bereiches für die Elektrodenplatzierung, entsprechend der Größe und Lagebeziehungen von Gehirn und Stirnhöhle zu den äußerlich tastbaren Knochenpunkten*

#### 4.1.2 Elektroden-Halterungsmaske und Elektrodenpositionierung

Auf Grund der anatomischen Untersuchungen wurde eine speziell gestaltete Elektroden-Halterungsmaske entwickelt. Der zentrale Teil bestand aus lederartigem Kunststoff, der den Stirnbereich bedeckte und durch drei ca. 2cm breite und mit Klettverschluß versehene Gummibänder am Unterkiefer bzw. in der Ganaschengegend zu fixieren war. Das *bei adulten Pferden* 20x12cm große Zentralteil hatte eine Vielzahl von kleinen Löchern, durch welche die pilzförmigen Elektroden gesteckt werden konnten. Diese Löcher, in Längs- und Querreihen im Abstand von einem 1cm angeordnet, ermöglichen eine variable Elektrodenpositionierung abhängig von der Größe des jeweiligen Pferdekopfes.

Die Elektroden-Halterungsmaske ermöglichte ein enges Anliegen der Pilzelektroden auf der Kopfoberfläche ohne Behinderung für das Pferd. Bei sicherem Sitz war durch die einfache Handhabung die Voraussetzung für die Elektrodenpositionierung nach einem einheitlichen Schema gegeben. So wurden 11 aktive EEG-Elektroden in 3 Reihen angeordnet, wobei sich in der Medianebene 3 und jeweils parallel dazu 4 Elektroden befanden.



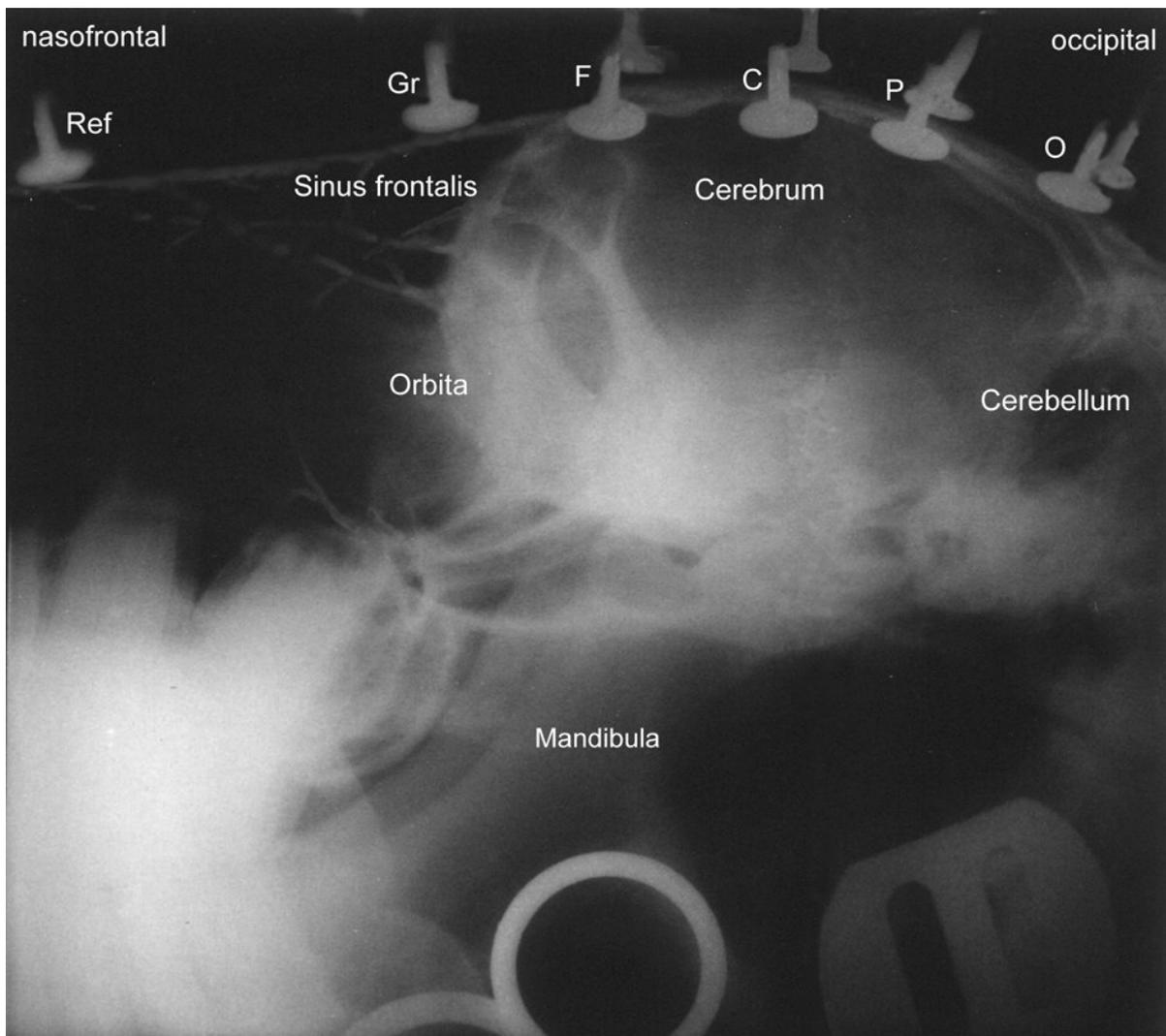
*Abb. 5 Foto während einer EEG-Messung mit Elektroden-Halterungsmaske und Elektrodenanschlußbox*

Ein gleichmäßiger Abstand zu den jeweils benachbarten Elektroden sicherte eine rasterartige Abdeckung des gesamten Stirnbereiches, der für elektroenzephalographische Ableitungen von der Kopfoberfläche zugänglich ist.

Durch Röntgenkontrollen an stehenden Pferden wurde die gewählte Positionierung der EEG-Elektroden überprüft. Ausgehend von den Ergebnissen der anatomischen Messungen, die zeigten, daß der hintere Rand des Jochbeinbogens ungefähr dem vorderen Gehirnpol

entspricht, wurde der Abstand der Crista nuchae bis zum hinteren Rand des Jochbeinbogens als Richtwert zur Anordnung der Elektroden genommen.

Bei einem Abstand von 18-20,5cm wurde die letzte, als okzipital bezeichnete Elektrodenreihe 10cm vor der Crista nuchae positioniert. In Abb. 6 wird deutlich, daß bei ausgewachsenen Vollblutpferden der in der Halterungsmaske eingestellte Elektrodenabstand von 3 cm geeignet war, den gesamten kortexnahen Stirnbereich abzudecken. Mit dem Abstandswerten von der Crista nuchae zur Jochbeinbogengrenze bzw. dem Abstand zur okzipitalen Elektrodenreihe waren wichtige Bezugspunkte für eine einheitliche und reproduzierbare Positionierung der Meßelektroden erreicht.



**Abb. 6** Kopf-Röntgenaufnahme eines Pferdes in latero-lateraler Projektion zur Kontrolle der Positionierung der Meßelektroden, die auf der intakten Kopfoberfläche aufliegen

Die Bezeichnungen der EEG-Elektroden ergab in Abb. 7 sich aus der Anordnung der Eingänge auf der Elektrodenanschlußbox des Gerätes. Die Richtungsbezeichnungen wurden in Anlehnung an die Humanmedizin gewählt (**F**rontal, **C**entral, **P**arietal und **O**kzipital), auch wenn eine exakte Zuordnung zu den entsprechenden Gehirnabschnitten auf Grund der Schädelanatomie des Pferdes nicht gegeben ist. Mit geraden Zahlen bezeichnete Elektroden befinden sich dabei über der rechten Gehirnhälfte, dementsprechend ungerade auf der linken. Die mit „z“ bezeichneten Elektroden sowie die Referenz- und Masselektroden sind in der Medianlinie des Kopfes angeordnet.

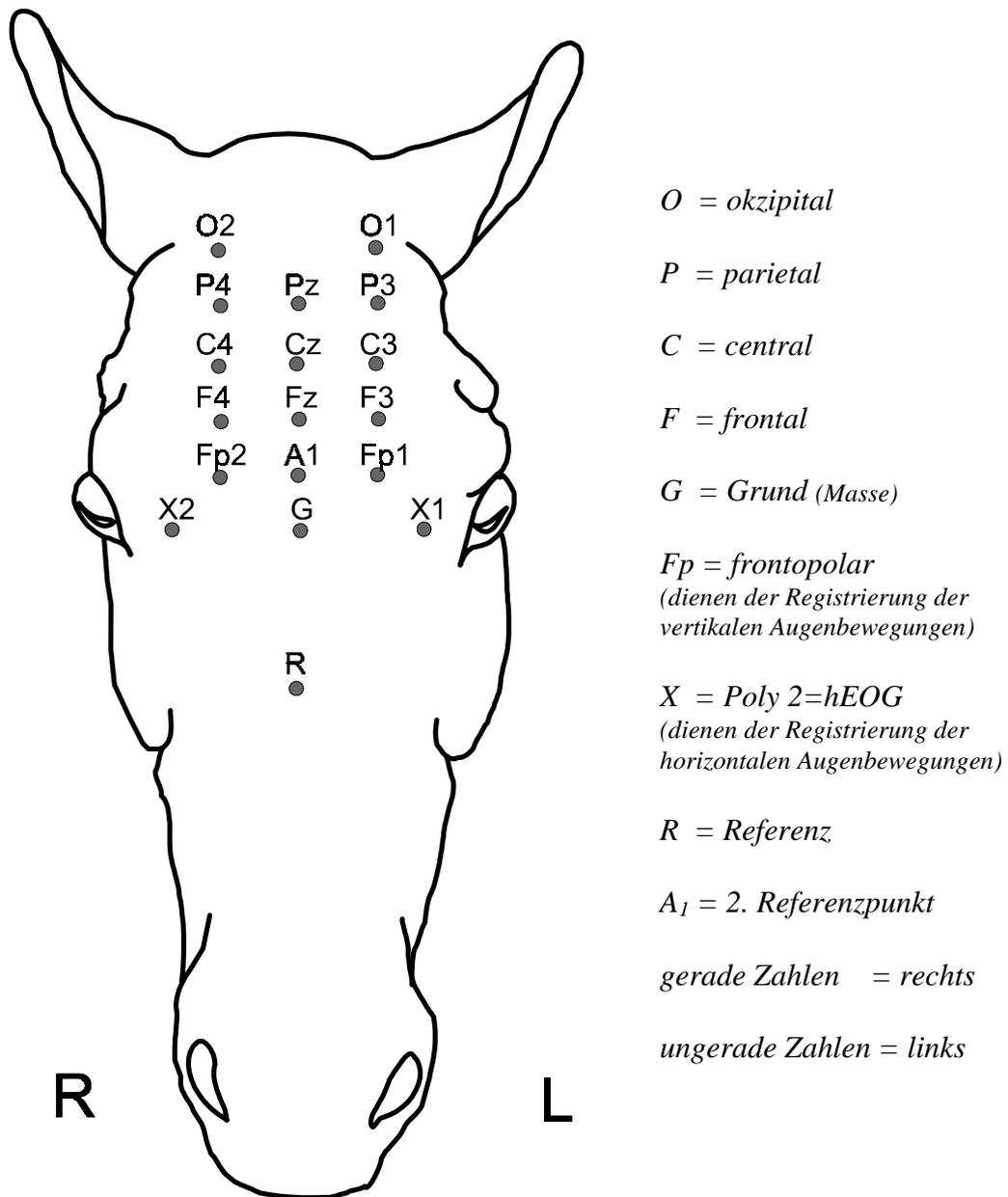


Abb. 7 Sitz und Bezeichnung der Elektroden

Basierend auf den Vorversuchen wurde die Elektroden-Halterungsmaske so gestaltet, daß ein gezieltes Mitregistrieren anderer bioelektrischer Quellen ermöglicht wurde.

Für die Erfassung des Einflusses des *Augendipols* wurde folgende Elektrodenanordnung genutzt:

Es erfolgte die Registrierung der

- *horizontalen Augenbewegungen* über einen gesonderten Polygraphie-Kanal (Poly2 =hEOG) des Gerätes. Dazu wurden im Stirnbereich zwei Pilzelektroden (**X1** bzw. **X2**) jeweils links und rechts direkt medial der Augen platziert und bipolar zueinander verschaltet.
- *vertikalen Augenbewegungen* über die als frontopolar bezeichneten EEG-Kanäle (**Fp1**, **Fp2**). Dazu wurden 2 Elektroden oberhalb der Augen jeweils mit 3cm Abstand vor den eigentlichen EEG-Elektroden platziert und als eigene Kanäle abgespeichert.

Die hohe Empfindlichkeit durch die Verstärkung über die EEG-Registrierung und die damit verbundene Miterfassung der Elektrodenimpedanzen für diese Elektroden ermöglicht eine gute Erfassung des Einflusses dieser Störsignale. Damit wurden beeinflusste EEG-Abschnitte in der EEG-Beurteilung deutlich erkennbar.

Zur Registrierung des Einflusses von *Muskelpotentialen*, die vorrangig durch Ohrenbewegungen hervorgerufen wurden, kam kein gesonderter Polygraphie-Kanal zur Anwendung. Sie wurden durch eine Querverschaltung der beiden O-Elektroden (**O1-O2**) bestimmt.

Die relativ einfach über einen Polygraphie-Kanal (Poly1 = EKG) zu registrierende *elektrische Herzaktivität* wurde mit 2 Elektroden, die über einen Bauchgurt am Pferd befestigt wurden, bestimmt. Sie diente zur Ermittlung der Herzfrequenz als zusätzlichem Parameter für das allgemeine Aktivitätsniveau. Gleichzeitig ist diese Registrierung von Bedeutung, um eine mögliche Einstreuung in das EEG als EKG-Artefakt sichtbar zu machen.

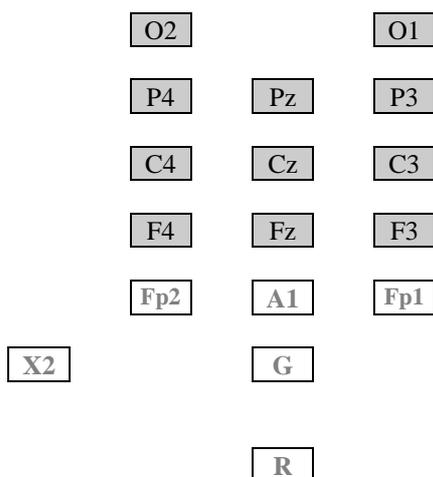
4.2 Darstellungsprogramme und Wiedergabeparameter

Mit Einsatz des digitalen EEG-Gerätes war durch die referentielle Speicherung der EEG-Rohdaten eine unterschiedliche graphische Darstellung mit verschiedenen Darstellungsprogrammen möglich. In diesen Programmen sind neben der Auswahl, Anordnung und Verschaltung der Elektroden bzw. der Kanäle alle für die Wiedergabe entscheidenden Parameter gespeichert.

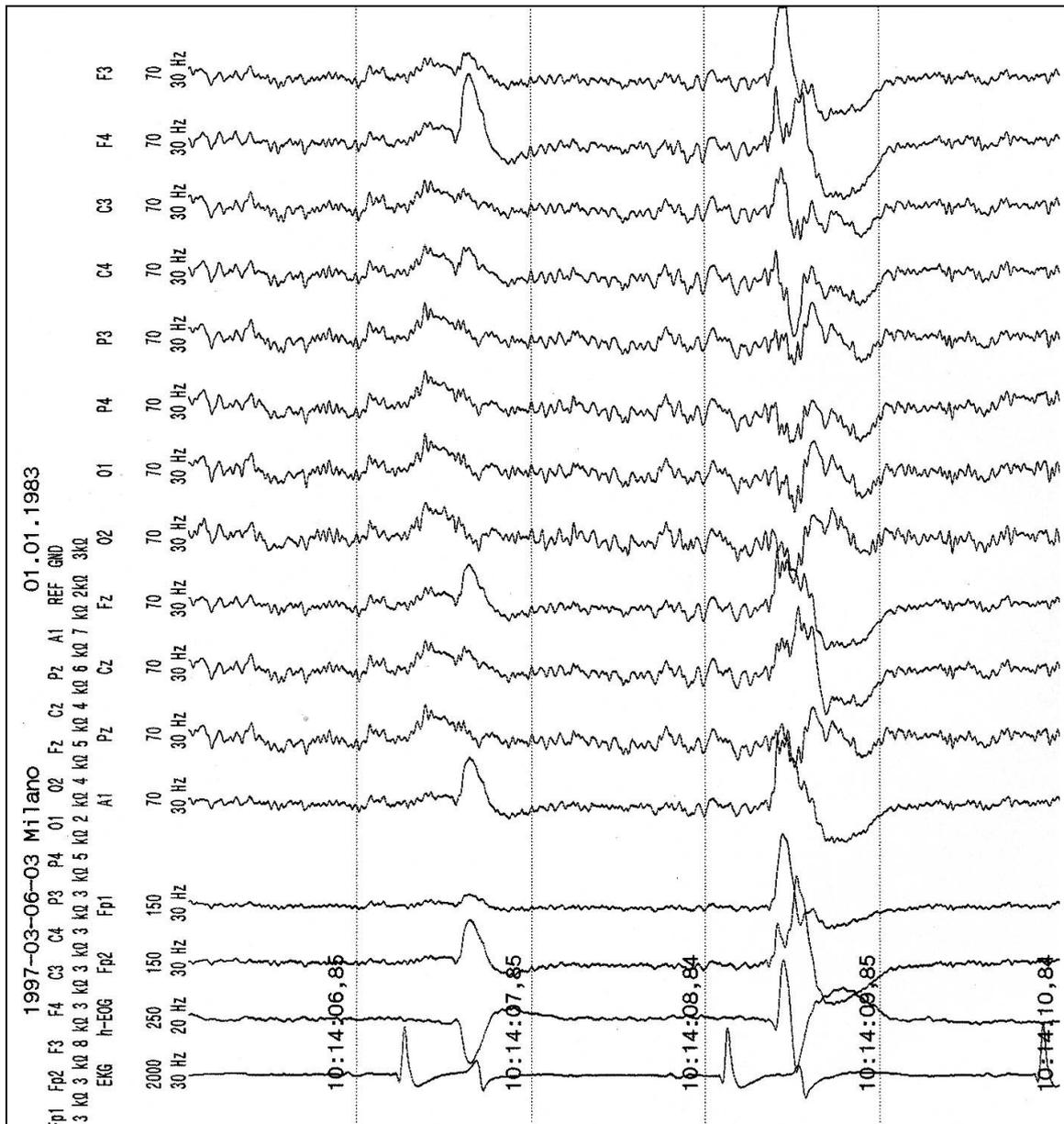
Durch die zur Aufzeichnung genutzten Filtereinstellungen von 0,53Hz und 70Hz erfolgte die Erfassung der elektrischen Aktivität von der Hautoberfläche in einem breitbandigen Frequenzbereich. Die stufenweise Einstellungsmöglichkeit von *Filterwerten*, *Verstärkungsfaktoren* und der „optischen *Papiergeschwindigkeit*“ ermöglichte die variable Wiedergabe des gleichen EEG-Abschnittes. Aus der Vielzahl von Ableitungen sind die nachfolgend in Tabelle 2 und 3 aufgeführten zwei Darstellungsprogramme mit ihren Wiedergabeparametern für die EEG-Aufzeichnungen beim erwachsenen Pferd entwickelt worden.

Das *Darstellungsprogramm I* stellt alle aufgezeichneten EEG-Elektroden und die polygraphisch registrierten Parameter dar. Es ermöglicht einen guten Gesamtüberblick und wurde deshalb standardmäßig zur Wiedergabe während der EEG-Ableitung genutzt, da beispielsweise auch technische Störungen eines einzelnen Kanals sofort erkannt und vermerkt werden konnten.

**Tabelle 2** *Darstellungsprogramm I:*



Kanal Kurve	Ableitung unipolar	Messung	ZK Wiederg	Filter Wiederg	Verst Wiederg
1	F3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
2	F4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
3	C3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
4	C4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
5	P3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
6	P4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
7	O1 : R	EEG	0	30Hz	70µV
8	O2 : R	EEG	0	30Hz	70µV
X1 9	Fz : R	EEG	0	30Hz	70µV
10	Cz : R	EEG	0	30Hz	70µV
11	Pz : R	EEG	0	30Hz	70µV
12	A1: R	EEG	0	30Hz	70µV
13	Fp1 : R	EOG-li	0	30Hz	150µV
14	Fp2 : R	EOG-re	0	30Hz	150µV
15	X1 : X2	h-EOG	0	20Hz	250µV
16	Poly 1	EKG	0	30Hz	2 mV



**Abb. 8** EEG-Abschnitt eines wachen, stehenden Pferdes mit Darstellungsprogramm I

Der jeweilige Ausdruck eines EEG-Abschnittes enthält neben den Patientendaten die zur Auswertung notwendigen Wiedergabeparameter.

- 1997-03-06-03                      Patientennummer  
(besteht aus Datum und Nummer der n -ten Ableitung des Tages)
- Milano                                      Name des Patienten
- 01.01.1983                              Geburtsjahr des Patienten
- F3, F4, C3,.....                      aufgezeichnete Elektroden
- 4 kΩ    Impedanzwerte (Elektrodenübergangswiderstand)
- 70    Verstärkungsfaktor in  $\mu\text{V}$  je cm
- 30Hz    Angabe des geschalteten Hochfrequenzfilters
- 10:14:06,85                              Zeitmarkierung im Sekundenschritten aus der beim Ausdrucken  
1:1 die Papiergeschwindigkeit entsteht, hier 3 cm/sec

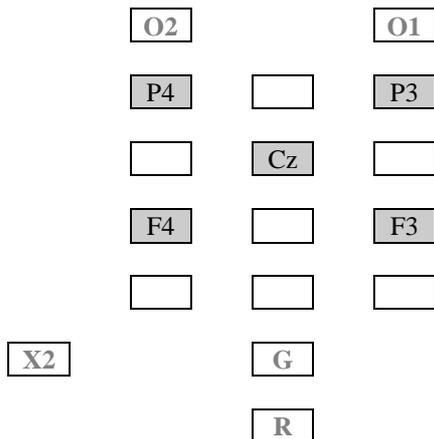
Das Darstellungsprogramm II reduziert bewußt die Anzahl der dargestellten EEG-Kanäle.

Zielstellung war dabei:

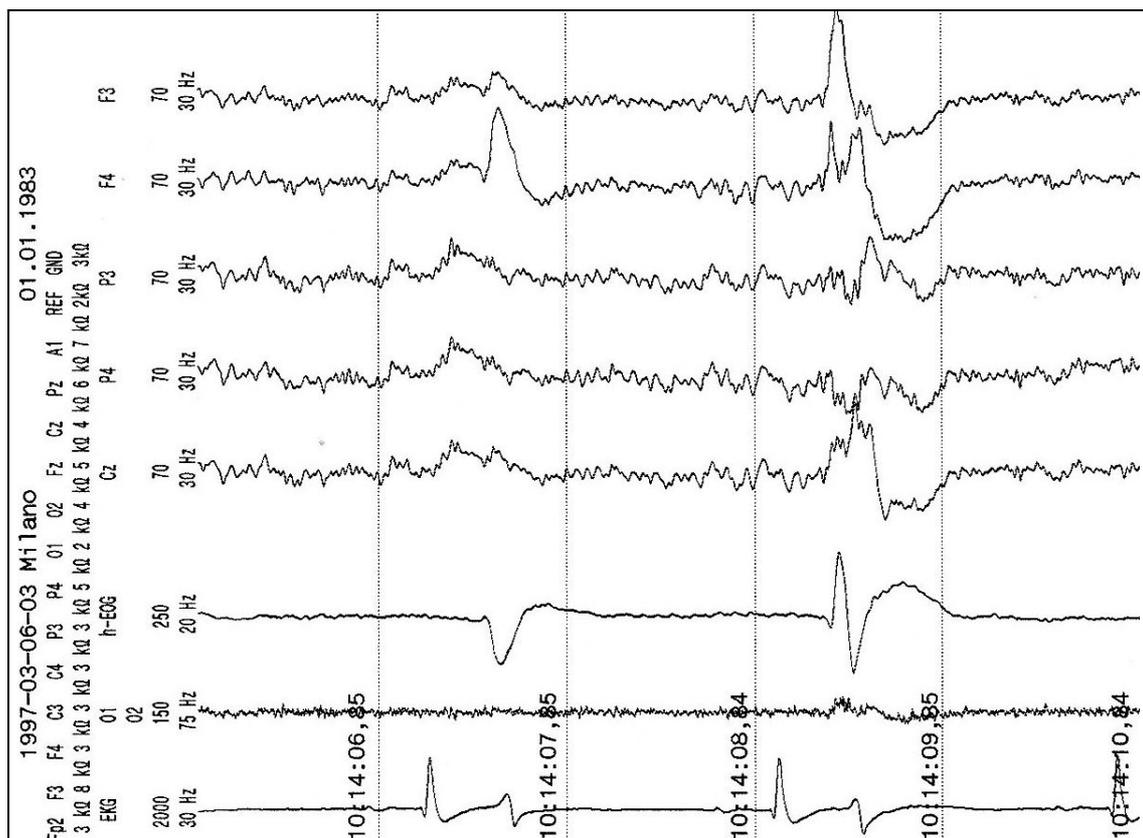
1. die teilweise Überladung des Bildes durch die vielen Kurvenverläufe zu reduzieren und

2. die EEG-Kanäle besser in Beziehung zu den über die Polygraphie-Kanäle zu erkennenden Artefakteinflüssen zu bringen. Die 5 dazu ausgewählten Elektroden stellen ein Viereck mit zusätzlicher zentraler Elektrode dar. Damit ist eine gute Orientierung sowohl in Richtung des frontalen bzw. des okzipitalen Gehirnbereiches als auch auf die linke und rechte Seite möglich.

**Tabelle 3** Darstellungsprogramm II:



Kanal Kurve	Ableitung unipolar	Messung	ZK Wiederg	Filter Wiederg	Verst Wiederg
1	F3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
2	F4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
3	C3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
4	C4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
5	Cz : R	EEG	0	30Hz	70µV
6	X1 : X2	h-EOG	0	20Hz	250µV
7	O1 : O2	EMG	0	75Hz	150µV
8	Poly 1	EKG	0	30Hz	2 mV

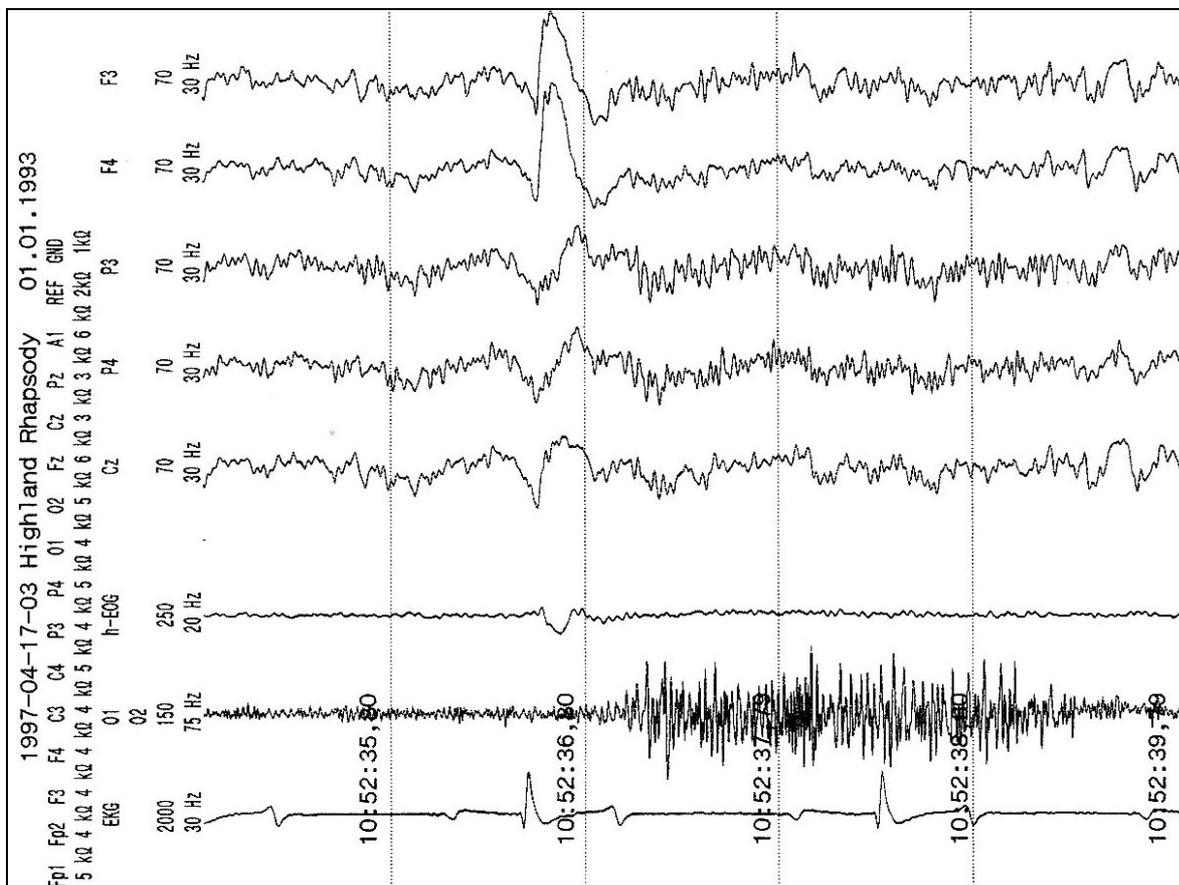


**Abb. 9** Gleicher EEG-Abschnitt wie in Abb. 8 mit Darstellungsprogramm II

Zur Erreichung einer schnellen räumlichen Zuordnung sind in den oberen Kanälen die frontalen und weiter unten die okzipitalen Elektroden angeordnet worden. Die jeweils

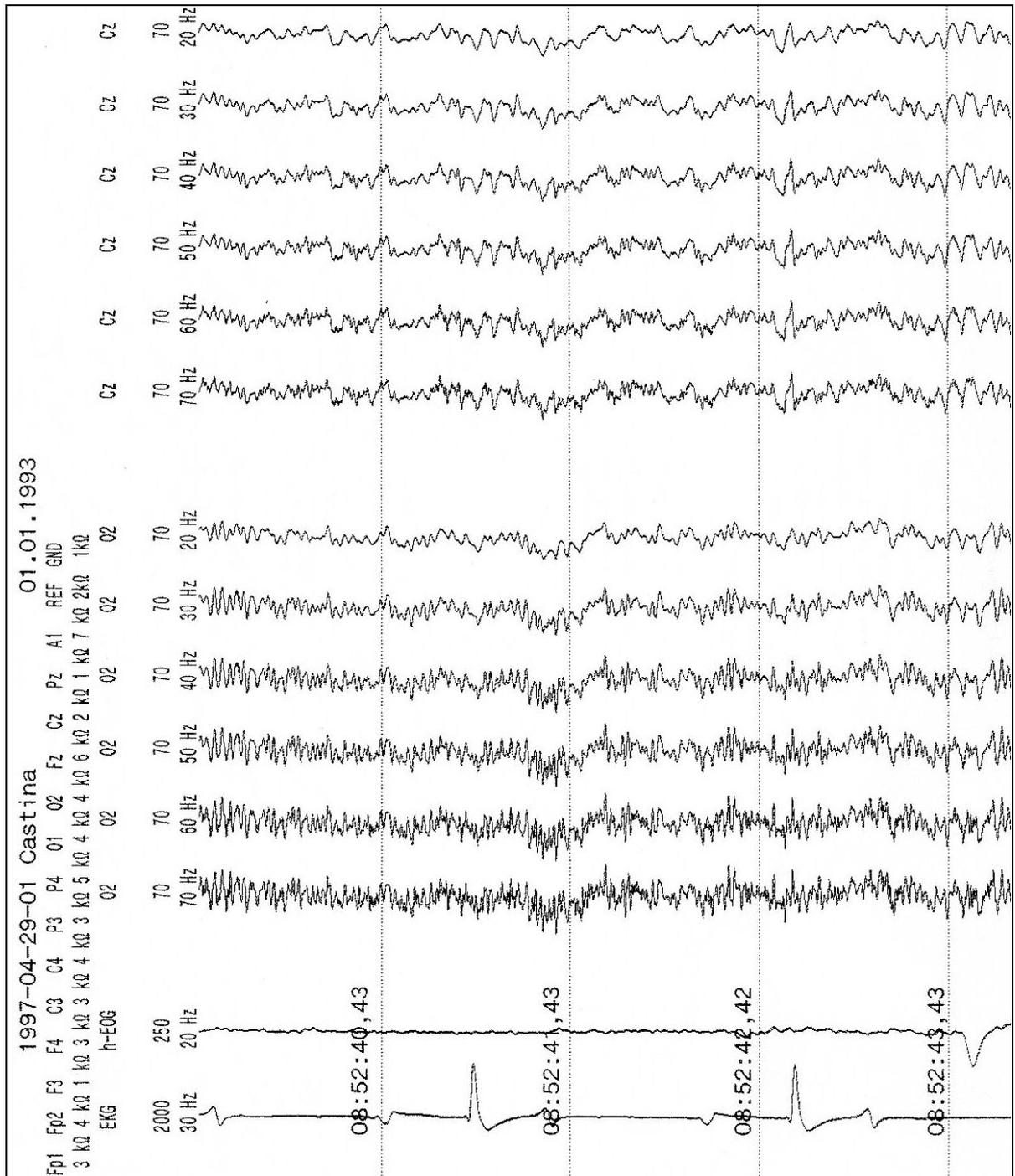
zusammengehörigen Kanäle beider Hemisphären folgten im links/rechts Wechsel. In der Bildschirmdarstellung konnte diese Seitenzuordnung durch entsprechende Farbgestaltung der einzelnen Kurvenverläufe unterstützt werden. In Abb. 8 und 9 wurde bewußt ein mit *Augenartefakten* belasteter Abschnitt herausgegriffen, der die Beeinflussung der Messung hirnelektrischer Aktivität durch den Augendipol als eigenständige bioelektrische Potentialquelle verdeutlicht. Einfache Bulbusbewegungen als auch die mit dem Lidschlag verbundene kurzzeitige Auf- und Abwärtsbewegung des Bulbus sind dafür verantwortlich.

Die Darstellung im Programm II der beiden zueinander verschalteten O-Elektroden mit einer Frequenzblende von 75Hz hat sich für die Erkennung des Einflusses von elektrischer Aktivität im höheren Frequenzbereich als sinnvoll erwiesen. Als Hauptquelle für derartige Einflüsse, wie sie durch Muskelpotentiale hervorgerufen werden, sind die im Bereich dieser Elektroden angrenzende Kau- und Ohrmuskulatur anzusehen. Die Darstellung der zueinander verschalteten O-Elektroden in Abb. 10 ist als ein von der Hautoberfläche abgegriffenes *EMG* dieser Muskelgruppen anzusehen. Eine Zunahme der Spannungshöhe schneller Frequenzen wird dabei gut erkennbar und erlaubt, artefaktbeeinflusste EEG-Abschnitte zu erkennen und von der EEG-Beurteilung auszuschließen.



**Abb. 10** Ausgewählter Abschnitt mit Artefaktbelastung durch Muskelpotentiale  
Der O1-O2-Kanal zeigt durch die 75Hz Filterung derartige Einflüsse deutlich auf.

Im Zusammenhang damit wird in Abb. 11 der Einfluß der *Hochfrequenzfilterung* auf die Signaldarstellung an 2 ausgewählten EEG-Kanälen veranschaulicht.



**Abb. 11** Einfluß der Hochfrequenzfilterung auf die Signaldarstellung

Im oberen Bildteil ist mit dem Kanal Cz ein gering und gegenüberstellend im unteren Teil mit O2 ein stark durch Muskelpotentiale beeinflusster EEG-Kanal von ein und demselben EEG-Abschnitt bei (20, 30, 40, 50, 60 und 70Hz ) dargestellt.

Die Filterung bei 20Hz zeigt die beste Glättung, ist aber bei einem mit Muskelpotentialen belasteten Abschnitt nicht mehr geeignet, diese als solche zu bestimmen. Dagegen sind sie bei einer Filterung von 30Hz noch erkennbar. Wie vergleichend aus Abb.1 (s. Abschnitt 3.2.2) zu

den Kennlinien von Hochfrequenzfiltern zu entnehmen ist, unterdrückt ein 30Hz-Filter mit einer Dämpfung von 3dB darüberliegende Frequenzanteile nicht restlos, so daß - wenn auch vermindert - diese noch in Erscheinung treten.

Zusammenfassend ist die Reduzierung der Hochfrequenzfilterung der EEG-Kanäle auf 30Hz als sinnvoller Kompromiß aus einem Gewinn an Übersichtlichkeit und einer vertretbaren Datenreduktion mit dem Verlust bestimmter Frequenzanteile zu sehen. Gemeinsam mit dem weniger stark gefilterten O1-O2-Kanal ist dies für ein Darstellungsprogramm zu Routinezwecken geeignet. In Zweifelsfällen kann durch das stufenweise Erhöhen der Filterwerte der wahre Kurvenverlauf der Aufzeichnung mit 75Hz reproduziert werden.

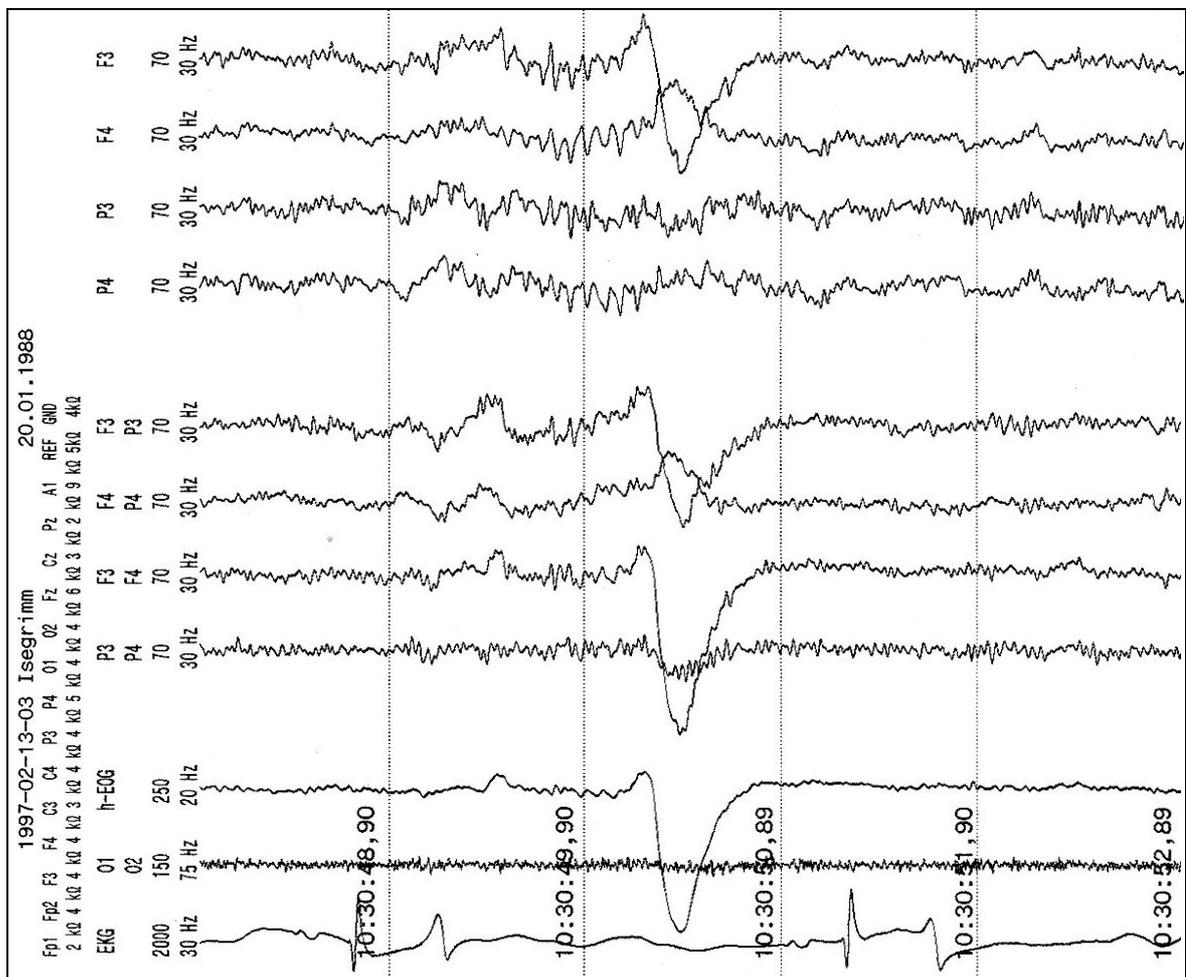
Die *Papiergeschwindigkeit* von 3cm/s eignet sich zur routinemäßigen Darstellung der Signale auf dem Bildschirm und entspricht dem in der Humanmedizin genutzten Standardwert. Zur genauen Bestimmung vor allem höherer Frequenzkomponenten empfiehlt sich aber die Verdopplung der Papiergeschwindigkeit auf 6 cm/s.

Als *Verstärkungsfaktor* wurde für die EEG-Kanäle ein Wert von  $70\mu\text{V/cm}$  genutzt, der damit der standardmäßigen Einstellung in der humanen Elektroenzephalographie entspricht. Erwähnt sei nochmals, daß in der Monitordarstellung die veränderbare Verstärkung die Ermittlung der tatsächlichen Spannungswerte nicht beeinflusst.

An Abb. 12 soll die Entscheidung zur *referentiellen Darstellung* der Signale veranschaulicht werden. Bei der in allen Ableitungen genutzten Elektrodenanordnung ging es auch darum, die Fragen nach räumlichen Unterschieden für eine Elektrodenpositionierung abzuklären. Für einen entsprechenden Gesamtüberblick ist eine referentielle Verschaltung geeigneter als bipolare Darstellungen [SCHEULER 1982b]. In Abb. 12 sind im oberen Bildteil 4 EEG-Kanäle des Darstellungsprogrammes II (F3, F4 ,P3 ,P4) referentiell angeführt. Zum Vergleich sind im unteren Teil die gleichen 4 Elektroden bipolar, d.h. zueinander quer und längs verschaltet, dargestellt.

Die in den bisherigen referentiellen Darstellungen zu erkennende große Ähnlichkeit der Kanäle untereinander führt dazu, daß durch eine Verschaltung zueinander die gleichen auf beiden Elektroden eines Kanals vorkommenden Frequenzanteile verschwinden. Verursacht wird dies durch die Gleichtaktunterdrückung des Verstärkersystems, die gezielt zur Verminderung von gleichförmig die Elektroden beeinflussenden Störquellen genutzt werden. Dabei werden dann auch gleichartige Anteile des Zielsignals deutlich unterdrückt, was zu

einem völlig geänderten Informationsinhalt führt. Selbst durch das Auslassen jeweils einer dazwischen liegenden Meßelektrode in den Längs-(C3; C4) und Querreihen (Fz; Pz) tritt dies noch deutlich bei den bipolaren Verschaltungen in Erscheinung.

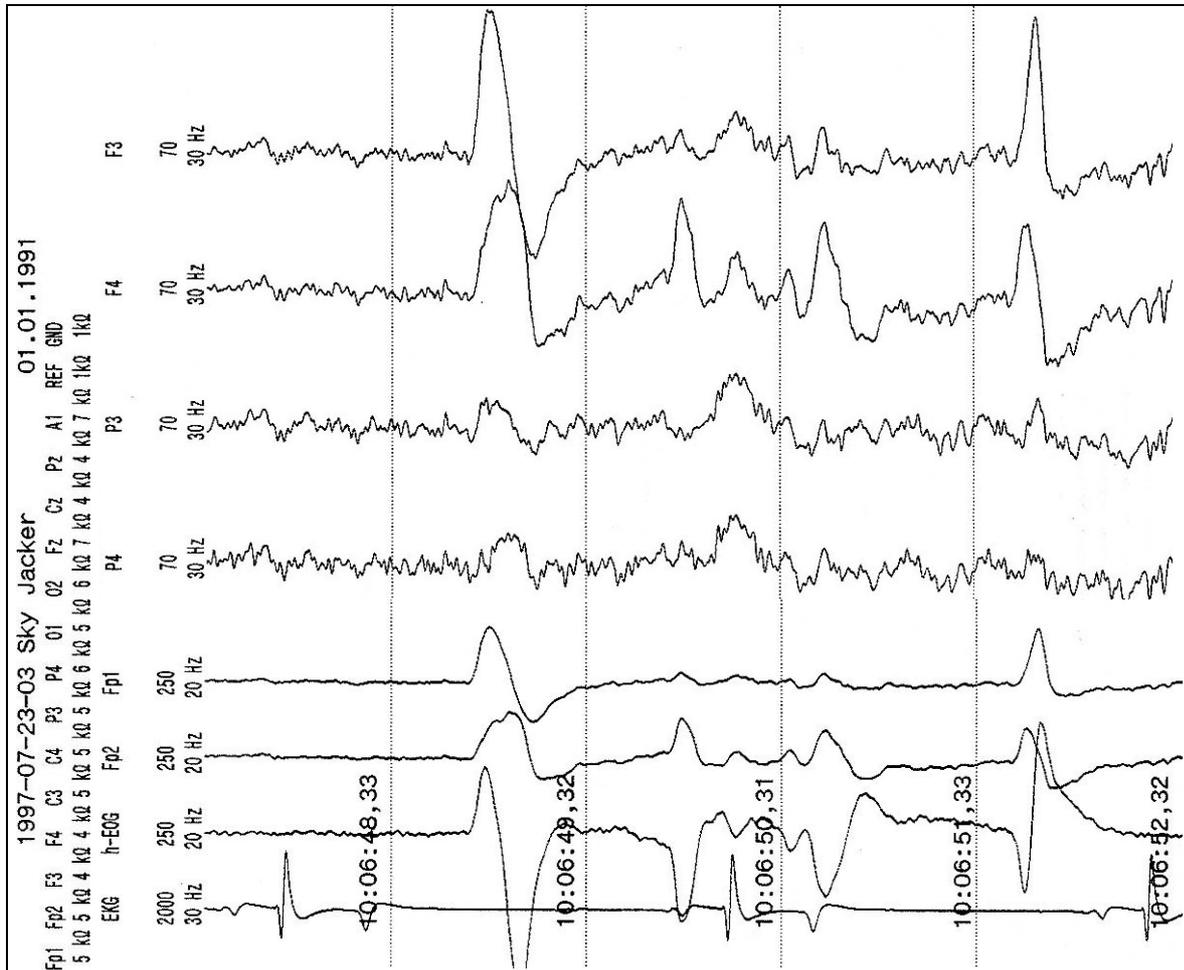


**Abb. 12** Gegenüberstellende Darstellung der gleichen Elektroden in referentieller und bipolarer Verschaltung

Abschließend soll die Auswirkung der doch recht starken Dipolwirkung des Auges bei der Auswahl der *Lokalisation der elektrischen Referenz* aufgezeigt werden. Um dies zu verdeutlichen, ist eine mit (A1) bezeichnete zusätzliche Elektrode immer mit aufgezeichnet worden. Diese in Abb. 7 als 2. Referenzpunkt angegebene Position liegt unter anatomischen Gesichtspunkten auch in einem Bereich, der frei von Muskulatur ist. Deshalb wurde diese Position als möglicher Referenzpunkt überprüft.

In Abb. 13 ist an Hand eines deutlich mit Augenartefakten belasteten Abschnittes die Veränderung in der Darstellung zu erkennen. Auf Grund der referentiellen Speicherung der Signale ließ sich problemlos eine Verschaltung gegen jede andere aufgezeichnete Elektrode errechnen und darstellen. So wurde im Bildteil b) auf den 4 oberen Kanälen, die als Position

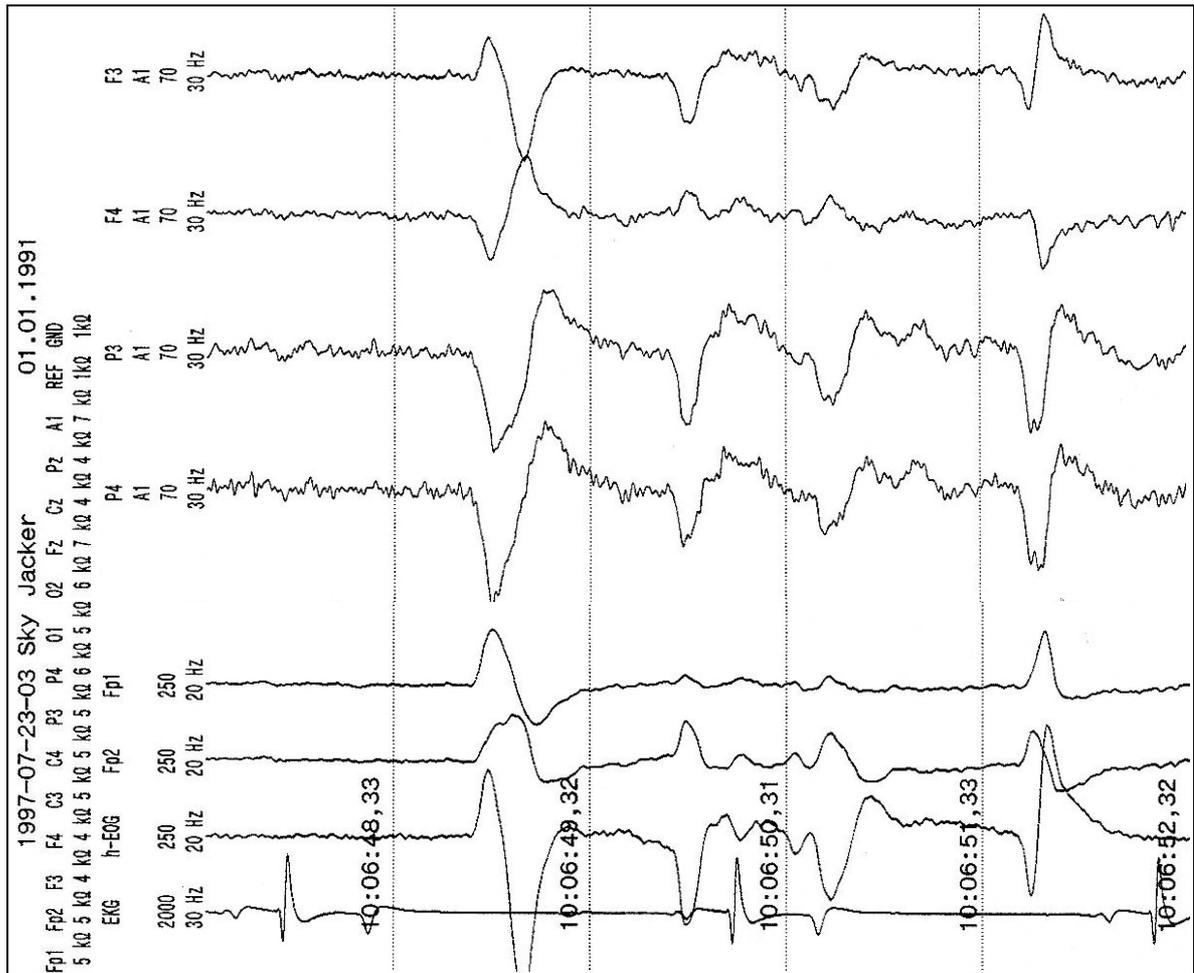
für EEG-Elektroden in Betracht kommen, eine Verschaltung gegen A1 aufgebaut. Auch wenn damit real eine bipolare Verschaltung vorlag, kann eine Aussage über diese Position als mögliche elektrische Referenz vorgenommen werden.



**Abb. 13** Darstellung eines stark mit Augenartefakten überlagerten EEG-Abschnittes

a) Darstellung der Kanäle gegen die reale elektrische Referenz.  
 Dabei betreffen die Augenartefakte die frontalen Elektroden stärker.

Die Auswirkung des Augendipols hat im Falle der Referenz (A1) in der Darstellung der Augenartefakte eine Umkehrung der Auswirkung auf die Elektrodenlokalisierung zur Folge. Die eigentlich auf Grund ihrer weiteren Entfernung weniger vom Augendipol beeinflussbaren Elektroden (parietal bzw. okzipital) zeigten die größeren Ausschläge. Erklärbar wird diese inverse Darstellung durch ähnlich starke Beeinflussung dieser Referenz (A1) mit den mehr frontal gelegenen Elektroden. Die auf den jeweiligen Kanälen ermittelbaren Potentialdifferenzen der referenznahen Elektroden sind damit wesentlich geringer als die der anderen Elektroden. Somit ist davon auszugehen, daß die Referenzelektrode fast gleichstark beeinflusst wurde. Demgegenüber bringt die Positionierung der Referenz (R) ca. 12cm weiter rostral von A1 eine richtige Zuordnung der Beeinflussung durch den Augendipol.



b) Gegenüberstellende Darstellung der gleichen Elektroden in der Verschaltung zur Elektrode A1. Daraus resultiert eine inverse Darstellung der Augenartefakte, d.h. den okzipitalen Bereich scheinen sie stärker zu beeinflussen.

### 4.3 Bestimmung physiologischer Normwerte für das wache, stehende Pferd

#### 4.3.1 Die visuelle Auswertung für das adulte Pferd

Für die 22 Pferde, die in die Untersuchung mit jeweils 3 Ableitungen einbezogenen wurden, kann für den als entspannte Wachheit zu bezeichnenden Aktivitätszustand folgende Beschreibung des physiologischen Normwertes vorgenommen werden.

Das Hirnstrombild für das wache, entspannt stehende Pferd zeigte eine *Grundtätigkeit* im *Frequenzbereich von 15-35Hz* mit mittlerer wechselnder *Spannungshöhe von 10-40 $\mu$ V*, die im Regelfall bei mäßiger Ausprägung als frequenzinstabil und meist diskontinuierlich zu bezeichnen ist. Für den von der Hautoberfläche zur EEG-Ableitung zugänglichen Bereich des Pferdegehirns konnte eine Seitendifferenz bzw. eine regionale Betonung nicht ermittelt werden.

In Phasen *sichtbarer Entspanntheit* kam es bei einem Teil der abgeleiteten Pferde zu einem wiederholten Auftreten meist *gruppenförmiger, generalisierter, teilweise polymorph erscheinender Wellen im Bereich von 7-15Hz*, die sich in ihrer Spannungshöhe von 40-80 $\mu$ V zum Teil deutlich von der Grundtätigkeit abhoben. Dabei war ihr Auftreten gehäuft vor bzw. kurz nach Lidschlägen bzw. Augenbewegungen zu verzeichnen. Die Dauer dieser Gruppen erstreckte sich dabei von 0,5 bis 1,5 Sekunden, wobei die Häufigkeit ihres Auftretens eng mit dem Vorliegen des entspannten Wachzustandes verbunden war.

Die zwischen den einzelnen Tieren zum Teil mit erheblichen Unterschieden sowohl in Frequenz als auch in Gestalt erscheinenden Gruppen traten bei ein und demselben Pferd bei wiederholten Aufzeichnungen in meist gleicher Art und Weise auf. Vorrangig bei sinusförmiger Wellenform erschienen diese optisch auffälligen Gruppen mit der Tendenz zur Spindelung. Darunter ist bei meist konstanter Frequenz innerhalb einer solchen Gruppe ein An- und Abswellen der Amplituden zu verstehen.

Die weitere Beschreibung und Unterteilung der Gruppen kann an Hand der visuellen Auswertung wie folgt zusammengefaßt werden:

- Bei 12 der 22 Pferde herrschten *Frequenzen* in einem *Bereich von 10-14Hz* vor, wobei die Amplitudenwerte und der Grad der Ausprägung variierten (s. Abb. 14).

- Bei 2 Pferden bestanden diese Gruppen aus *7-8Hz-Wellen*, die besonders auch durch ihre Amplitudenwerte bis zu  $100\mu\text{V}$  auffielen. Hervorzuheben ist außerdem, daß sich bei einem Pferd innerhalb der Gruppe eine deutliche Arkadenform aufzeigte (Abb. 17).
- Bei 3 Pferden waren diese Gruppen in einem Bereich von *7-15Hz* ausgesprochen *frequenzinstabil*. Das Erkennen einer vorherrschenden Frequenz wurde durch die zunehmend „spitze“ Wellenform der schnelleren Anteile erschwert. Die Zuordnung als „Gruppe“ ließ sich durch das plötzliche Übertreten der Grundtätigkeit und die vergleichbare Beziehung zu den Lidschlägen dennoch vornehmen (s. Abb. 18).
- Bei 2 Pferden war abweichend zu den bisher genannten Frequenzen innerhalb der Gruppen ein Vorherrschen von *Frequenzen um ca. 30Hz* zu verzeichnen (s. Abb. 19).
- Bei 3 Pferden war das Auftreten entsprechender Gruppen nicht oder nur andeutungsweise zu erkennen.

#### 4.3.2 Kurvenbild und quantitativer Parameter repräsentativer EEG-Abschnitte

Um das Kurvenbild und die zugehörigen rechnerisch bestimmten Werte in Beziehung zu setzen, sind die Ergebnisse der Fourier-Transformation und der Hjorth-Parameter jeweils anschließend dargestellt. In Abb. 14 sind beispielhaft die 3 ausgewerteten Abschnitte eines Meßtages von einem Pferd zusammengefaßt. Der Beginn des jeweiligen 4-Sekunden-Abschnittes, ist im Kurvenausdruck durch die enthaltene Markierung erkennbar (z.B. Pf-11-2D.pp0). Sie enthält sowohl die Nummer des Pferdes als auch der an ihm durchgeführten Ableitung und des jeweiligen Abschnittes. Im Kurvenbild sind die markanten Gruppen mit vorrangig Frequenzen von 11-13Hz erkennbar. In der Frequenzanalyse (Abb. 15) zeigen sich diese als entsprechend größere Magnitudenwerte in den Frequenzbanden von 11 (d.h. 10-11Hz) bis 13 (d.h. 12-13Hz). Die Hjorth-Parameter dieser Abschnitte sind in Abb. 16 dargestellt.

Die Abbildungen 17-19 stellen jeweils ein Kurvenbild mit unterschiedlich erscheinenden Gruppen und den zugehörigen quantitativen Parametern dar.

Ergebnisse

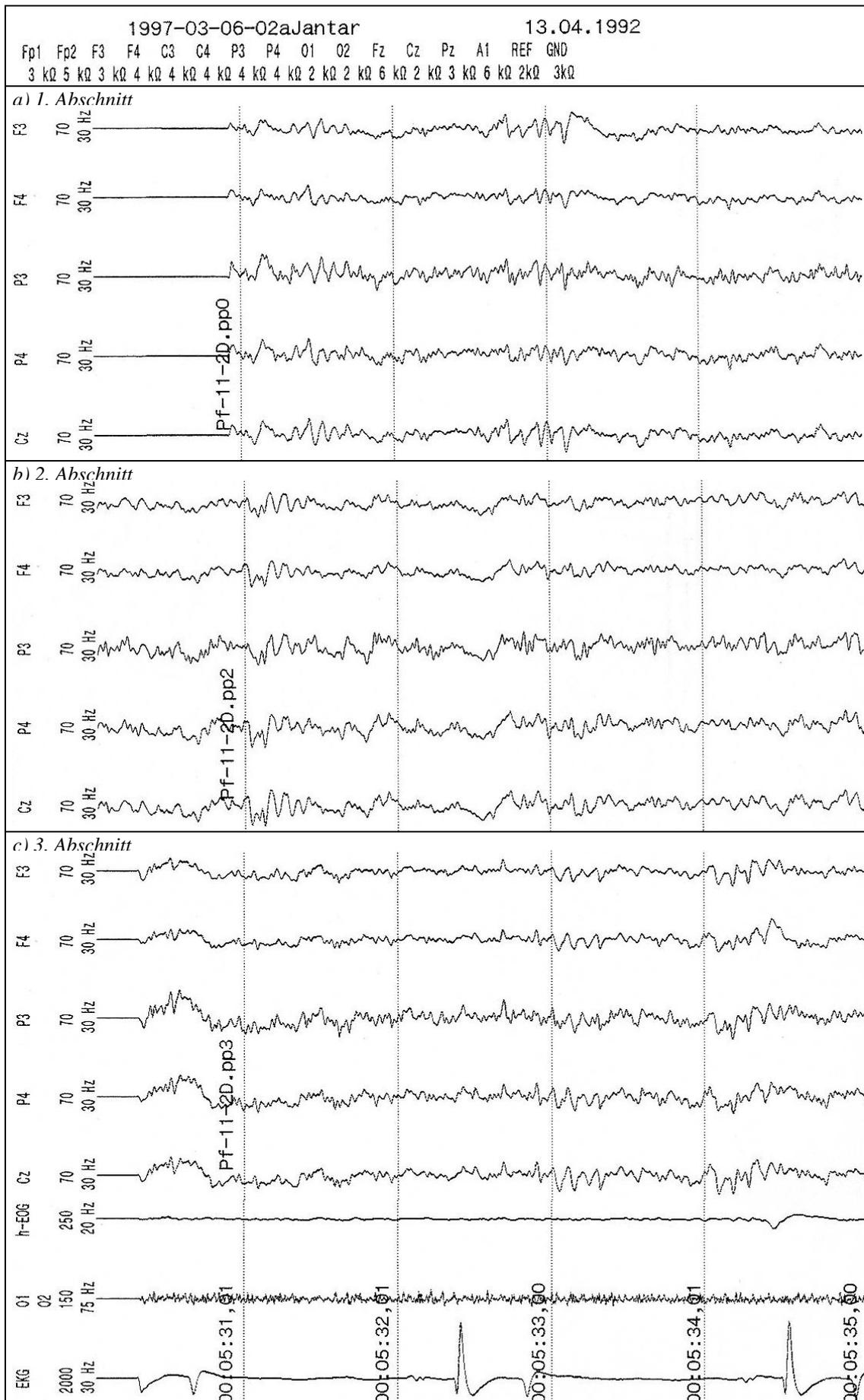
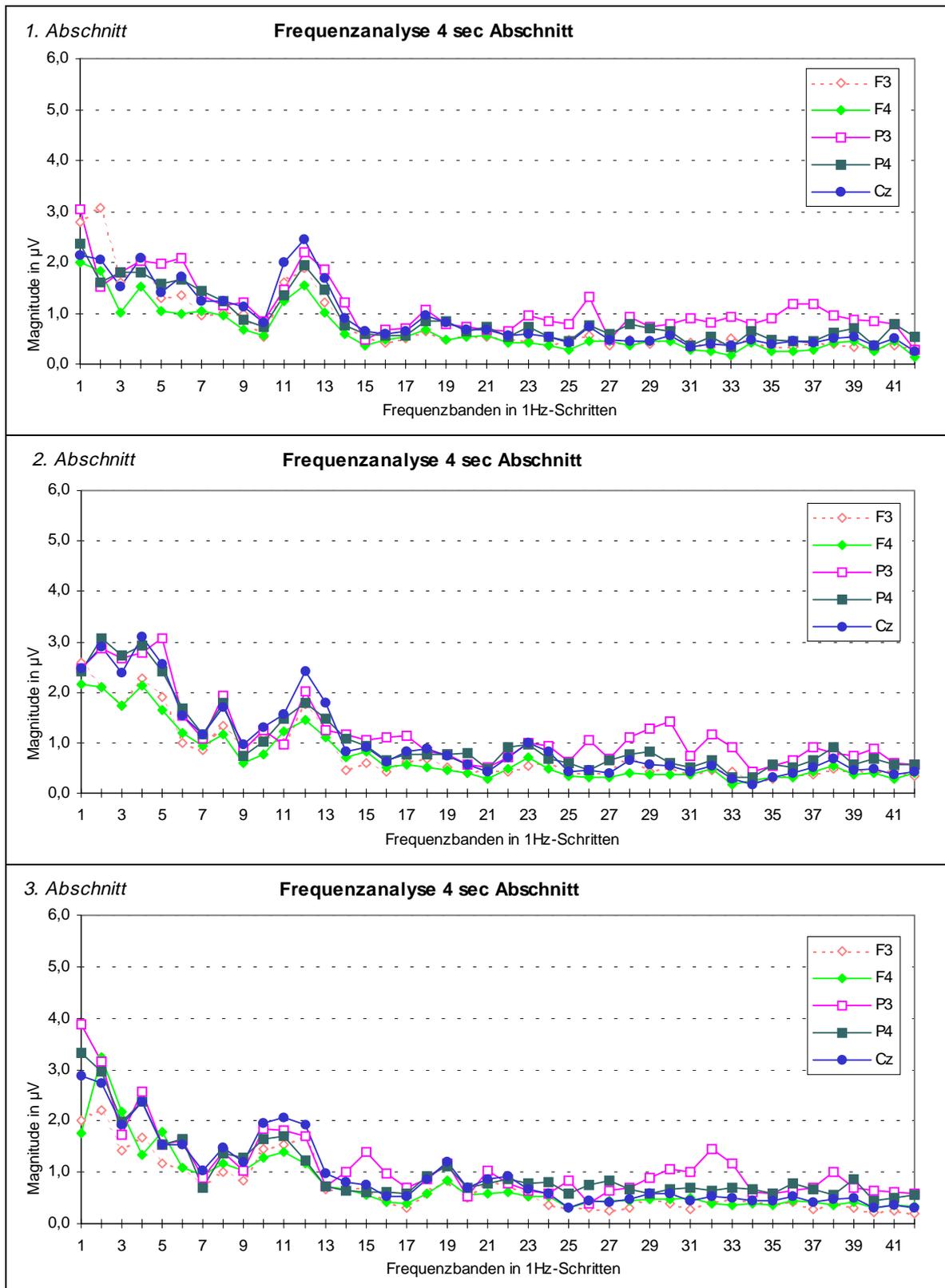


Abb. 14(a-c) Ausgewertete Kurvenabschnitte einer EEG-Ableitung eines Pferdes



**Abb. 15** Graphische Darstellung der Spektralanalyse mittels Fourier-Transformation

Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind nur die 5 Elektroden des Darstellungsprogrammes II einbezogen; berechnet und ausgewertet sind aber alle 11 Elektrodenpositionen.

Ergebnisse

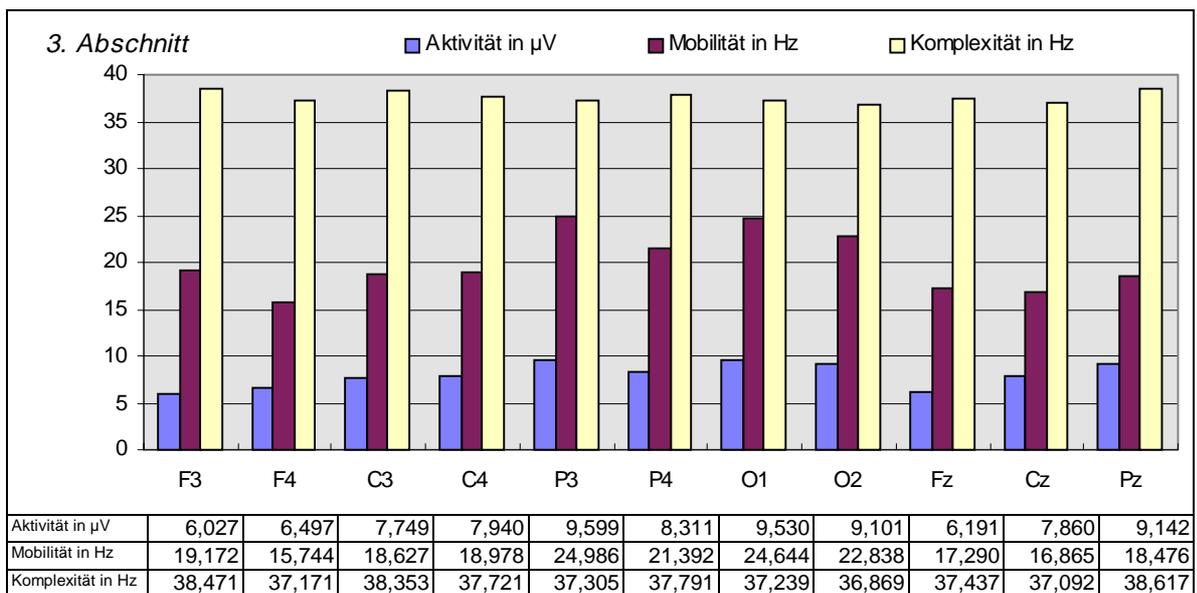
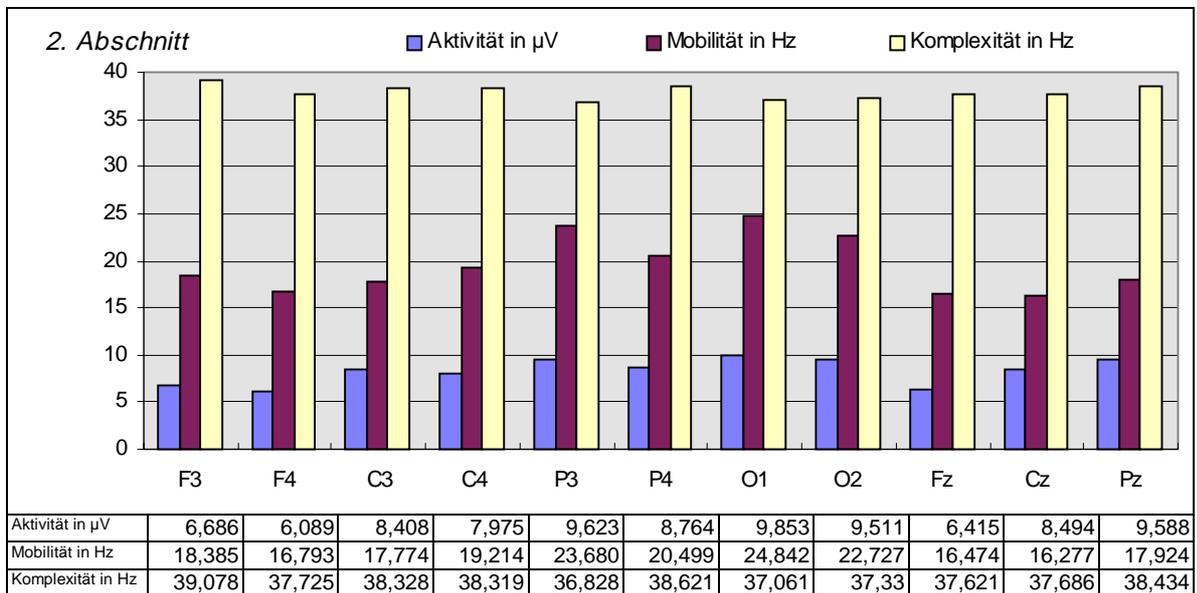
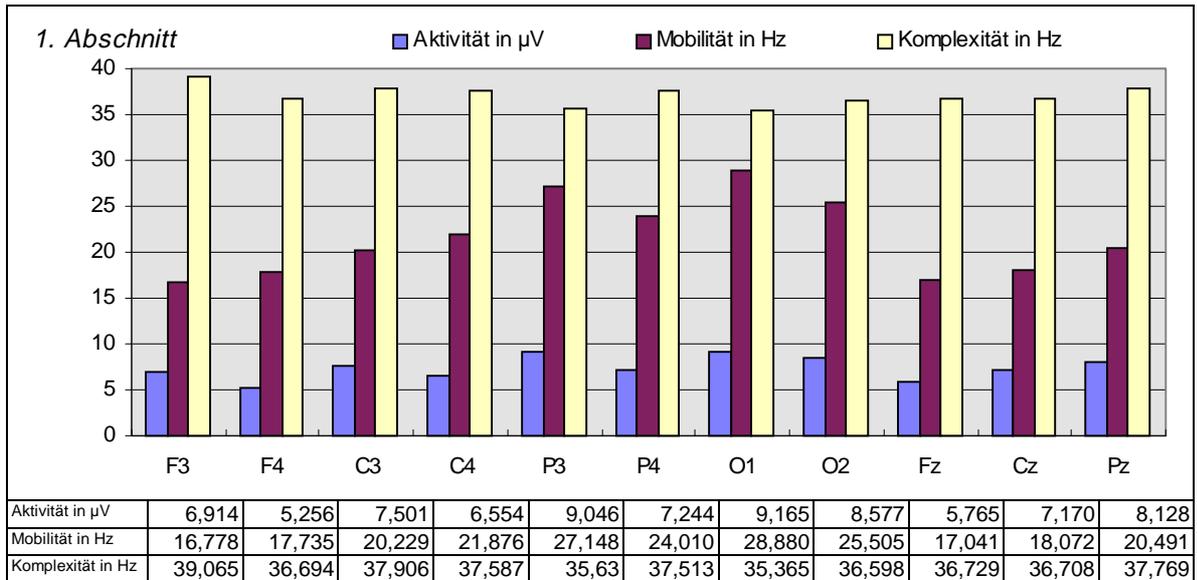
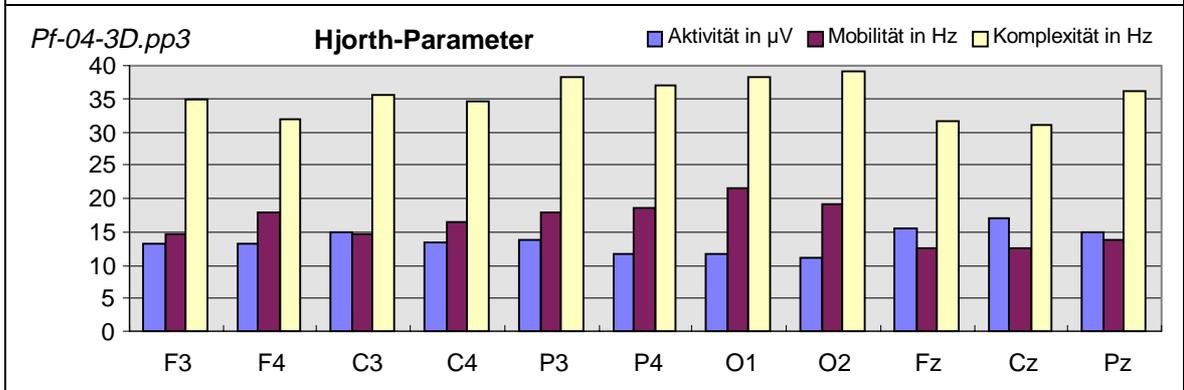
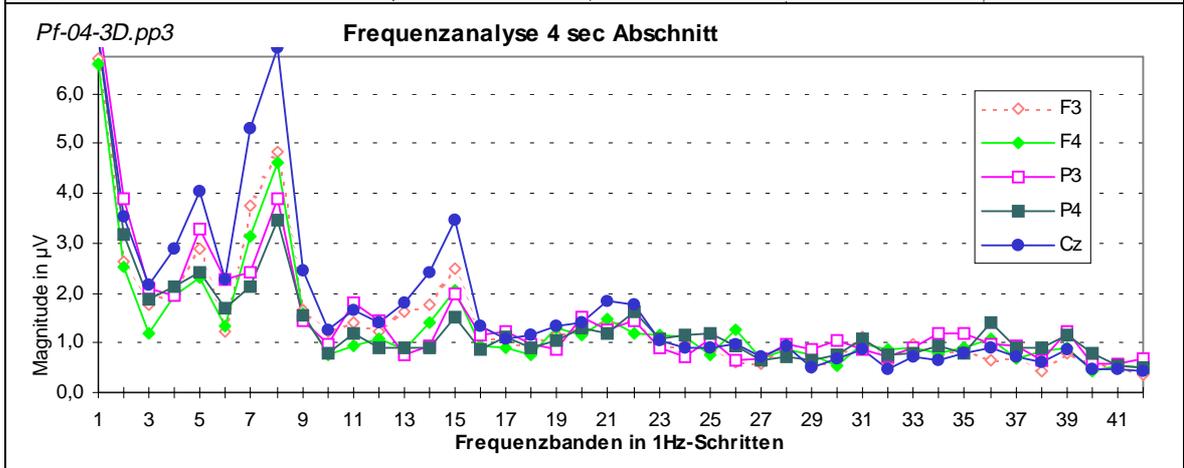
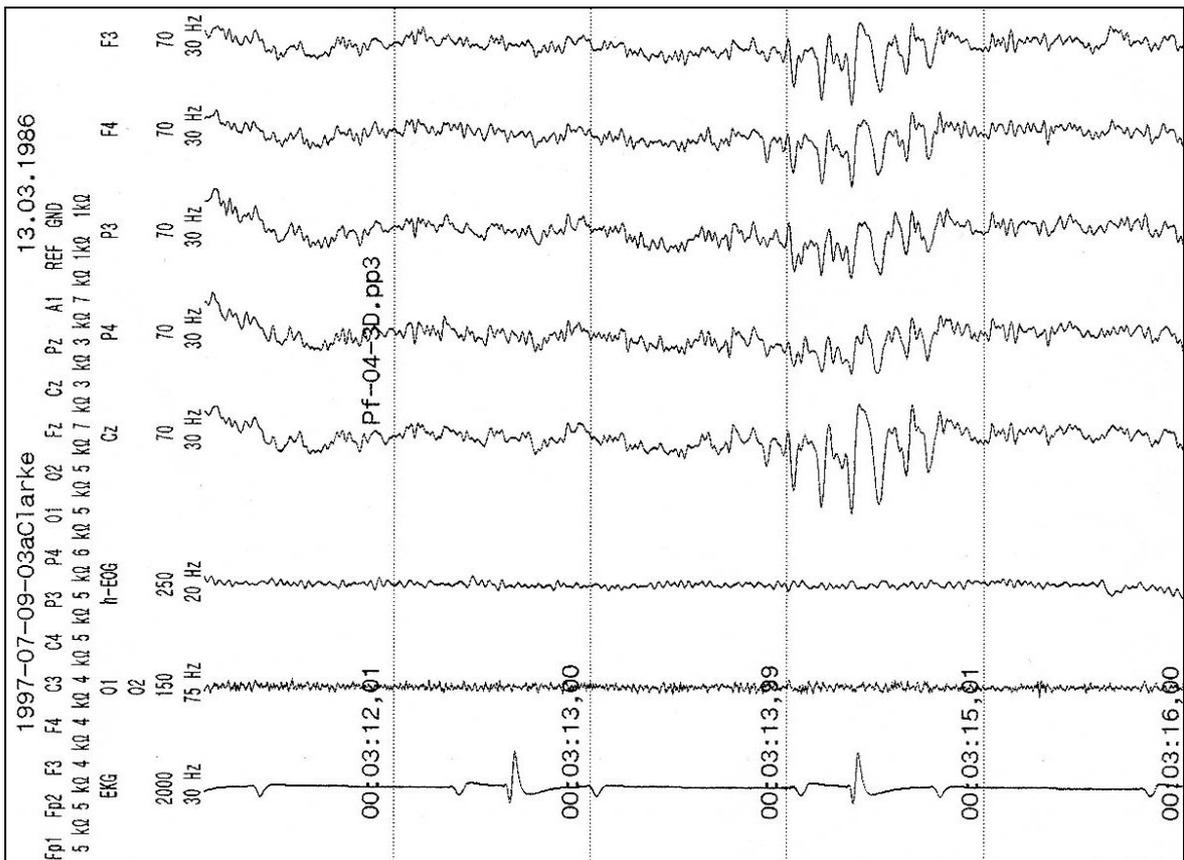


Abb. 16 Hjorth-Parameter der 3 oben dargestellten EEG-Abschnitte a 4 Sekunden



Aktivität in µV	13,262	13,164	14,939	13,544	13,603	11,640	11,509	10,929	15,521	16,902	14,961
Mobilität in Hz	14,481	17,926	14,588	16,547	17,972	18,561	21,497	19,181	12,608	12,633	13,760
Komplexität in Hz	34,801	32,038	35,595	34,603	38,319	37,121	38,347	39,003	31,743	31,152	35,987

Abb. 17 EEG-Abschnitt eines Pferdes mit vorrangig 7-8 Hz-Gruppen

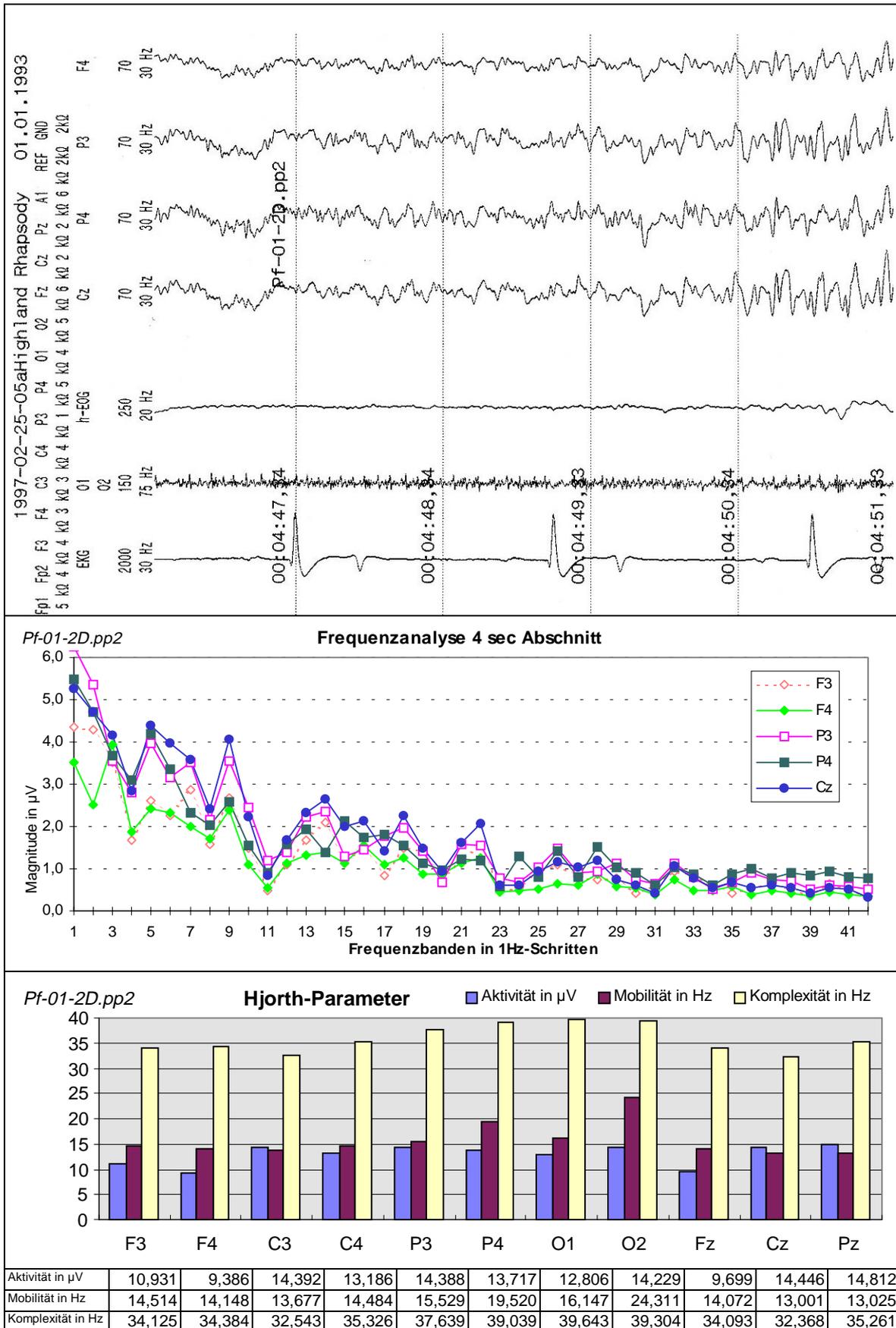
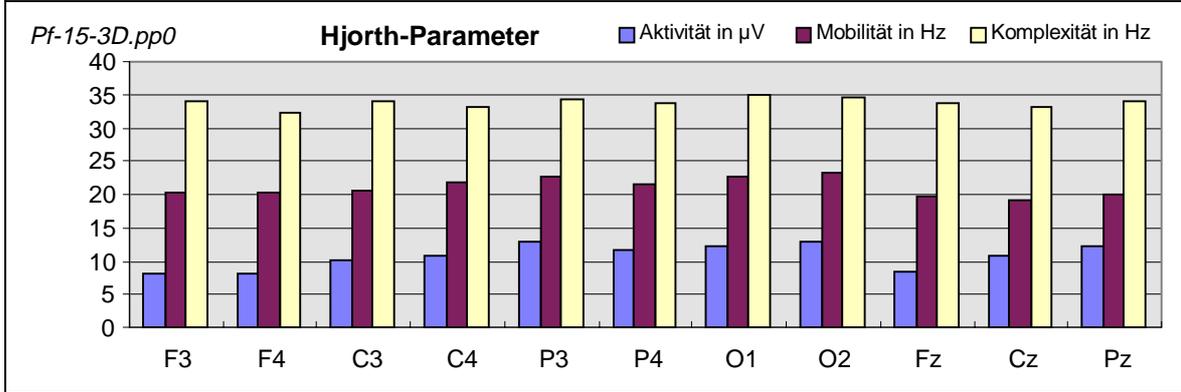
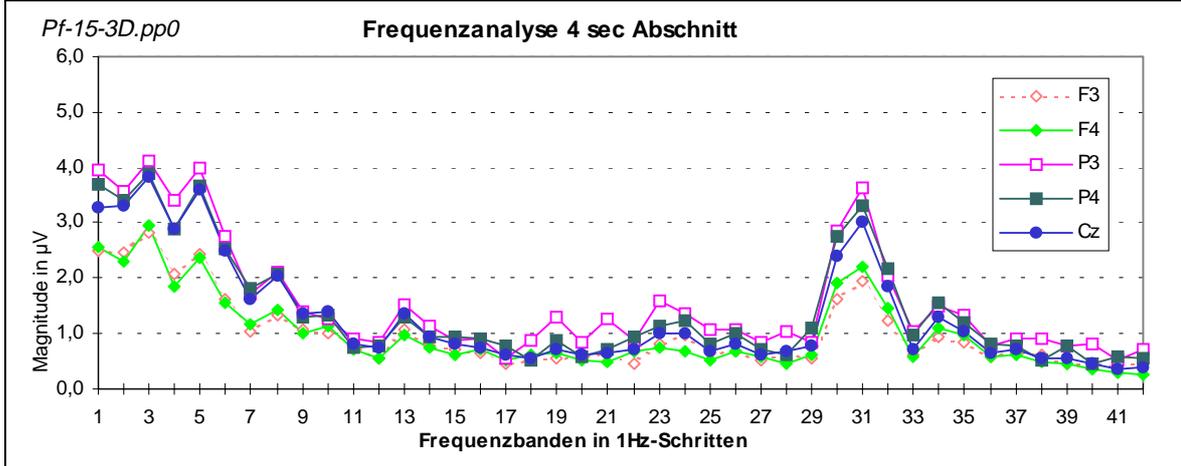
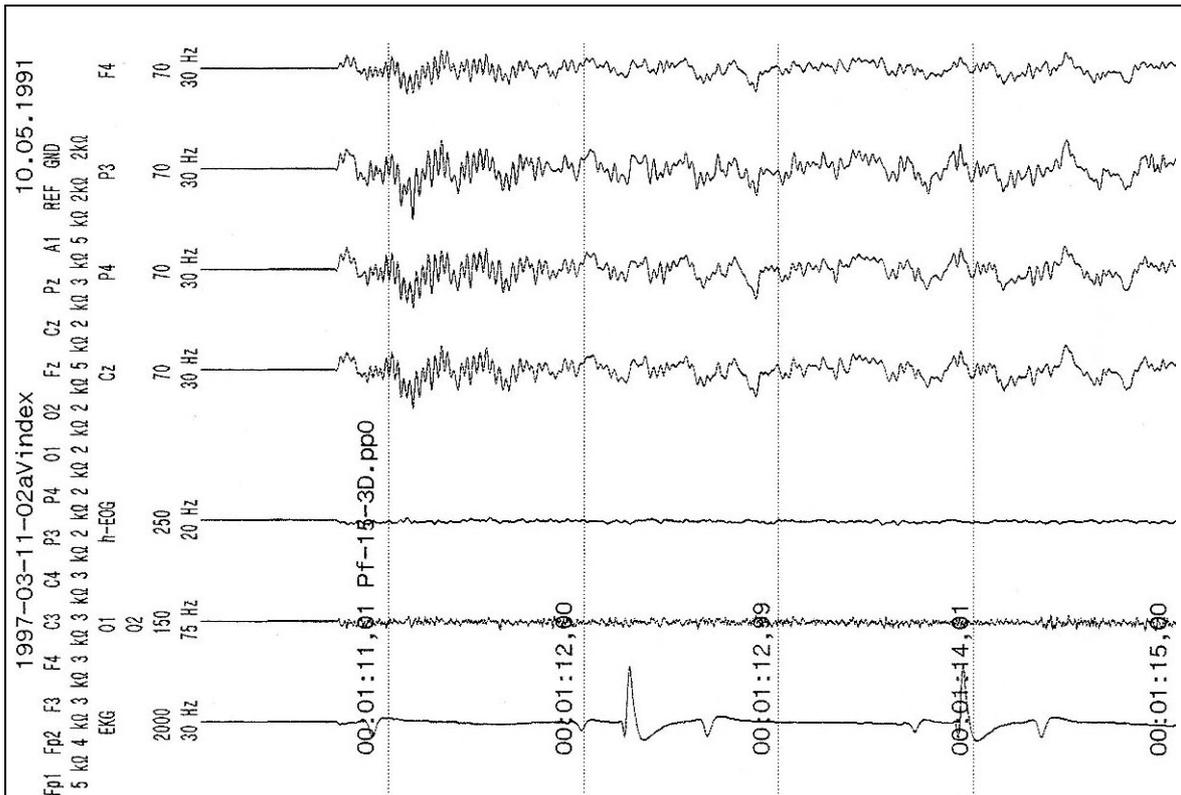


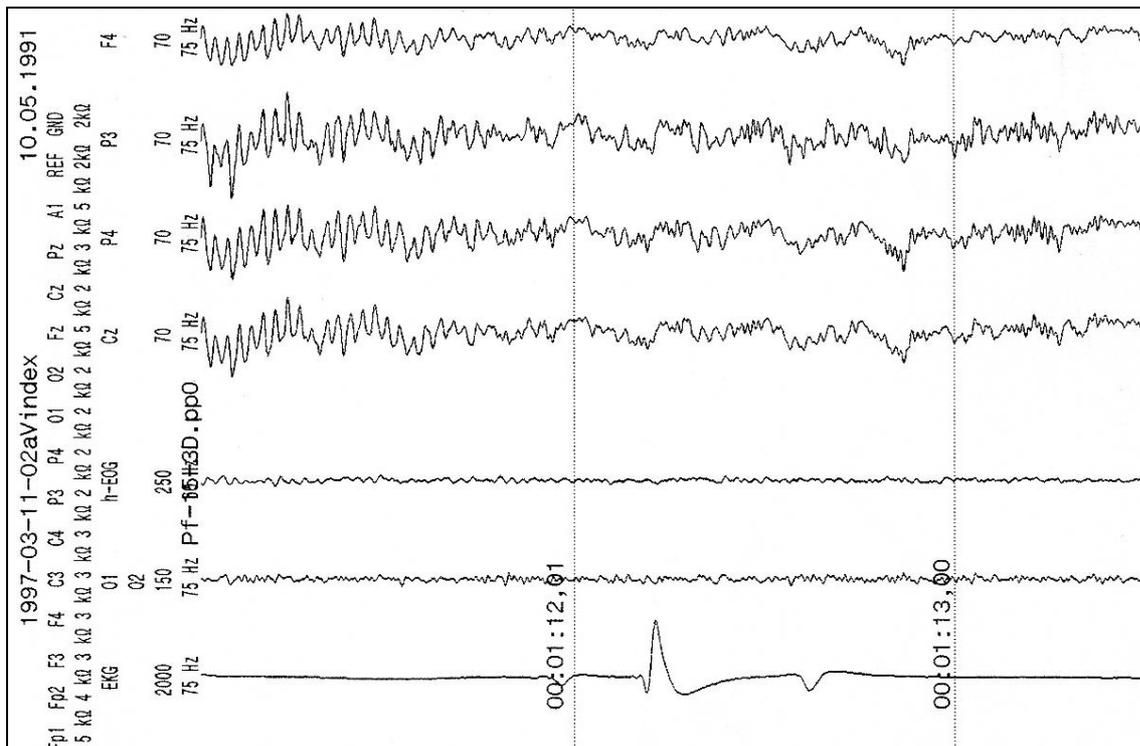
Abb. 18 EEG-Abschnitt eines Pferdes mit **frequenzinstabilen Gruppen**



Aktivität in µV	7,992	8,019	10,278	10,623	12,924	11,747	12,387	12,805	8,409	10,804	12,368
Mobilität in Hz	20,444	20,236	20,583	21,727	22,781	21,639	22,811	23,235	19,587	19,126	19,967
Komplexität in Hz	34,129	32,359	34,025	33,273	34,314	33,757	34,879	34,495	33,631	33,105	34,053

Abb. 19a EEG-Abschnitt eines Pferdes mit vorrangig 30 Hz-Gruppen

Da die in Abb. 19a enthaltenen schnelleren Gruppen in der herkömmlichen Darstellung mit 3cm/s und einer Frequenzfilterung von 30Hz nicht eindeutig zu erkennen bzw. gegenüber Störquellen abzugrenzen sind, wurden die ersten 2 Sekunden des Abschnittes mit doppelter Papiergeschwindigkeit und bei der maximal offenen Frequenzfilterung von 75Hz dargestellt. Damit wird erkennbar, daß es sich um eine frequenzstabile Gruppe handelt, die in keiner Weise von schnelleren Frequenzen überlagert bzw. verursacht wird.



**Abb. 19b** gleicher EEG-Abschnitt mit 30 Hz-Aktivität bei 6cm/s Papiergeschwindigkeit

#### 4.3.3 Quantitative Analyse der Meßdaten beim Pferd

Für die durchgeführten Untersuchungen am wachen, stehenden Pferd, bei dem biologische Artefakte schwer vermeidbar sind, war es für die Bestimmung von Frequenz- und Amplitudenwerten notwendig, EEG-Abschnitte zu verwenden, die keine Artefaktbelastung aufzeigten. Um dies für alle 3 Ableitungen bei 22 Pferde bestmöglichst zu gewährleisten, sind nur 4-Sekunden-Abschnitte verwendet worden. Es kommt hinzu, daß das gleiche Vigilanzstadium des Tieres vorliegen sollte. So wurden durch die Verhaltensprotokollierung und das Kurvenbild einschließlich der Information der Polygraphie-Kanäle jeweils drei repräsentative EEG-Abschnitte betrachtet.

Auszugsweise sind im vorigen Abschnitt zu den ausgewählten Kurvenbildern die zugehörigen quantitativen Parameter schon graphisch dargestellt worden. Insgesamt lagen bei der Untersuchung für jedes der 22 Pferde durch die 3 Ableitungen an unterschiedlichen Tagen insgesamt 9 gleichartige Abschnitte zur Analyse vor.

Zwei Voraussetzungen hatten dabei diese 4-Sekunden-Abschnitte zu erfüllen:

1. visuelle Artefaktfreiheit auf allen 11 aufgezeichneten Elektrodenpositionen
2. Vorkommen der bei dem jeweiligen Pferd typischen Gruppen.

(Aus Gründen der Vergleichbarkeit betrug ihr Anteil am analysierten Abschnitt ca. 1 Sekunde.)

Sowohl die Spektralwerte im Frequenzbereich zwischen 0-42Hz als auch Aktivität, Mobilität und Komplexität aller 11 Elektroden sind für jeden Abschnitt bestimmt worden.

Für die *Hjorth-Parameter* ergaben sich für alle Pferde deskriptiv folgende Kennzahlen, die in Tabelle 4 aufgeführt bzw. im zugehörigen Diagramm Abb. 20 dargestellt sind.

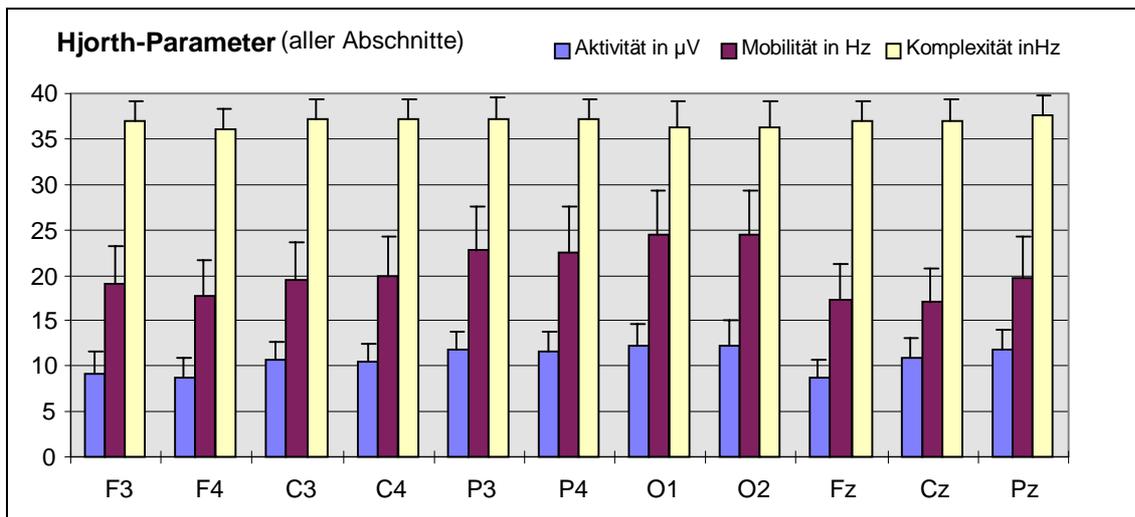
**Tabelle 4** gemittelte *Hjorth-Parameter* aller 22 Pferde

Elektrode	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2	Fz	Cz	Pz
<b>Mittelwerte</b>											
Aktivität in $\mu\text{V}$	9,23	8,85	10,67	10,54	11,83	11,60	12,24	12,27	8,65	10,89	11,83
Mobilität in Hz	18,95	17,77	19,35	19,92	22,72	22,62	24,42	24,41	17,35	16,96	19,60
Komplexität in Hz	37,00	36,08	37,25	37,21	37,09	37,05	36,31	36,29	36,92	36,87	37,61
<b>Standardabw.</b>											
Aktivität in $\mu\text{V}$	2,33	2,13	2,05	1,94	2,02	2,13	2,30	2,77	2,13	2,31	2,22
Mobilität in Hz	4,27	3,91	4,29	4,36	4,76	4,83	4,78	4,78	3,86	3,73	4,57
Komplexität in Hz	2,19	2,18	2,10	2,15	2,40	2,37	2,81	2,92	2,13	2,42	2,16
Abschnittszahl	198	198	198	198	198	198	198	198	198	198	198

Die Aktivitätswerte, die als effektive Amplitudenwerte aller Abschnitte anzusehen sind, lagen dabei für die einzelnen Elektroden in einem Bereich von 8,65-12,27 $\mu\text{V}$ , wobei ein geringer, aber kontinuierlicher Anstieg der Werte von frontal nach okzipital auftrat.

Eine Zunahme der Werte für die mittleren Frequenzen war ebenfalls in okzipitaler Richtung zu verzeichnen. Diese Mobilitätswerte lagen zwischen 17,35-24,92Hz.

Die Komplexitätswerte, d.h. die Frequenzabweichungen zeigten die geringsten Unterschiede und lagen bei allen Elektroden relativ einheitlich zwischen 36,08-37,61Hz.



**Abb. 20** Graphische Darstellung der Hjorth-Parameter entsprechend Tabelle 4

Die *Varianzanalyse* (Manova), durchgeführt an den Meßwiederholungen für alle Elektrodenlokalisationen mittels der einzelnen Hjorth-Parameter, ergab für alle Ableitungen folgendes Ergebnis:

1. kein signifikanter Unterschied zwischen den Meßtagen beim selben Pferd,
2. kein signifikanter Unterschied in den 3 Abschnitten am gleichen Tag eines Pferdes,
3. kein signifikanter Unterschied zwischen den Meßnummern beim selben Pferd,
4. die einzelnen Individuen unterscheiden sich signifikant.

(Die entsprechenden *p*-Werte sind im Anhang in Tabelle I a-c zusammengefaßt.)

Daraus ist zu entnehmen, daß bei gleichen Ableitbedingungen das EEG für das einzelne Pferd relativ stabil ist. Ausgehend von diesem Ergebnis sind in der weiteren statistischen Auswertung die gemittelten Parameter für jedes Pferd genutzt worden.

Die *Faktoranalyse über die Lokalisationen* für die gemittelten Hjorth-Parameter (Aktivität, Mobilität, Komplexität) ließ für alle 3 Merkmalsgruppen einzeln 2 räumliche Faktoren erkennen (s. Anhang Tabelle II):

- Elektrodenpositionen: F3, F4, C3, C4, Fz, Cz
- Elektrodenpositionen: P3, P4, O1, O2, Pz

Für alle 3 Merkmale gleichzeitig ergab die Faktoranalyse, daß Aktivität, Mobilität und Komplexität als 3 globale Faktoren ermittelt wurden (mit Ausnahme der Komplexitätswerte P3, P4, O1, O2). Daraus ist zu schlußfolgern, daß sich die jeweiligen Hjorth-Parameter als

Merkmalsgruppen untereinander stärker unterscheiden als die zuvor ermittelten räumlichen Faktoren.

Die mittels *Fourier-Transformation* bestimmten *Frequenzbänder in 1Hz-Schritten* sind ebenfalls hinsichtlich der Unterschiede in den Elektrodenlokalisationen analysiert worden. Die gemittelten spektralen Anteile eines Pferdes sind dabei aus den 9 zugehörigen 4-Sekunden-Abschnitten bestimmt worden.

Die Zusammenfassung der 22 Pferde zeigte (trotz der bei den einzelnen Pferden in unterschiedlichen Frequenzen auftretenden Gruppen; s. Abb. 14-19) im gemittelten Spektrum Unterschiede in den Elektrodenpositionen auf. Von *frontal nach okzipital sind graduelle Abstufungen* zu erkennen. Dennoch wiesen alle 11 Elektroden ein prinzipiell ähnliches Bild im Frequenzspektrum auf. Ebenso bestehen im Seitenvergleich (links/rechts) keine deutlichen Unterschiede.

Beispielhaft sind von frontal nach okzipital 3 Elektroden aus den unterschiedlichen Bereichen für die graphische Darstellung ausgewählt worden. In Tabelle 5 sind die Mittelwerte und Standardabweichungen als deskriptive Kennzahlen für die Elektrodenpositionen F4, Cz, O2 zusammengefaßt und in Abb. 21 als Säulenspektren dargestellt.

Bewußt sind für diese Darstellung Säulen ausgewählt worden, da durch sie besser hervortritt, daß die Magnitudenwerte, die sich jeweils auf ein Frequenzband von 1Hz beziehen, zum Teil deutlich stufenförmig abgesetzt sind. Die bisher genutzte Darstellung der Spektren durch verbundene Punktwerte zeigte dies nicht so deutlich, ermöglichte aber überblicksmäßig die gleichzeitige Betrachtung aller 5 Elektroden des Darstellungprogrammes II.

Die Positionen O1, P3, P4, Pz zeigen einen ähnlichen Verlauf wie die Beispiелеktrode O2. Bei den P-Elektroden waren aber schon geringere Werte für die Frequenzbanden 18-42 zu verzeichnen.

Bei den F und C-Elektroden war die Verteilung in den Frequenzbanden fast übereinstimmend wie bei den dargestellten Elektroden (F4, Cz). Für den Bereich der Bänder 6-15 zeigten dennoch die C-Elektroden die höheren Magnitudenwerte. Im Vergleich der C-Elektroden untereinander zeigten beide seitlichen vergleichbare Werte. Die in der Medianebene positionierte Cz-Elektrode erzielte aber die höchsten Werte in diesem Frequenzbereich.

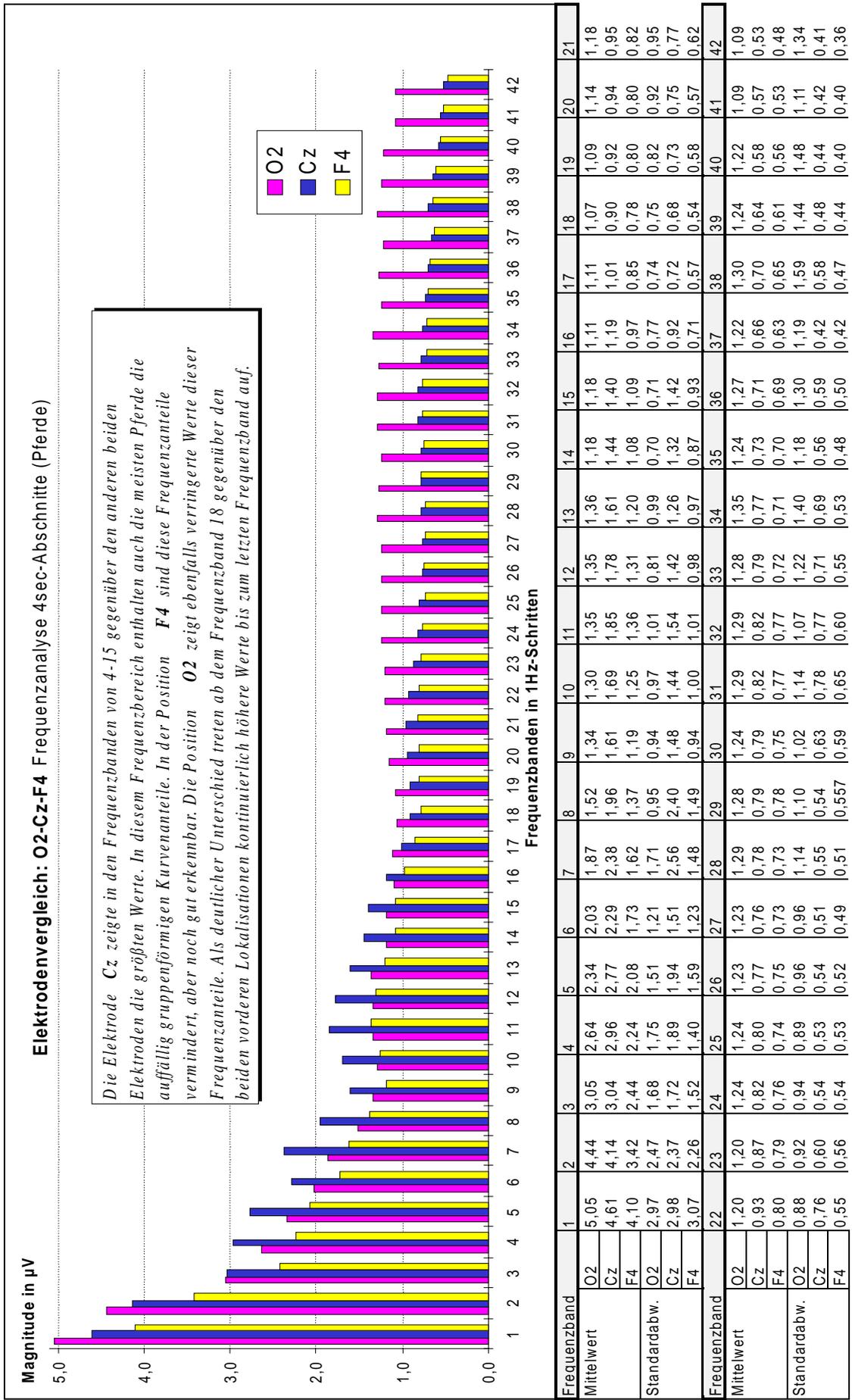
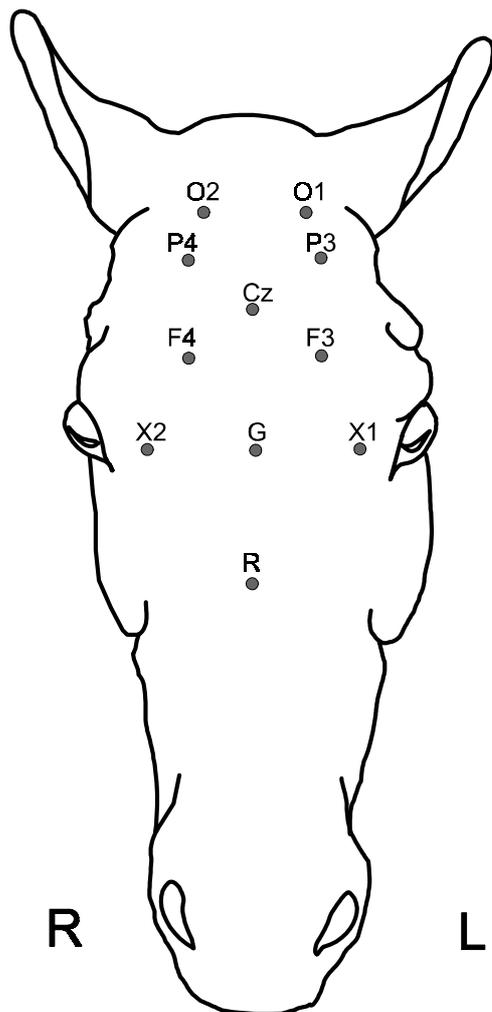


Abb. 21 u. Tabelle 5 Frequenzspektren von 3 ausgewählten Elektrodenpositionen (Mittelwerte aller 22 Pferde)

## 4.4 Orientierende Untersuchungen beim Fohlen

Die EEG-Aufzeichnungen bei den Fohlen erfolgten prinzipiell unter den gleichen Bedingungen wie bei den ausgewachsenen Pferden. So wurden die Ableitungen an den stehenden Fohlen in der Box mit den Mutterstuten durchgeführt. Eine entsprechend der Kopfgröße der Fohlen gefertigte Elektroden-Halterungsmaske wurde dabei eingesetzt. Die Parameter für die EEG-Aufzeichnung waren bis auf die Anzahl der Elektroden identisch. Aufgrund der kleineren Oberfläche sind nur 7 Elektroden genutzt worden. Die Anordnung und Bezeichnung der verwendeten EEG-Elektroden entsprach den bei den Pferden vergleichbaren Lokalisationen (s. auch Abb. 7 im Abschnitt 4.1)

In Abb. 22 ist schematisch die Bezeichnung der Elektroden und ihre Lagebeziehungen für die Ableitung der Fohlen verdeutlicht. Die mit X1 und X2 bezeichneten Elektroden dienten der Registrierung der horizontalen Augenbewegungen über den Poly2-Kanal. In Tabelle 6 ist das für die Fohlen verwendete Darstellungsprogramm mit seinen Parametern zusammengefaßt.



**Tabelle 6** Darstellungsprogramm Fohlen

Kanal Kurve	Ableitung unipolar	Messung	ZK Wiederg	Filter Wiederg	Verst Wiederg
1	F3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
2	F4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
3	C3 : R	EEG	0	30Hz	70µV
4	C4 : R	EEG	0	30Hz	70µV
5	Cz : R	EEG	0	30Hz	70µV
6	O1 : R	EEG	0	30Hz	70µV
7	O2 : R	EEG	0	30Hz	70µV
8	X1 : X2	h-EOG	0	20Hz	250µV
9	O1 : O2	EMG	0	75Hz	150µV
10	Poly 1	EKG	0	30Hz	2 mV

**Abb. 22** Elektrodenanordnung und Bezeichnung bei den EEG-Ableitungen der Fohlen

Die bei den Pferden gesonderte Registrierung der Augenbewegungen über die Fp-Elektroden wurde nicht vorgenommen. Die O-Elektroden dienten sowohl der Beurteilung der Lokalisationsunterschiede der Elektroden als auch durch die bipolare Verschaltung zueinander dem Aufzeigen von Muskelpotentialüberlagerungen

#### 4.4.1 Visuelle Auswertung und quantitative Parameter ausgewählter EEG-Abschnitte

Bei den 14 jeweils mit einer Ableitung in die Auswertung einbezogenen Fohlen zeigte sich ein deutlicher Unterschied zu den adulten Pferden. Das Hirnstrombild der stehenden Fohlen im Altersbereich von 38-124 Tagen war durch das Vorherrschen einer Grundtätigkeit im Delta/Theta-Bereich von ca. 2-7Hz gekennzeichnet. Die zum Teil erheblich schwankende Spannungshöhe betrug bei den niederfrequenten Wellenanteilen zwischen 50-140 $\mu$ V. Das allgemein spannungshohe Hirnstrombild ist als diskontinuierlich und frequenzinstabil zu bezeichnen. Ein Vorherrschen einer bestimmten Frequenz war nur in Einzelfällen zu erkennen. Gelegentlich waren Unterschiede im Seitenvergleich bzw. regionale Unterschiede zwischen dem vorderen und hinteren Elektrodenbereich zu registrieren, ohne das eine einheitliche Zuordnung beim jeweiligen Fohlen bzw. zu den anderen auffindbar war.

In unterschiedlichem Maße waren schnellere Frequenzen im Bereich von ca.18-25Hz bei Spannungshöhen von 5-15 $\mu$ V zu erkennen, die wie auf die Grundwellen aufgelagert erschienen.

In dem spannungshohen Grundmuster waren vereinzelt auch kurze Abschnitte (ca. 0,5-1,0 Sekunden Dauer) frequenzstabile Wellen mit ca. 10-14Hz bei einer Spannungshöhen von durchschnittlich 50 $\mu$ V zu erkennen. Diese traten vermehrt bei den älteren Fohlen auf.

Nachfolgend sind die Kurvenabschnitte und die zugehörigen quantitativen Parameter von Fohlen dargestellt. Abb. 23 zeigt dabei beispielhaft die 3 ausgewerteten Abschnitte eines Fohlens. Auch wenn diese Abschnitte auf den ersten Blick recht unterschiedlich erscheinen, ist in allen dreien das Vorherrschen langsamer, spannungshoher Frequenzanteile auffallend. Die Diagramme in Abb. 24 und 25 verdeutlichen dies mit entsprechenden Werten der rechnergestützten Analyse der 4-Sekunden-Abschnitte.

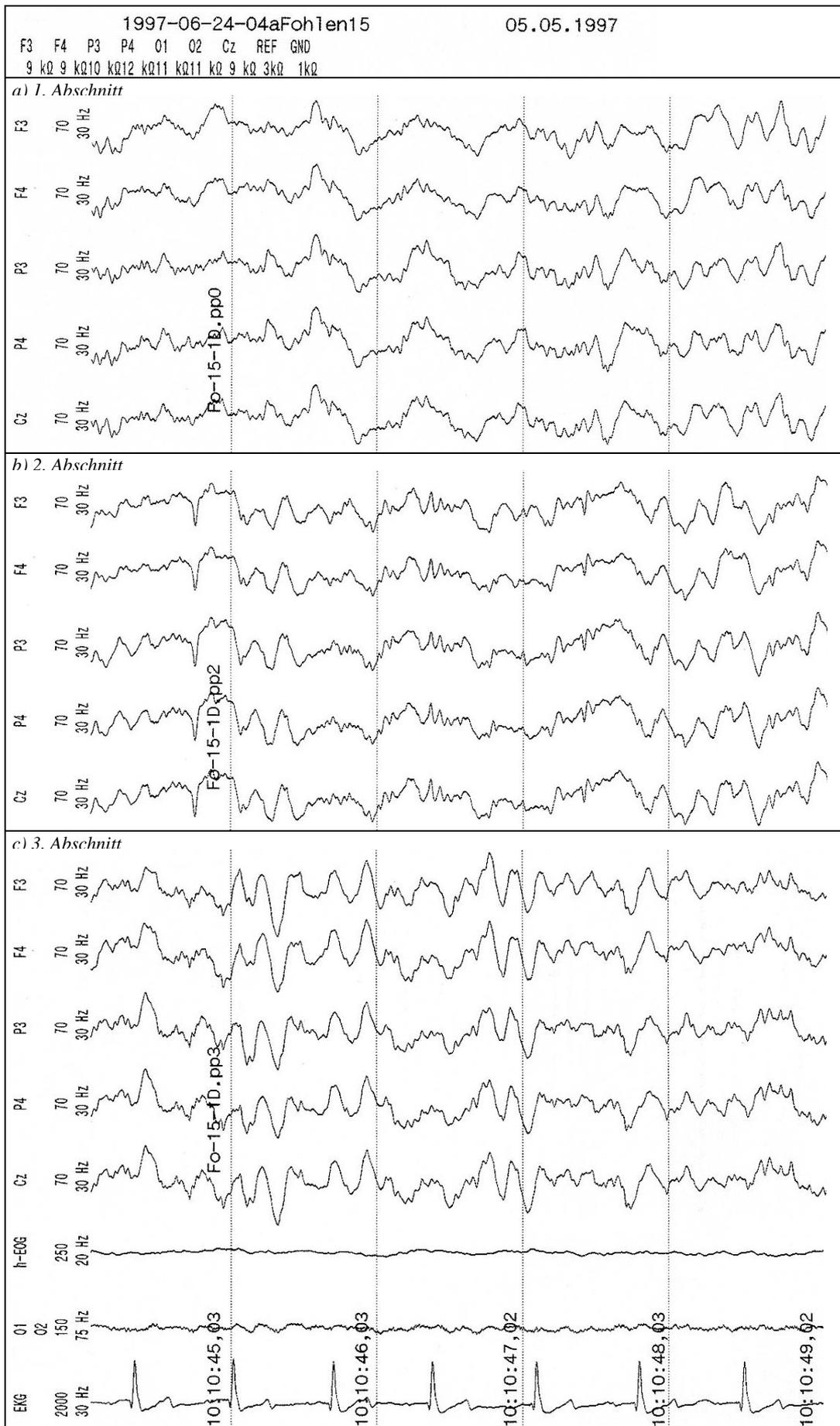
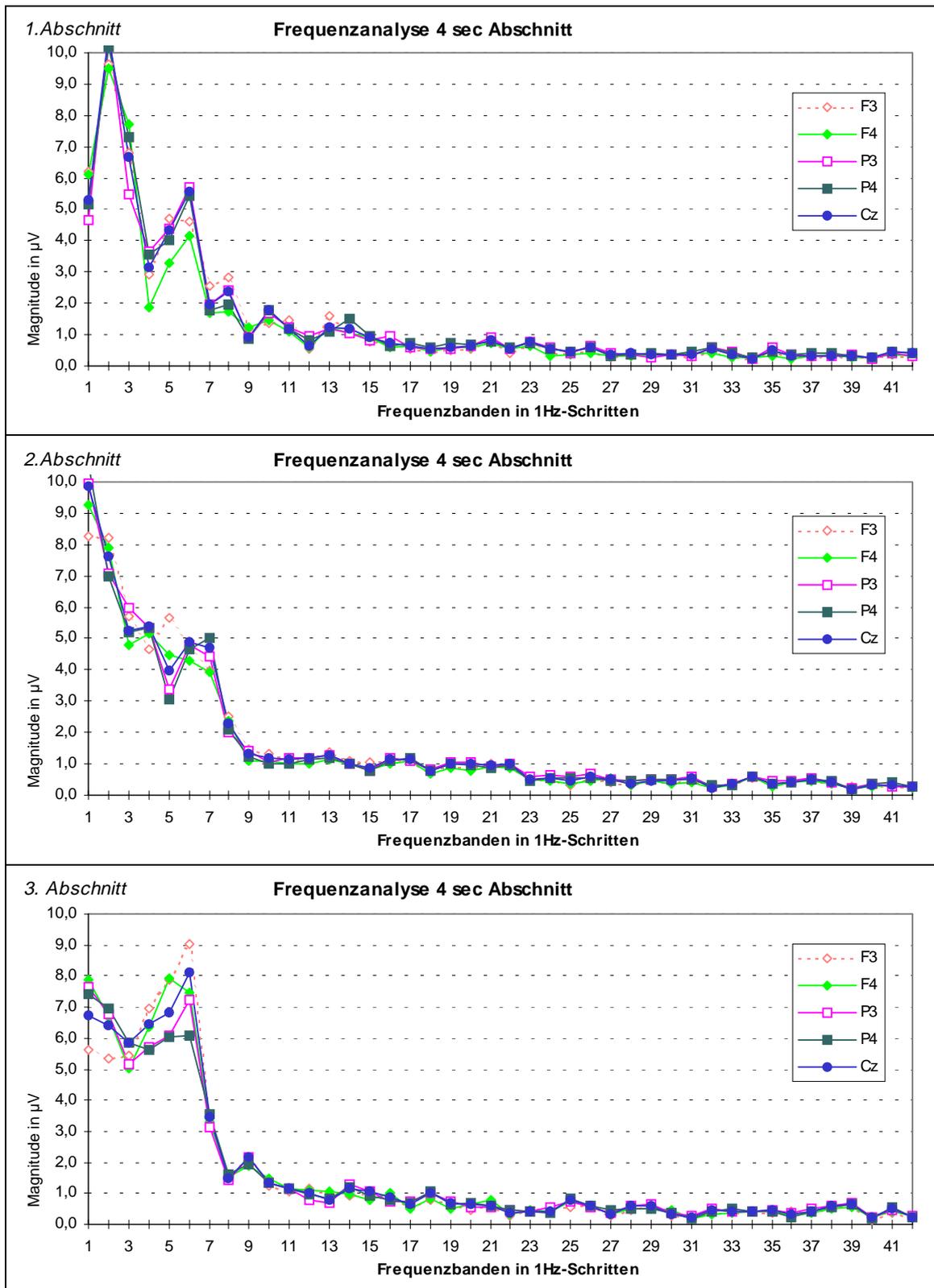


Abb. 23a-c) Kurvenabschnitte einer EEG-Ableitung eines Fohlens (Alter: 43 Tage)



**Abb. 24a-c** Frequenzanalyse dieser Kurvenabschnitte eines Fohlens (Alter: 43 Tage)

In den 3 Diagrammen der Abb. 24 zeigt sich jeweils in den Frequenzbanden 2-8 das deutliche Vorherrschen niederfrequenter Kurvenanteile. In Abb. 25 spiegelt sich dies vor allem in den niedrigen Werten für die Mobilität wieder.

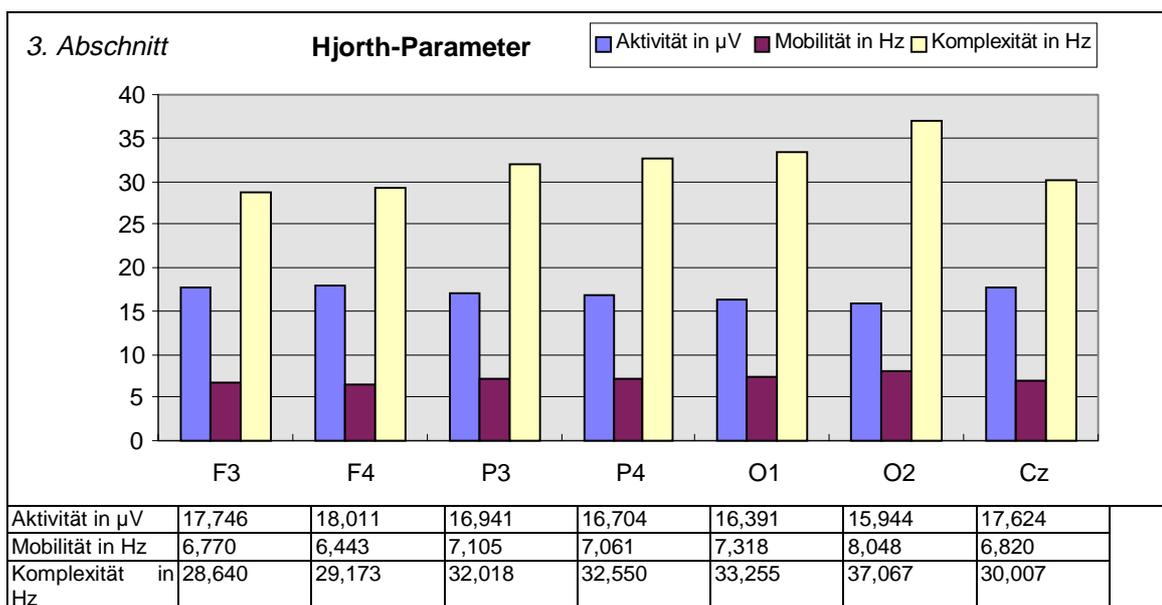
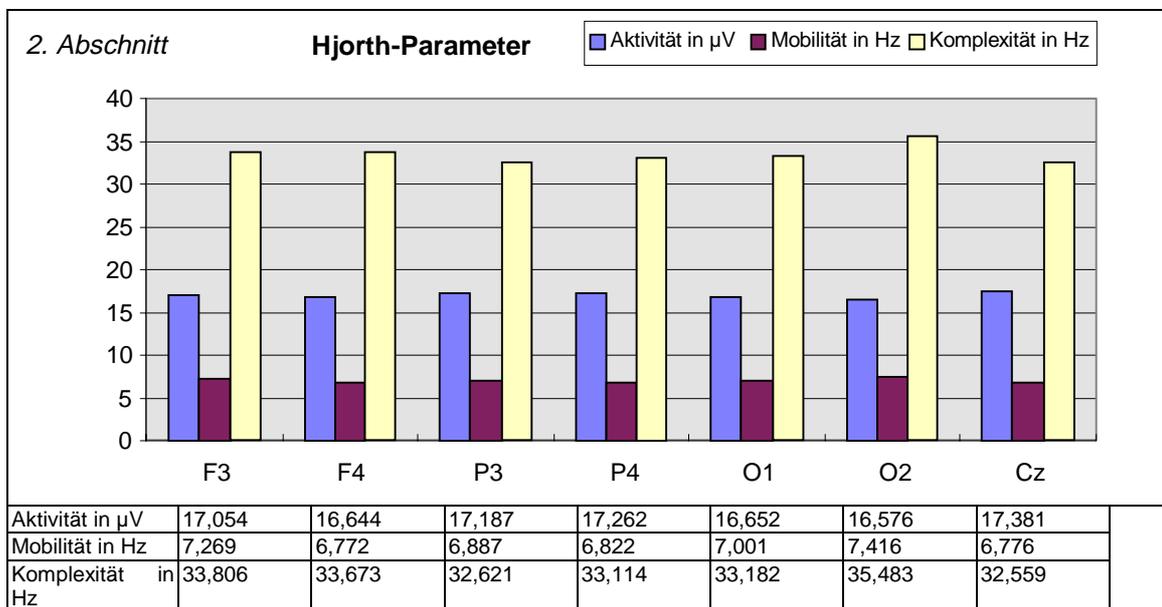
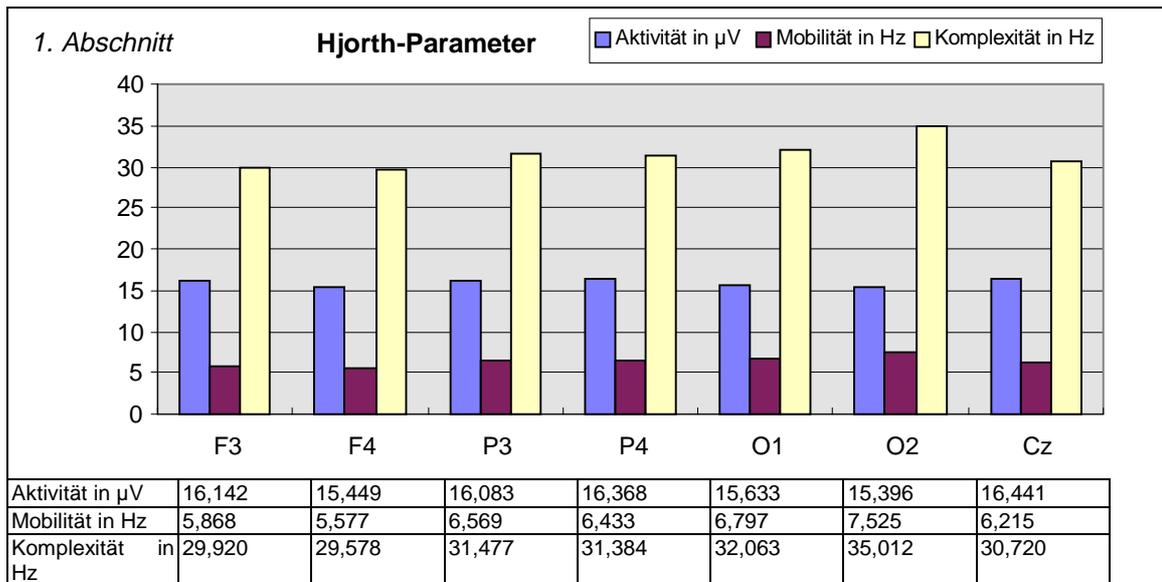


Abb. 25a-c) Zugehörige Hjorth-Parameter der Abschnitte eines Fohlens (Alter: 43 Tage)

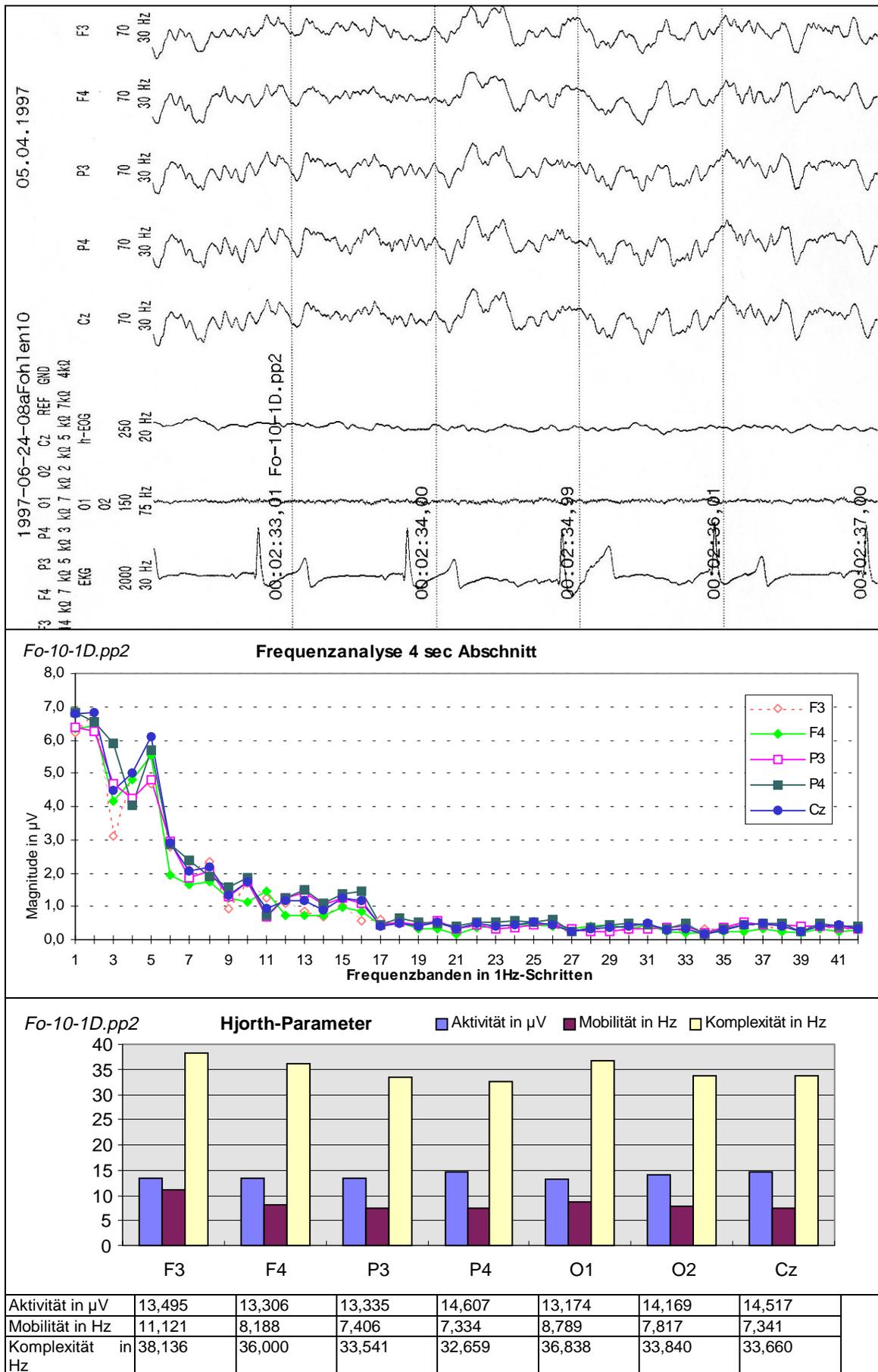


Abb. 26 Kurvenabschnitt und quantitative Parameter eines Fohlens (Alter: 80 Tage)

#### 4.4.2 Gruppenvergleich zwischen Fohlen und adultem Pferd

Die Abbildungen von Kurvenabschnitten und die Darstellung von Diagrammen der zugehörigen Frequenzspektren und Hjorth-Parameter zeigten im vorigen Abschnitt für die einzelnen Fohlen auffallende Unterschiede gegenüber den ausgewachsenen Pferden.

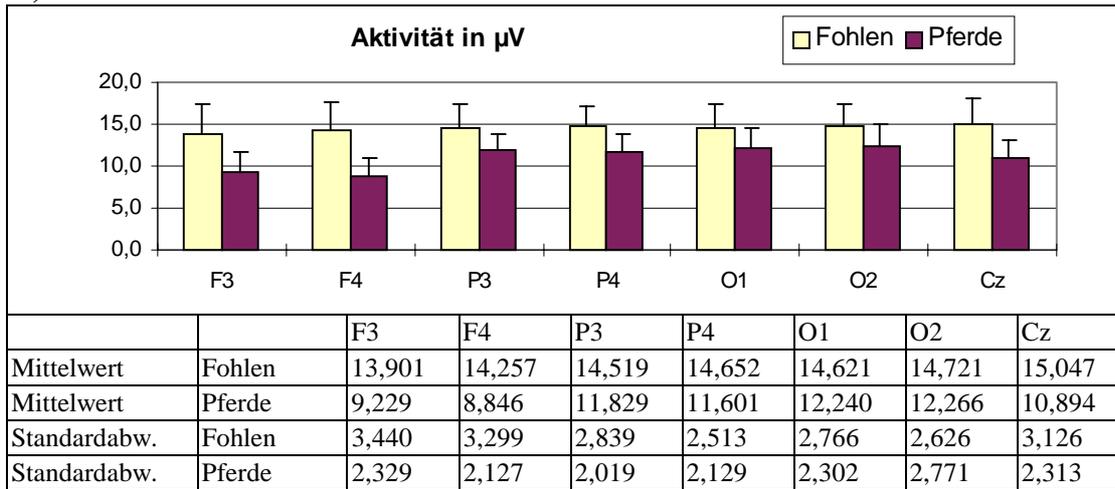
Die Gegenüberstellung der Hjorth-Parameter der Pferde und Fohlen ist in Abb. 27(a-c) und den zugehörigen Tabellen ersichtlich. Dabei standen durch die 3 pro EEG-Ableitung ausgewerteten 4-Sekunden-Abschnitte bei den 14 Fohlen insgesamt 42 Abschnitte zur Verfügung. Bei zwei Fohlen war trotz Notch-Filterung für die Elektrode F3 eine 50 Hz-Störung zu verzeichnen, weshalb diese Position nicht in die Auswertung einbezogen wurden. Für Position F3 konnten somit nur 36 Abschnitte zur Auswertung verwandt werden.

Demgegenüber waren es bei den 22 Pferden durch die 3 wiederholten Ableitungen mit jeweils 3 Abschnitten insgesamt 198 Abschnitte. Bei der Fohlengruppe sind für diesen Vergleich alle 7 Elektrodenpositionen herangezogen worden. Bei den Pferden sind nur die vergleichbaren, d.h. der Lokalisation entsprechenden Elektroden betrachtet worden.

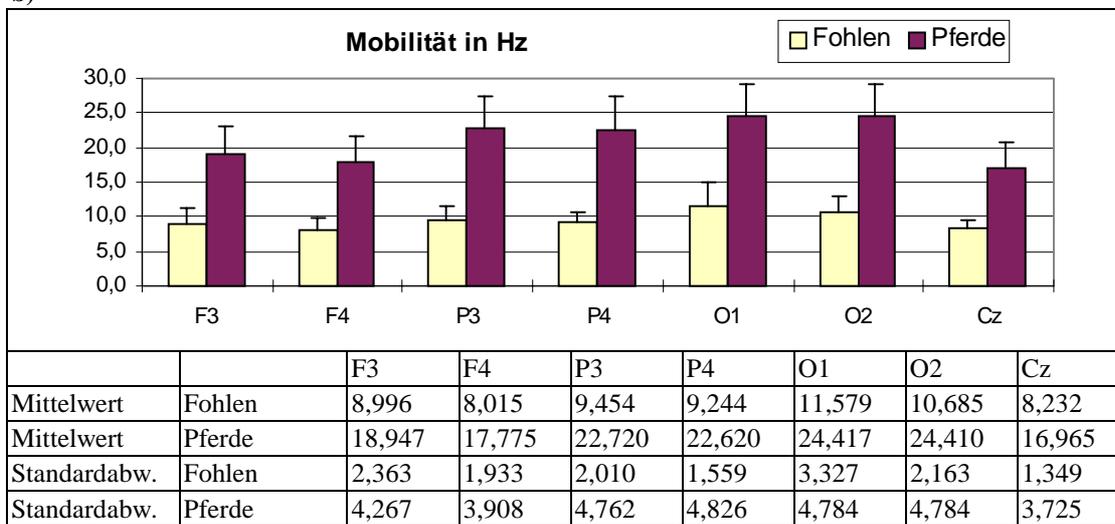
Bei den Fohlen sind in den EEG-Abschnitten für alle Elektrodenlokalisationen einheitlich konstant höhere Aktivitätswerte, als effektive Amplitude, zu verzeichnen (Abb. 27a). Das umgekehrte Bild stellt sich hinsichtlich der mittleren Frequenzen (Abb. 27b) dar. Die Pferde weisen insgesamt höhere Mobilitätswerte auf und lassen eine stärkere Zunahme der Werte von den frontalen zu den okzipitalen Elektroden deutlicher Erkennen. Die Unterschiede in der Frequenzabweichungen, den errechneten Komplexitäten (Abb.27c), sind zwischen beiden Gruppen nur gering.

Die durchgeführte *Varianzanalyse* bezüglich der *Hjorth-Parameter* ergab in den multivariaten Tests signifikante Unterschiede zwischen Fohlen und Pferden. Unabhängig von der Elektrodenlokalisation zeigten sich im univariaten F-Test für alle Aktivitäts- und Mobilitätswerte signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Die Werte für die Komplexität unterschieden sich zwischen Fohlen und Pferden nicht in allen Positionen voneinander signifikant (s. Anhang Tabelle III).

a)



b)



c)

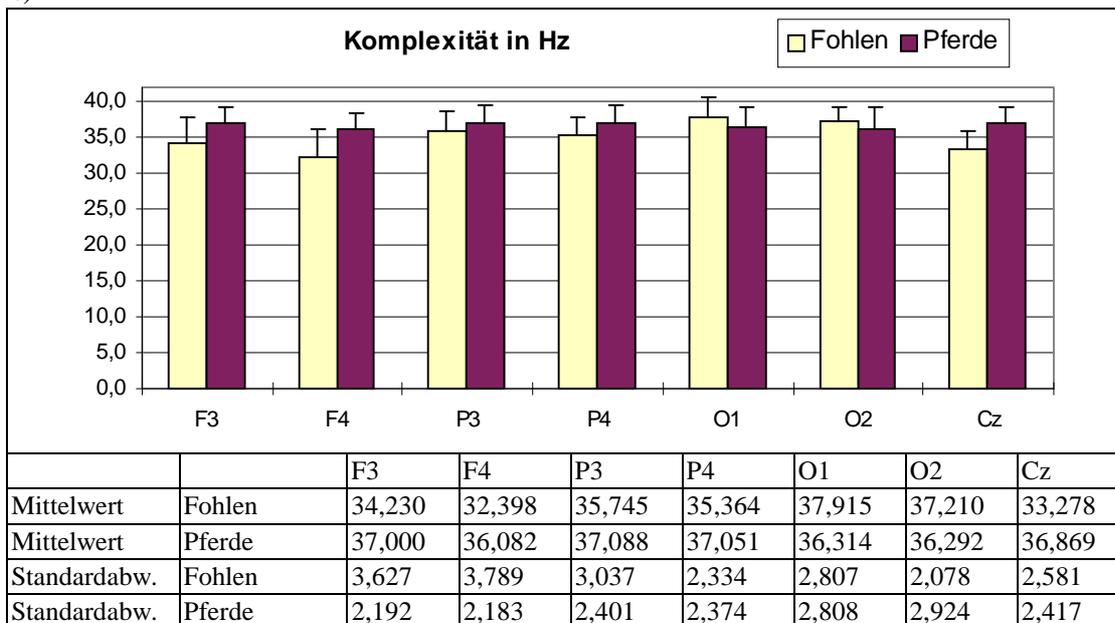


Abb. 27(a-c) Vergleich der gemittelten Hjorth-Parameter: Fohlen – Pferde

Der Vergleich zwischen Fohlen und Pferden hinsichtlich der mit der *Fourier-Transformation* vorgenommenen *Frequenzbestimmung* wurde wie folgt durchgeführt.

Die gemittelten Frequenzspektren der 22 Pferde sind unabhängig von den graduellen Unterschieden in den 11 Elektrodenlokalisationen zusammengefaßt worden. Entsprechend sind bei den 14 Fohlen die 7 Positionen der Elektroden zusammengefaßt und den Werten der Pferde gegenübergestellt worden (s. Abb. 28).

Die *Varianzanalyse* der beiden Gruppen durchgeführt für die *Frequenzbanden 1-21 und 22-42* ergab, daß der Unterschied zwischen Fohlen und Pferd mit Ausnahme der Frequenzbanden 11 und 14 signifikant ist (s. Anhang Tabelle IV)

Gruppe1=Pferde 242 Fälle

Gruppe2=Fohlen 98 Fälle

2 Fälle (jeweils Kanal F3) ausgelassen wegen 50Hz-Einstellung

insgesamt 338 Fälle für Analyse betrachtet

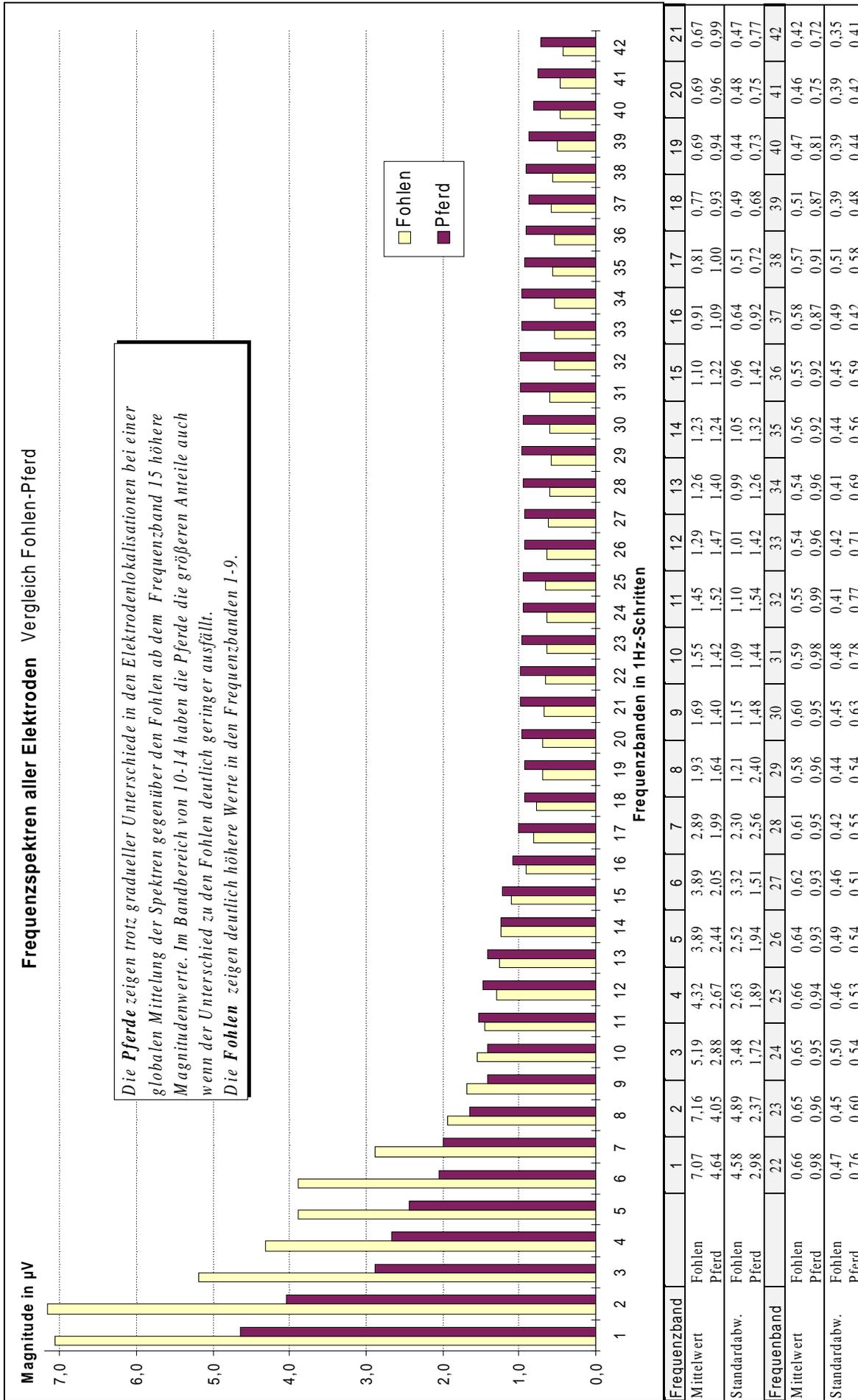


Abb. 28 Graphische Darstellung des Gruppenvergleiches hinsichtlich der Frequenzverteilung

## 5 Diskussion

### 5.1 Diskussion der Methode

#### 5.1.1 Grundlegende Betrachtungen zur Elektroenzephalographie beim Pferd

Für die nichtinvasive Ableitung der hirnelektrischen Aktivität beim Pferd ergibt sich, daß abgesehen von den beim menschlichen EEG auftretenden Problemen, zusätzliche Besonderheiten beim Pferd bestehen. Diese sind sowohl in den anatomischen als auch verhaltensphysiologischen Gegebenheiten des Pferdes zu sehen:

1. Das Gehirn ist nur in einem *kleinen Bereich* in Schädeldachnähe der Oberflächenableitung zugänglich.
2. Die Nutzung der Ohren als humanmedizinisch standardmäßig genutzte *indifferente Bezugspunkte* [SCHEULER 1982b] ist auf Grund ihrer Wichtigkeit für die Körpersprache des Pferdes nicht möglich. Muskelpotentiale, die mit den Ohrbewegungen freigesetzt werden, verursachen massive Artefakte [SKERRITT 1984; ANDREWS u. FENNER 1987].
3. Ebenso macht die ausgeprägte Kaumuskulatur den temporalen Bereich für eine Ableitung unzugänglich.
4. Die Übernahme der humanmedizinischen Elektrodenpositionierung entsprechend dem Standard des *internationalen 10-20-Systems* [PASTELACK-PRICE 1983] ist auch mit einer entsprechenden Adaptation für das Pferd nicht möglich.
5. Für die Ableitung an *wachen Pferden*, d.h. *mit offenen Augen* werden durch die nicht in vollem Umfang reproduzierbaren Ableitbedingungen wie z.B.
  - die nicht mögliche Abschaltung aller Umweltreize
  - das Fehlen eines einheitlichen Untersuchungsraumes und
  - die unrealisierbare umfassende Abschirmung der Pferde gegen technische Störquellendie Ergebnisse einer Erfassung hirnelektrischer Aktivität beeinflußt.
6. Unterschiedliche Wachheit verbunden mit der subjektiven Kontrolle der Vigilanz erschweren die Beurteilung hirnelektrischer Aktivität.
7. Diese Vigilanzschwankungen haben ebenso einen entscheidenden Einfluß auf das Ausmaß der durch *das Pferd hervorgerufenen Artefakte*. Vor allem ist der Einfluß von Muskeln in Elektrodennähe schwierig abzuschätzen, da Muskelpotentiale in einem breiten Frequenzspektrum [HECTOR 1979; MÜHLAU 1990] auftreten können und damit nicht immer von der hirnelektrischen Aktivität abzugrenzen sind.
8. Die ausschließliche *Nutzung von Hautelektroden* schränkt die Möglichkeit der Unterscheidung der Quellen körpereigener elektrischer Aktivität ein.

## 5.1.2 Diskussion der angewandten Methode

### 5.1.2.1 Auswahl der Elektroden und ihre Befestigung

Auch wenn durch die Nutzung invasiver Verfahren zur EEG-Ableitung einige Einflußfaktoren wie z.B. die Muskelaktivität abgeschwächt werden könnten [GRABOW *et al.* 1969; GARNER *et al.* 1972], wurde bewußt nur mit auf der Haut aufliegenden Elektroden gearbeitet. Als ein wichtiges Argument dafür sind sowohl die Erfahrungen der Humanmedizin, als auch gezielte Untersuchungen im Veterinärbereich zu nennen. So konnte POSPIESZNY [1996] in seiner vergleichenden Arbeit über invasive und nichtinvasive Ableitungsmethoden aufzeigen, daß beim Hausschwein die epidermale Ableitung keine signifikanten Unterschiede gegenüber der Ableitung mit Nadelelektroden aufwies.

Basierend auf den Ergebnissen zur EEG-Ableitung beim Pferd mit Hautelektroden in Narkose [AUER *et al.* 1979; OTTO u. SHORT 1991a] und am wachen bzw. sedierten Pferd [PUROHIT *et al.* 1981; MYSINGER *et al.* 1985] war dieser methodische Ansatz als richtig anzusehen. Auch HALE u. HUGGINS [1980] erklärten, daß trotz der bei ihnen aufgetretenen Schwierigkeiten die Ableitung mit Hautelektroden für Verhaltensstudien wünschenswert sei. Sowohl tierschutzrechtliche Gesichtspunkte als auch die Überlegung für eine mögliche Anwendung in der klinischen Diagnostik schlossen invasive Methoden von vornherein aus. Selbst die Nutzung von Nadelelektroden würde ein Anbringen nach dem in dieser Arbeit untersuchten Schema zur Positionierung von 11 aktiven EEG-Elektroden und der zusätzlichen Grund- und Referenzelektrode nicht ohne Schmerz bzw. Erregung für das Tier ermöglichen.

Das Aufkleben von Hautelektroden mit Kollodium [GIOVAGNOLI *et al.* 1996] bzw. die Nutzung selbstklebender Elektroden [MYSINGER *et al.* 1985] erfordert zum Teil die Rasur der entsprechenden Bereiche bzw. ist für mehrere Elektroden relativ zeitaufwendig. JOHNSON *et al.* [1994] führten bezüglich der Nutzung von entsprechenden Elektroden an, daß sie für die Elektrodenübergangswiderstände nur Werte von ca. 20k $\Omega$  erzielen konnten. Deshalb nutzten sie in ihren Untersuchungen in Narkose Nadelelektroden, für die sie Werte von ca. 2-3k $\Omega$  angaben. Ebenso setzten OTTO *et al.* [1994] u. [1996] entgegen früheren Veröffentlichungen [OTTO u. SHORT 1991a/b] für die Ableitung in Narkose Nadelelektroden ein.

Der Gebrauch einer Elektroden-Halterungsmaske, die nur auf dem Stirnbereich aufgelegt ist und durch flexible Gummibänder im Ganaschenbereich fixiert wird, ist als *tierschutzgerecht* einzuordnen. Dazu tragen sowohl die einfache Handhabung zum Anbringen der Meßelektroden, der sichere Sitz, als auch Schmerzfreiheit für das Pferd ohne Beeinträchtigung des Aktivitätszustandes bei. Der auch von ZABLOW u. GOLDSOHN [1969] beschriebene

Nachteil von Hautelektroden bezüglich zu hoher Elektrodenimpedanzen konnte durch das gleichmäßige Anliegen des Zentralstückes der Halterungsmaske im Stirnbereich vermieden werden. Im Einzelfall waren durch nachträgliches Tränken des Stoffüberzuges der Elektroden mit physiologischer Kochsalzlösung bzw. durch Elektrodenpaste ausreichend gute Impedanzwerte zu erreichen. Verglichen mit den von MÜHLAU [1990] und ZSCHOCKE [1995] geforderten  $5\text{k}\Omega$ , konnten im Regelfall Werte von unter  $6\text{k}\Omega$  erzielt werden. Bei den Fohlen entstanden durch das weiche, dicke Fell damit eher Probleme als bei den ausgewachsenen Pferden. Die von der DT EEG-GESELL bei der Entwicklung neuer EEG-Geräte ausdrücklich geforderte Möglichkeit zur Messung und Dokumentation der Elektrodenimpedanzen [HINRICHS *et al.* 1995] konnte bei dem genutzten Gerät nur zu Aufzeichnungsbeginn mit den Meßdaten abgespeichert werden. Dennoch erfolgte für alle Aufzeichnungen zum Meßende eine Überprüfung, deren Ergebnis im Protokoll der Aufzeichnung vermerkt wurde. Es kam während der Messungen zu keiner Verschlechterung der Impedanzen. Gelegentlich kam es trotz des routinemäßigen Einsatzes eines Notch-Filters vor, daß sich durch die Nutzung anderer elektrischer Geräte, die ebenfalls am zur Ableitung genutzten Stromkreis angeschlossen waren, die 50Hz-Wechselspannung an einer Elektrode mit höherem Impedanzwert als technischer Artefakt niederschlug.

#### 5.1.2.2 Entspannte Wachheit und das Umfeld bei der Untersuchung

Auf die Durchführung der Ableitungen in der für das Pferd bekannten Umgebung - der Pferdebox - soll nochmals gesondert eingegangen werden. Auch wenn dadurch die Bedingungen hinsichtlich der Einheitlichkeit für die einzelnen Pferde bei der Ableitung variierten, muß dies im Nachhinein als richtig angesehen werden. Der *entspannte Wachzustand* ist in der Humanmedizin eine notwendige Voraussetzung für die Beschreibung und Beurteilung des EEG im klinischen Bereich [KUBICKI u. HÖLLER 1980]. Die Minimierung aller auf den Menschen einwirkenden Umwelteinflüsse ist für die Ermittlung dieses auch als Ruhe-EEG bezeichneten Hirnstrombildes erforderlich. Dazu erfolgt die Untersuchung routinemäßig in einem ruhigen und meist abgedunkelten Raum beim liegenden Patienten, der die Augen geschlossen hat [GASTAUT 1974; HECTOR 1979].

Durch die artspezifischen Verhaltensweisen sind diese Bedingungen natürlich nicht für das Pferd zu realisieren. Deshalb muß ein Umfeld zur Ableitung geschaffen werden, in dem das Tier am ehesten ruhig und entspannt ist. Die Voruntersuchungen unter verschiedenen

Umgebungsbedingungen haben gezeigt, daß alle Versuche, die Einwirkung visueller Reize durch völlige Verdunklung des Raumes oder die Nutzung von scheuklappenähnlichen Vorrichtungen zu vermindern, für eine verbesserte EEG-Ableitung ungeeignet sind. Auch ein in der EEG-Ableitung bei Kindern genutztes sanftes Zuhalten der Augenlider [WITZEL 1990] war erfolglos. All diese Maßnahmen riefen eine stärkere Anspannung der Tiere hervor. Durch gesteigerte Ohrentätigkeit versuchten sie, die fehlenden optischen Reize zu kompensieren. Dabei verursachen schon gespitzte, deutlich aufgestellte Ohren eine massive Einstreuung von Muskelpotentialen, die eine Beurteilung entsprechender EEG-Abschnitte unmöglich machen.

Eine dem entspannten Wachzustand beim Menschen vergleichbare Situation, bei der Pferde nur in seltenen Fällen Orientierungsreaktionen zeigten, war regelmäßig in der gewohnten Pferdebox zu erkennen. Ruhiger und besonnener Umgang durch die am Kopf stehende Bezugsperson ermöglicht auch bei anfänglich ängstlichen und damit verspannten Tieren eine Untersuchung. Auch die Untersuchungen an den Saugfohlen erfolgten unter gleichen Bedingungen, wobei die Fohlen dicht an die Mutterstuten gestellt wurden.

Die Beurteilung des Verhaltens und der damit eng verbundene Vigilanzzustand des Pferdes während der Ableitung konnte nur subjektiv erfolgen. Während der Aufzeichnung ermöglichte das genutzte EEG-Gerät durch programmierbare Ereignistasten, eigene Beschreibungen zur Verhaltensklassifizierung zeitsynchron festzuhalten. Somit ergab sich eine entscheidende Hilfestellung für die nachfolgende EEG-Beurteilung. Modernste EEG-Geräte, wie sie bereits in der humanen Epilepsieforschung [HEINZE *et al.* 1994; ELGER *et al.* 1996] eingesetzt werden, nutzen über die gerätetechnische Kombination die Videometrie, um synchron das Verhalten des Patienten und die Veränderungen im Kurvenbild analysieren zu können. Diese High-Tech-Geräte konnten auf Grund des hohen finanziellen Aufwandes nicht eingesetzt werden.

Der von einigen Autoren [KLEMM 1968b; JAGGY u. HEYNOLD 1996] für das Kleintier bzw. für das Pferd [BEATTY *et al.* 1986; DUNIGAN *et al.* 1995] empfohlene Einsatz von Beruhigungsmitteln zur Verminderung von Abwehrreaktionen schied von vornherein aus:

1. kann mit diesen im ZNS angreifenden Substanzen bezüglich des Zieles dieser Arbeit keine Ermittlung physiologischer Normparameter erfolgen und
2. wird sich die Abgrenzung medikamentenbedingter Effekte von krankhaften Befunden schwierig gestalten [SKERRITT 1984; REDDING 1990].

Im Rahmen der Vorversuche sind in der Tierklinik Hoppegarten auch eigene Untersuchungen in Narkose bzw. unter Einsatz von Sedativa, vorrangig zur Erarbeitung der methodischen Grundlagen durchgeführt worden [MILL *et al.* 1996]. Die medikamentenbedingte Beeinflussung der Wachheit führt zu einer deutlichen Änderung der hirnelektrischen Aktivität, wie sie beispielsweise von MYSINGER *et al.* [1985] und SHORT *et al.* [1989] beschrieben wurden. Auch ANDREWS u. FENNER [1987] betonen dazu, daß beim Pferd die medikamentelle Beruhigung minimiert werden muß, da die durch sie verursachte langsame spannungshohe Aktivität abnormale Wellenformen verdecken kann.

### 5.1.2.3 Anatomische Voraussetzungen zur Elektrodenplatzierung

Der von SEIFERLE [1992] beschriebene Anhaltspunkt zur Bestimmung des vorderen Gehirnpols in Höhe des hinteren Randes des Jochbeinbogens stimmt mit den eigenen Meßergebnissen an den zehn anatomischen Präparaten überein. Der von SEIFERLE für den hinteren Grenzbereich des Gehirns angegebene Punkt des Nackenwulstes (*Linea nuchalis superior*) erscheint als nicht ausreichend zur Orientierung für die EEG-Ableitung.

Beim Menschen wird das Kleinhirn vom okzipitalen Hemisphärenbereich nahezu überdeckt [SANIDES 1972; KOCH 1993]. Beim Pferd schließt sich dagegen das Kleinhirn dem Großhirn praktisch an [SEIFERLE 1957; SEIFERLE 1992]. Experimentelle Untersuchungen [LI u. JASPER 1953; CREUTZFELDT u. STRUCK 1962] haben aufzeigen können, daß die von der Oberfläche als EEG ableitbare hirnelektrische Aktivität ihre Entstehung vorrangig in der synchronen synaptischen Tätigkeit in der Großhirnrinde hat [CASPER u. SPECKMANN 1970; ZSCHOCKE 1991b]. Dieser kortikale Ursprung der Hirnstrompotentiale machte die Bestimmung der kaudalen Grenze des Großhirns für eine Ableitung beim Pferd erforderlich. In den eigenen Messungen wurde dafür ein Bereich von ca. 6-8cm vor der *Crista nuchae* ermittelt.

Die unterschiedliche Stärke von Schädelkalotte und Weichteilstrukturen gestaltet den Abstand vom Kortex zur Stirnoberfläche über die gesamte Länge der Hemisphären nicht einheitlich.

Für die Weiterleitung der sich im Gehirn ausbreitenden kortikalen Feldpotentiale stellen die hirnumhüllenden Gewebeschichten unterschiedlich starke kapazitive und induktive Widerstände dar, die eine Abschwächung bzw. Verzerrung des Signals bewirken [RÖSSNER 1970b; ZSCHOCKE 1995]. So ist der mit Luft gefüllte *Sinus frontalis* selbst als eine

Sperrschicht anzusehen, welche nur durch die Knochensepten für eine Weiterleitung von Ladungsunterschieden passierbar wird.

JOHNSON *et al.* [1994] verweisen in ihrer Erläuterung zur Positionierung der Meßelektroden für Ableitungen am Pferd, daß der relativ weit in den Stirnbereich hinein reichende Sinus frontalis unbedingt berücksichtigt werden muß. Die Angabe von SCHNEIDER *et al.* [1981] zur Position für die erste Elektrode in Höhe des ersten Augenwinkels bzw. von AUER *et al.* [1979] 3cm oberhalb, lassen die Schlußfolgerung zu, daß sich die Elektroden dabei über dem Sinus frontalis befanden.

Die verschiedenen *Elektrodenarten*, die zumeist implantiert wurden, die unterschiedliche *Größe der untersuchten Pferde* und die unterschiedlichen *gerätetechnischen Voraussetzungen*, *Vigilanzunterschiede* und *Medikamentenwirkung* lassen einen Vergleich der jeweiligen Elektrodenpositionen von vorn herein als nicht sinnvoll erscheinen. Die Vielfalt hinsichtlich der Elektrodenarten und deren Positionierung zeigt aber, daß die Notwendigkeit einer gezielten Überprüfung besteht.

An dieser Stelle soll ausdrücklich noch einmal auf die Abbildung 4 im Abschnitt 4.1 verwiesen werden. Die maximale Hemisphärenlänge wird beim Pferd durch den Sinus frontalis im vorderen Bereich bzw. im hinteren Bereich durch die zunehmende Knochenstärke und die ab der Crista sagittalis externa flächig entspringende Temporalmuskulatur in ihrer direkten Zugänglichkeit von der Kopfoberfläche eingeschränkt. Wie schon im Literaturteil ausgeführt, sind die bei den Haustieren mit Ausnahme von Katzen und kurzköpfigen Hunden im Vergleich zum Menschen beschriebenen schlechten Voraussetzungen für hirnchirurgische oder -experimentelle Eingriffe [SEIFERLE 1992] uneingeschränkt auch auf nichtinvasive EEG-Ableitungen zu übertragen. Das völlige Fehlen eines Stirnabsatzes zwischen Gesichts- und Hirnschädel und das in der Tiefe liegende Gehirn bedingen für das Pferd ebenfalls die Unmöglichkeit eines seitlichen Zugangs zum Kortex. Somit ist nur ein kleiner Bereich der Großhirnrinde, der als zentroparietal zu bezeichnen ist, mit einheitlicher Struktur umgrenzt, der die nichtinvasive EEG-Ableitung in nur einer Ebene im Stirnbereich ermöglicht. Dementsprechend sind mit Ausnahme von Seitendifferenzen Aussagen zu hirnregionalen Unterschieden und eine entsprechende topische Diagnostik von vorn herein nicht zu erwarten.

Als Schlußfolgerung wurden 11 Meßelektroden über den in Frage kommenden Stirnbereich rasterartig angeordnet. Dazu ist der Abstand zwischen dem hinteren Rand des Jochbeinbogens und der Crista nuchae als orientierendes äußeres Schädelmaß gut geeignet. Bei einem bei untersuchten Vollblutpferden ermittelten Abstand von 18-20,5cm wurde die letzte

Elektrodenreihe 10cm vor der Crista nuchae positioniert. Wie die Röntgenkontrollen bestätigten, erwies sich der gewählte Abstand der EEG-Elektroden von 3cm zueinander geeignet, den zentroparietalen Bereich des Großhirns umfassend abzudecken.

Das genutzte digitale EEG-Gerät erfordert zur Messung der Rohdaten der einzelnen Elektroden eine elektrische Referenz [DOERR u. THODEN 1993]. Diese sollte sich in einem Bereich befinden, der möglichst frei von bioelektrischer Aktivität ist [RÖSSNER 1970b; PASTELAK-PRICE 1983]. Da es aber keinen potentialfreien Platz am Körper gibt, muß dieser Referenzpunkt zur Aufzeichnung ausreichender Potentialdifferenzen einerseits gehirnfremd, darf andererseits nicht von anderen bioelektrischen Quellen beeinflusst sein [SCHEULER 1982a]. Basierend auf den ersten Erfahrungen wurde dieser Punkt (Bezeichnung: A1), der sich anfänglich, wie von OTTO *et al.* [1994] und LANDWEHR [1995] beschrieben, zwischen den Augen befand, weiter in den nasofrontalen Bereich (Bezeichnung: R) verlagert. Nur so konnte die inverse Präsentation der Lokalisation der Augenartefakte (s. Abschnitt 4.2) vermieden werden [BÄTZ 1980]. Weiterhin wurde damit erreicht, daß sich der zuvor zur ersten Elektrodenreihe nur mit 3cm bestehende Elektrodenabstand vergrößerte. Der Abstand der einzelnen Meßelektroden zur Referenz wurde einheitlicher, womit Voraussetzungen für den Vergleich der Positionen für die EEG-Elektroden überhaupt erst ermöglicht wurden [SCHEULER 1982a].

#### 5.1.2.4 Polygraphische Registrierung zur Artefakterkennung

Beim Schwein beschäftigten sich eine große Anzahl hirnelektrischer Untersuchungen mit der polygraphischen Erfassung anderer körpereigener Potentialquellen. POLLER u. KAYS [1982]; BARTELS [1987]; KULPA [1994] und POSPIESZNY [1996] versuchten auf unterschiedlichen Wegen neben dem EKG die Atemtätigkeit, den Muskeltonus sowie auch die Einwirkung des korneoretinalen Potentials OTTO, K. [1986] zu erfassen.

GIOVAGNOLI *et al.* [1996] betonten den starken Einfluß von biologischen Artefakten auf die hirnelektrischen Messungen bei Pferden und zeigten zur Verdeutlichung einzelne Kurvenabschnitte. Im zugänglichen Schrifttum fanden sich bei bisherigen Untersuchungen am wachen, stehenden Pferd nur bei DALLAIRE u. RUCKEBUSCH [1974a/b]; HALE u. HUGGINS [1980] und DALLAIRE [1986], die sich vor allem mit dem Schlaf-Wach-Verhalten bei Equiden

beschäftigten, Angaben zur Registrierung anderer bioelektrischer Vorgänge, die in ihrer Beeinflussung des EEG bekannt sind [HECTOR 1979; BÄTZ 1985; EBE u. HOMMA 1994].

Die *elektrische Herztätigkeit* kann sich vor allem bei ungünstiger Konfiguration der EEG-Elektroden als ein synchron zum EKG auftretender Artefakt im EEG niederschlagen [SAUNDERS 1984]. Wie stark die Abhängigkeit hirnelektrischer Aktivitäten von der Sauerstoffversorgung des Gehirns ist, zeigten Narkoseuntersuchungen von SCHNEIDER *et al.* [1981] und von OTTO u. SHORT [1991b]. Auch für das stehende Tier konnten PUROHIT *et al.* [1981] durch ihre synchrone EKG-Aufzeichnung unter Einwirkung von Xylazin sowohl Veränderungen im EEG als auch eine gravierende Beeinflussung der Herztätigkeit nachweisen. Neben dem Vorteil der eindeutigen Zuordnung von rhythmischen Artefakten im EEG, sollte die leicht zu erfassende elektrische Herzaktivität auch bei wachen Pferden routinemäßig registriert werden, um einen ersten Hinweis auf mögliche veränderte zerebrale Durchblutung zu bekommen.

DALLAIRE u. RUCKEBUSCH [1974a/b] und HALE u. HUGGINS [1980] nutzten bei ihren Ermittlungen der Schlafstadien beim Pferd die Halsmuskulatur als repräsentativen Bereich für die gesamte Tonuslage des Körpers. Auch bei den oben angeführten Untersuchungen an Schweinen erfolgte die *Aufzeichnung der Muskelaktivität* vorrangig im Halsbereich. Für Aufzeichnungen am wachen, stehenden Pferd hat es keinen Zweck, diese Muskelgruppen zu betrachten, da die Beeinflussung der hirnelektrischen Aktivität wesentlich stärker durch die direkt am Kopf ansetzende Muskulatur erfolgt. So realisiert das Pferd den Hauptteil seiner Ausdrucksweise durch das Ohrenspiel. Ebenso sind Kaubewegungen nur durch Elektroden im entsprechenden Bereich des Kopfes zu erfassen. Dazu haben sich die O-Elektroden bewährt. Diese am weitesten nachal positionierten Elektroden befinden sich zwar noch über dem hinteren Bereich des Kortex, liegen aber der dort befindlichen Temporal- und Ohrmuskulatur direkt auf. Die Verschaltung dieser beiden Elektroden zueinander entspricht einem oberflächlich abgeleiteten EMG.

Zur Ermittlung der *Augenbewegungen* stehen prinzipiell zwei Möglichkeiten zur Verfügung:

1. kann durch das direkte Auflegen von kleinen piezoelektrischen Wandlern [KUBICKI u. HÖLLER 1986; ZSCHOCKE 1995] auf das Augenlid die Augenbewegung erfaßt werden, was für Untersuchungen beim Pferd bei offenen Augen entfällt,

2. kann die starke korneoretinale Dipoleigenschaft des Auges [OTTO, K. 1986] genutzt werden, die bei jeder Bewegung der Augen das umgebende Potentialniveau beeinflusst. Ausgehend von den auch für Schlafuntersuchungen beim Menschen genutzten Möglichkeiten zur getrennten Erfassung von horizontalen und vertikalen Augenbewegungen, wurden die von KUBICKI u. HÖLLER [1986] geschilderten Positionen für das Pferd geprüft. Eingeschränkt durch die Notwendigkeit, ohne Schmerzen bzw. Ablenkung für das Tier die Messung vornehmen zu wollen, kann eingeschätzt werden, daß die mit Fp1 und Fp2 über zusätzliche EEG-Kanäle erfolgende Registrierung sehr gut die Bewegung der Augen zu erfassen vermag. Die beim gesunden Menschen fast immer auftretende Synchronität der Augenbewegungen [KUBICKI 1995] ist beim Pferd nicht immer zu verzeichnen. Das weite, sich nur in einem engen Bereich überschneidende Gesichtsfeld scheint für das Pferd die unabhängige Bewegung der Augen zu ermöglichen. In der Evolution mag dies für das Fluchttier - Pferd - von entscheidender Bedeutung gewesen sein. Inwieweit die gewählten Bezeichnungen bezüglich horizontal und vertikal exakt sind, bleibt durch die eingeschränkte Positionierungsmöglichkeit ungeklärt. Sicher ist, daß auch die Positionen der mit X1 und X2 bezeichneten Elektroden über einen Polygraphiekanal ebenfalls gut zur Erfassung von Augenbewegungen geeignet waren. Aus diesem Grund ist im Darstellungsprogramm II nur dieser Kanal enthalten, der allein eine gute Zuordnung der Augenartefakte auf den EEG-Kanälen ermöglichte.

Auf die synchrone Aufzeichnung der *Atemtätigkeit* mußte verzichtet werden, da die Filterwerte in der genutzten EEG-Version nur einheitlich für alle EEG- und Polygraphiekkanäle einzustellen waren. Die Atemfrequenz des Pferdes war somit mittels piezoelektrischer Wandler nicht bestimmbar. Die eingeschränkte Einstellungsmöglichkeit betraf ebenso das registrierte EKG und das horizontale EOG, so daß diese Parameter nicht wie in der humanen Schlafpolygraphie [KUBICKI u. HÖLLER 1986] oder wie in den bei Schweinen vorgenommenen Untersuchungen [POLLER u. KAYS 1982; OTTO, K 1987] aufgezeichnet werden konnten.

#### 5.1.2.5 Darstellungsprogramme beim digitalen EEG-Gerät

Einheitliche Darstellungsprogramme, die sich an den standardisierten Kriterien ausrichten, sind Grundvoraussetzung für die Beschreibung und Beurteilung von EEG-Befunden [BÄTZ *et al.* 1985; DT EEG-GESELL 1986]. Eine übersichtliche Anordnung der EEG-Kanäle, bei der eine schnelle Zuordnung zu den Positionen der Meßelektroden herzustellen ist, war auch für

die eigenen Darstellungsprogramme entscheidend. Der von RAPPELSBERGER [1994] geprägte Begriff der - *Remontage* - veranschaulicht sehr deutlich die Möglichkeit eines digitalen EEG-Gerätes, Kurvenabschnitte in unterschiedlichen Verschaltungen zu betrachten. Auch die anderen Parameter (Filterwert, Verstärkungsfaktor und „optische“ Papiergeschwindigkeit), die auf den jeweiligen Kanälen die optische Erscheinung der Meßwerte beeinflussen, können für den klinischen Einsatz eine Hilfestellung bieten [DOERR u. THODEN 1993].

Die Empfehlungen der DT EEG-GESELL für den alternierenden links/rechts Wechsel zur einfachen Erkennung von Seitendifferenzen sind berücksichtigt worden. Der dabei geforderte einfache und dennoch übersichtliche Aufbau der Programme wurde mit dem Darstellungsprogramm II realisiert. Die 5 EEG-Elektroden sind visuell schneller zu erfassen und dabei gut mit den unten angeordneten Kanälen zur Erfassung anderer bioelektrischer Signalquellen in Beziehung zu bringen. Soll das Ausmaß bestimmter Artefakte wie z. B. Augenbewegungen auf die einzelnen Ableitpunkte betrachtet werden, kann schnell auf das andere Darstellungsprogramm umgeschaltet werden. Bei der genutzten, sehr engmaschigen Elektrodenanordnung brachte die bipolare Elektrodenverschaltung keine verwertbaren Aussagen. Durch die Ähnlichkeit der Kurvenverläufe der einzelnen Elektroden waren bei einer Verschaltung zueinander kaum Potentialdifferenzen zu ermitteln.

#### 5.1.2.6 Frequenzfilterung und Grundtätigkeit beim Pferd

Die Aufzeichnung aller Kanäle in einem breiten Frequenzgang von 0,53-70Hz ermöglichte die *Einschätzung des Einflusses der Frequenzfilterung* auf das Signal. Die in Abb. 10 und 11 (im Abschnitt 4.2) dargestellten Kurvenabschnitte widerspiegeln deutlich die damit verbundene Änderung des Informationsinhaltes bezüglich der visuell bestimmbaren Frequenzanteile. Die genutzte Frequenzblende des Hochfrequenzfilters ist neben der Papiergeschwindigkeit und dem Verstärkungsfaktor beim konventionellen Papier-EEG der entscheidende Parameter [MERTINS u. SCHÄFER 1980]. Unwiderruflich ist dabei der Einfluß des Frequenzfilters auf die zu ermittelnden Frequenzwerte festgesetzt. Oftmals werden die Filtereinstellungen aber nicht aus den Veröffentlichungen ersichtlich, so daß rein durch gerätetechnische Unterschiede die Ergebnisse variieren können. Für die Untersuchungen am narkotisierten Tier, bei dem neben einer nachgewiesenen Veränderung der EEG-Aktivität [SCHNEIDER *et al.* 1981; JOHNSON *et al.* 1994], auch eine markante Reduzierung der durch das Tier verursachten Störungen auftritt, scheinen die von OTTO *et al.* [1994] und LANDWEHR [1995] angegebenen Filterwerte von

40Hz gerechtfertigt. Dagegen ist der von GIOVAGNOLI *et al.* [1996] angegebene Wert von 20Hz für Untersuchungen an wachen Pferden als zu niedrig einzuschätzen. Vor einer unkritischen Verminderung der Hochfrequenzfilter wird ausdrücklich gewarnt [DT EEG-GESELL 1985; ZSCHOCKE 1995], da die damit verbundene Glättung des Signals auch einstreuende Artefaktquellen, wie Muskelaktivität, verschleiern kann.

Die von der Kopfoberfläche ableitbaren elektrischen Potentialschwankungen erfassen nur den gefilterten Frequenzbereich ohne eine Aussage über deren Quelle. Der sich teilweise überschneidende Frequenzbereich von Nutz- und Störsignal ist ohne Frage als Hauptschwierigkeit für die Unterscheidung von hirnelektrischer und Muskelaktivität anzusehen. MÜHLAU [1990] verweist darauf, daß trotz der vorrangig im Frequenzbereich über 50Hz auftretenden Muskelpotentiale auch der Ruhetonus einzelner Muskelfasern Frequenzen bis unter 20Hz verursachen kann.

Aus der jeweiligen Position der betrachteten Elektrode zu den anatomischen Gegebenheiten bzw. auch durch zusätzliche elektrophysiologische Registrierung [KUBICKI 1995] von potentiellen Artefaktquellen und durch eine genaue Zuordnung des Verhaltens kann lediglich eine Abgrenzung beim wachen, stehenden Pferd erfolgen.

Als Schlußfolgerung scheint die begriffliche Zuordnung der von der Kopfoberfläche ableitbaren elektrischen Aktivität beim Pferd notwendig. Der für das *Ruhe-EEG* in der Humanmedizin oft gebrauchte Begriff des Grund- oder Ruherhythmus, der in entspannter Wachheit bei geschlossenen Augen zu registrieren ist, zeigt im Regelfall eine deutliche hirnregionale Zuordnung zum okzipitalen Gehirnbereich [GASTAUT 1974; KUBICKI u. HÖLLER 1980]. Für nichtinvasive Ableitungen am wachen, stehenden Pferd ist einerseits bedingt durch die geöffneten Augen und andererseits durch den begrenzten Ableitungsbereich diese Zuordnung von vorn herein eingeschränkt.

Deshalb scheint in Anlehnung an die Humanmedizin die Definition der DT EEG-GESELL der *Grundtätigkeit* besser geeignet [BÄTZ *et al.* 1985]. Sie beinhaltet unabhängig von der Lokalisation *jede relativ kontinuierliche EEG-Tätigkeit*, in die normale und abnormale EEG-Wellen eingelagert sein können. Sie stellt also eine wesentliche Erweiterung gegenüber dem Grund- bzw. Ruherhythmus dar. Für die beim wachen, stehenden Pferd durchgeführte EEG-Aufzeichnung mit Hautelektroden ist die Einlagerung von Muskelpotentialen nicht immer auszuschließen. Auch wenn vom EEG gesprochen wird, sollte dies für die beim wachen, stehenden Pferd bestimmbare Grundtätigkeit beachtet werden. Verwiesen sei deshalb auf die Diskussion in Abschnitt 5.3.3 zur Frequenzanalyse für die einzelnen Elektrodenpositionen.

Eine Filtereinstellung in der Wiedergabe mit 30Hz für die EEG-Kanäle ist für die routinemäßige Darstellung als geeignet anzusehen. Der geringe Genauigkeitsverlust kann zu Gunsten einer besseren Anschaulichkeit billiger in Kauf genommen werden.

Zur Begründung können angeführt werden:

1. die Kennlinie eines 30Hz-Filters mit einer 3dB Dämpfung (s. Abb.1),
2. der von ZSCHOCKE [1995] bei 30Hz angesehene Grenzbereich für die klinische Elektroenzephalographie in der Humanmedizin,
3. die bei der EEG-Ableitung an Kleinkindern [WITZEL 1990] vergleichbare Situation hinsichtlich unbeeinflussbarer Augen- und Kopfbewegungen,
4. die synchrone Erfassung der elektrischen Aktivität von markanten Kopfmuskeln beim Pferd mit einer deutlich höheren Frequenzblende, die das Aufzeigen von derartigen Fremdeinflüssen ermöglicht (s. Abb.10),
5. die bei modernen Digitalgeräten für jeden EEG-Kanal realisierbare stufenweise Erhöhung der Filterwerte (s. Abb.11).

#### 2.1.2.7 Gesamteinschätzung der angewandten Methode

Die EEG-Ableitung an wachen, stehenden Pferden ist mit der geschilderten nichtinvasiven Methode ein brauchbares funktionsdiagnostisches Verfahren zur Erfassung der hirnelektrischen Aktivität. Vor allem durch die eingesetzte Elektroden-Halterungsmaske ist eine einfache und reproduzierbare Positionierung der pilzförmigen Hautelektroden möglich. Nur durch eine für das wache Tier schmerzfreie Ableitung ist das EEG als Parameter für den allgemeinen Aktivitätszustand des Gehirns zu ermitteln. Es handelt sich um eine ortsungebundene Ableitungsmethode, so daß z.B. erkrankte Tiere vor Ort untersucht werden können.

Dennoch muß angefügt werden, daß die synchrone Registrierung von anderen bioelektrischen Quellen in Form des EOG, EMG und EKG notwendig ist, um eine Signalüberlagerung durch entsprechende biologische Artefaktquellen im EEG aufzeigen zu können. Es sind aber ausreichend artefaktfreie Abschnitte für eine EEG-Ableitung am wachen, stehenden Pferd zu ermitteln.

## 5.2 Diskussion der Ergebnisse

Die hirnelektrische Aktivität ist ein sehr komplexes bioelektrisches Signal, das auf Grund seiner meist im unteren  $\mu\text{V}$ -Bereich liegenden Potentialschwankungen nur durch entsprechende Verstärkertechnik erfaßt werden kann. Im Gegensatz zum EKG, hat das EEG keinen so regelmäßig sich wiederholenden Potentialablauf, aus dem relativ einfach Beziehungen aufgestellt werden können, die mit großer Sicherheit auf eine physiologische oder pathologische Tätigkeit des Organs schließen lassen. Vielfältige *Einflüsse* und *Informationen* aus dem *Körperinneren* und aus der *Umwelt* modifizieren die als EEG zu registrierende hirnelektrische Aktivität ununterbrochen [RÖSSNER 1970a; POLLER u. KAYS 1982].

Das EEG-Signal ist mit vielen und oft schnell wechselnden Informationen beladen. Deshalb ist es für den ungeübten Betrachter schwer, überhaupt eine Information zu entnehmen. Hinzu kommt die für den Menschen gewohnte Art, Meßgrößen zahlenmäßig erfassen zu wollen. Die visuelle Beurteilung erfordert deshalb viel Erfahrung und auch Geduld, um durch standardisierte Einteilungskriterien eine Vergleichbarkeit zu ermöglichen [NIEBELING, 1980]. Neue rechnergestützte Verfahren können bei der Datenerfassung und -aufbereitung mit dem Ziel einer besseren Objektivierbarkeit hilfreich sein.

### 5.2.1 Fourier-Transformation und Hjorth-Parameter zur quantitativen Signalanalyse

Die Fourier-Transformation wird seit einiger Zeit auch für die Signalanalyse des EEG in der veterinärmedizinischen Anästhesiologie eingesetzt [SHORT *et al.* 1989; OTTO U. SHORT 1991a/b; JOHNSON *et al.* 1997]. Sie ermöglicht als spektralanalytisches Verfahren die in einem bestimmten Abschnitt des EEG vorkommenden Frequenzkomponenten zu bestimmen. Der Algorithmus der Fourier-Analyse errechnet dabei aus dem Roh-EEG das Leistungsspektrum [COOPER *et al.* 1984]. Wie von OTTO *et al.* [1994] und LANDWEHR [1995] anschaulich erläutert, wird der EEG-Abschnitt, dessen Amplitude eine Funktion der Zeit darstellt, dabei in eine Funktion der Frequenz überführt. Diese kann beispielsweise in Form der CSA-Darstellung einen guten Frequenzüberblick ermöglichen. In der Narkoseüberwachung ist es vor allem das Ziel aussagekräftige Zahlenwerte zu bekommen, die in Form prozentualer Eckwerte (SEF95%-; 80%- o. 50%-Werte) oder bestimmter Quotienten (Beta/Delta; Alpha/Delta) die Datenmenge des EEG auf leicht vergleichbare Größe reduzieren.

Nur bei SHORT *et al.* [1989] und OTTO u. SHORT [1991a] sind bisher rechnergestützte Auswertungen von EEG-Ableitungen beim wachen Pferd in Form von On-Line (durchgeführten) Analysen eingesetzt worden. Ergänzend soll erwähnt werden, daß in den beiden genannten Untersuchungen für Pferde im Wachzustand ungewöhnlich hohe Werte für die Totalamplitude von ca. 700 bzw. 500 $\mu$ V ermittelt wurden. Die Autoren geben aber den Einfluß von Bewegungs- und Muskelartefakten zu bedenken.

JOHNSON *et al.* [1994] verweisen auf das Fehlen von für das Pferd bekannten Frequenzbanden, so daß die Übernahme der Grenzen, die in der Humanmedizin ermittelt wurden [HERRMANN *et al.* 1980; KUBICKI 1980], als nicht zweckmäßig erschien. In der eigenen Auswertung wurde deshalb bewußt eine Bestimmung der Frequenzen in 1Hz-Schritten durchgeführt, um möglichst eine genaue Zuordnung im Bereich von 0-42Hz zu ermitteln.

Neben diesem reinen frequenzanalytischen Verfahren wurden die von HJORTH [1970 u. 1973] aufgezeigten Möglichkeiten zur Signalanalyse genutzt. HJORTH stellte 3 Parameter vor, die als globale Deskriptoren eines EEG-Abschnittes auf Grund mathematisch-statistischer Methoden eine Verbindung zwischen der absoluten Leistung im Frequenzbereich und der mittleren Leistung im Zeitbereich ermöglichen. Die *Aktivität*: als mittlerer Amplitudenwert, die *Mobilität*: als mittlerer Frequenzwert und die *Komplexität*: als Frequenzabweichung sind dabei unabhängig von der Segmentlänge bestimmbar. Trotz der massiven Datenreduktion bringen alle 3 Parameter zusammen die vergleichbare Information gegenüber der konventionellen Frequenzanalyse [HJORTH 1970]. So konnten z.B. WINTERER *et al.* [1995] auch diese Parameter in einer retrospektiven Studie bei psychiatrischen Patienten erfolgreich überprüfen.

Bei einer rechnergestützten Auswertung ist die Länge der berechneten Abschnitte entscheidend für das zu ermittelnde Ergebnis [LEVY 1987]. WINTERER *et al.* [1995] geben für die Auswertung des menschlichen EEG 30sec an, betonen aber dabei, daß bei der vergleichsweise großen Länge des gewählten Segmentes sich die Bedingung der Artefaktfreiheit nicht immer vollständig verwirklichen ließ. Auch die von JOHNSON *et al.* [1994] mit 20sec bzw. die von OTTO *et al.* [1994] mit 10 Epochen a 2sec beim Pferd unter Narkosebedingungen angegebene Abschnittslänge war für Ableitungen am wachen, stehenden Pferd von vornherein nicht realistisch.

Einheitlicher Vigilanzzustand und die visuell bestimmte Artefaktfreiheit der Abschnitte waren dabei die begrenzenden Faktoren, um eine entsprechende Aussagekraft der Datenanalyse zu

erreichen. Um die ausgewählten Kurvenabschnitte eines Pferdes bzw. mehrerer Pferde mit beiden quantitativen Verfahren vergleichen zu können, erfolgte eine Auswahl der Abschnittslänge von 4 Sekunden. Die Einbeziehung von jeweils 3 repräsentativen Abschnitten einer EEG-Ableitung verbessert die Aussagekraft für die quantitative Auswertung.

### 5.2.2 Individuelle Unterschiede beim adulten Pferd

Im Kurvenbild waren bei den meisten Pferden in Phasen sichtbarer Entspannung gruppenförmige Potentialverläufe zu erkennen, die sich im Regelfall deutlich von der allgemeinen Aktivität sowohl in Spannungshöhe als auch der vorherrschenden Frequenz unterschieden. Trotz markanter Unterschiede zwischen den 22 Pferden war bei diesen Gruppen bei ein und dem selben Pferd eine auffallende Einheitlichkeit zu erkennen. Für das einzelne Pferd konnte mit der Fourier-Transformation eine objektive Frequenzbestimmung erfolgen. Dieses rechnergestützte Analyseverfahren bestätigte den visuellen Eindruck vom Kurvenbild und zeigte, daß die mit einer Frequenzauflösung von 1Hz bestimmbaren Peaks im Spektrum für das einzelne Pferd recht frequenzstabil waren. Die genaue Frequenzbestimmung im Bereich von 0-42Hz brachte aber den Nachteil, daß auf Grund der sich damit ergebenden 42 Variablen eine einzige Varianzanalyse bei den 22 untersuchten Tieren kein sinnvoll verwertbares Ergebnis liefern kann. Da aber die Peaks im Frequenzspektrum sich zwar bei den Pferden unterschieden, aber für das einzelne Tier relativ konstant erschienen, mußten als Schlußfolgerung daraus auch die von den gleichen Abschnitten eines Pferdes ermittelten Werte für die mittleren Frequenzen in Form der Hjorth'schen Mobilität ähnlich sein.

Die Hjorth-Parameter, die eine starke Reduktion der im EEG vorkommenden Informationen auf 3 zusammengehörige Werte vornehmen (s. Abb. 16), zeigten sich geeignet, die insgesamt 198 Einzelabschnitte a 4 Sekunden bei den 22 Pferden mittels der Varianzanalyse zu vergleichen. Das Fehlen signifikanter Unterschiede innerhalb einer Ableitung wie auch zwischen den 3 Ableitungen eines Pferdes und die signifikanten Unterschiede zwischen verschiedenen Pferden sind nicht nur als Indiz für die Individualität des EEG, sondern auch als eine Bestätigung der Reproduzierbarkeit der Methode unter vergleichbaren Bedingungen anzusehen.

Die meisten Pferde zeigten diese Gruppen sowohl im visuellen Bild als auch im Frequenzspektrum in einem Bereich von ca. 7-15Hz. Diese Frequenzen sind also entsprechend der humanen EEG-Nomenklatur dem oberen Theta- bis zum unteren Beta-Bereich zuzuordnen. Auch wenn allgemein in der Elektroenzephalographie vom Alpha-Grundrhythmus des Menschen gesprochen wird, ist dieser nach KUBICKI u. HÖLLER [1980] nur bei ca. 86% der Erwachsenen in entspannter Wachheit vorzufinden. Daneben existieren verschiedene andere Normvarianten, die eine Variabilität des Ruhe-EEG aufzeigen [VOGEL 1986]. Diese beim Menschen bekannte Individualität des EEG [GASTAUT 1974] scheint somit auch für bestimmte im EEG auftretende Gruppen bei Ableitungen am wachen, stehenden Pferd zu bestehen.

Die Informationen aus der Beobachtung und Protokollierung des Verhaltens sowie aus den Kanälen zur Erfassung der Augenbewegungen ergaben, daß wenn die Pferde ruhig und entspannt standen, trotz geöffneter Augen für kurze Abschnitte eine dem menschlichen Grundrhythmus vergleichbare Aktivität erfaßt werden konnte. Das dem ein einheitlicher neuronaler Mechanismus zugrunde liegen muß, zeigte die oft erkennbare Beziehung der Gruppen zu den Lidschlägen. Die beim Menschen mögliche willkürliche An- und Abschaltung visueller Reize (BERGER-Effekt) besitzt für die Beurteilung der hirnelektrischen Aktivität entscheidende diagnostische Aussagekraft [NIEBELING 1980; ZSCHOCKE 1995].

Das Pferd, das als ursprüngliches Fluchttier ständig auf der Hut sein mußte, hat in der evolutionären Entwicklung neben anatomischen Besonderheiten wie z.B. dem weiten Gesichtsfeld ebenfalls ein spezielles Ruheverhalten entwickelt. HOUPT [1980] wie auch DALLAIRE [1986] erläuterten, daß die Pferde den Großteil der Nacht stehen, nur kurze Schlafphasen von wenigen Minuten haben und bei geöffneten Augen ein mit Dösen zu bezeichnendes Verhaltensmuster zeigen. Auch die eigene Beobachtung des Verhaltens der Pferde während der Messungen bestätigte, daß bei geöffneten Augen die Pferde erscheinen, als ob sie ins Leere schauen, während im EEG die oben genannten Gruppen auftraten. Die fehlende Wahrnehmung optischer Signale führt wahrscheinlich zu diesen Potentialmustern. Das einfache Stehen einer vertrauten Person am Kopf des Pferdes scheint darauf nicht störend zu wirken, aber kleinste Bewegungen im Blickbereich des Pferdes rufen sofort eine Änderung im EEG in Sinne einer Orientierungsreaktion hervor.

Die eigenen ermittelten Frequenzwerte für die Gruppen von vorrangig 7-15Hz entsprechen auch den mit invasiven Elektroden von STROMBERG *et al.* [1962] bei Eseln und den von HALE u. HUGGINS [1980] an Ponies ermittelten Werten von 9-14Hz bei 40-150µV bzw. 7-16Hz bei

50-70 $\mu$ V überein. Auch PUROHIT *et al.* [1981] wie ebenso MYSINGER *et al.* [1985] konnten unter Nutzung von Hautelektroden bei einigen der untersuchten Pferde für kurze Phasen von ca. 0,5- 1sec Dauer diese auffallend spindelförmigen Potentialmuster mit Frequenzen zwischen 10-15Hz erkennen. Dabei erschienen sie wie in die ansonsten schnelleren spannungsniedrigen Wellenmuster eingelagert.

Warum in den eigenen Untersuchungen bei zwei der Pferde bei gleich erscheinendem Wachzustand (abweichend von den anderen Pferden) gruppenförmige Abläufe bei wesentlich höheren Frequenzen (30-35Hz) auftraten, muß ungeklärt bleiben.

Abschließend zur Individualität des EEG soll für die Beurteilung und Auswertung von EEG-Abschnitten auf die wichtige Einheit von Kurvenbild und rechnerisch ermittelten Werten verwiesen werden. Beispielsweise zeigt in Abbildung 17 (Abschnitt 4.3.2) die markante Gruppe einen deutlich arkadenförmigen Kurvenverlauf, d.h. innerhalb der Gruppe stellen „die Wellenberge und Wellentäler“ unterschiedliche Frequenzen dar. Der Mensch als Betrachter kann dies als kombinierte Einheit erkennen, wogegen die mit der Fourier-Transformation durchgeführte Frequenzanalyse auf Grund der fehlenden Betrachtung der Phaseninformation 2 unterschiedliche Frequenzen ermittelt. Die Form eines Kurvenverlaufes als ein wichtiges Beurteilungskriterium in der konventionellen EEG-Auswertung geht damit verloren. Deshalb wird von vielen Autoren vor einer unkritischen Anwendung rechnergestützter Analysemethoden ohne vorherige Beurteilung der EEG-Rohdaten ausdrücklich gewarnt [SCHWILDEN u. STOECKEL 1980; LEVY 1987; HERRMANN *et al.* 1989]. Aus diesem Grund wurde für eine bessere Zuordnung im Ergebnisteil die kombinierte Darstellung der Kurvenabschnitte und der zugehörigen Ergebnisse der Fourier-Transformation und der Hjorth'schen Berechnungen gewählt.

### 5.2.3 Vergleich der Elektrodenpositionen

Die 11 untersuchten Positionen der Meßelektroden zeigten eine prinzipielle Übereinstimmung in der abgeleiteten hirnelektrischen Aktivität. Der kleine, zentroparietale Gehirnbereich, der mit den aktiven Elektroden rasterartig an der Kopfoberfläche abgedeckt war, zeigte aber bezüglich der Beeinflussung durch die biologischen Artefakte gravierende Unterschiede.

Die Auswirkung des *Augendipols* bei Lidschlägen und einfachen Augenbewegungen betraf die F-Elektroden am stärksten, so daß diese Kurvenausschläge auch ohne eine gesonderte

Mitregistrierung meist eindeutig dem Augendipol zugeordnet werden konnten. Die C bzw. P-Elektroden waren regelmäßig, wenn auch mit geringerem Ausmaß, betroffen. Ohne eine gesonderte EOG-Registrierung kann für die C- und P-Elektroden keine eindeutige Zuordnung als Augenartefakt erfolgen, denn sie treten dann nur als geringe Ausschläge im Deltabereich in Erscheinung, die nicht von hirnelektrischer Aktivität abzugrenzen sind.

Bei *Kaubewegungen*, die als Kombination aus Bewegungs- und Muskelartefakt in Erscheinung treten [GIOVAGNOLI *et al.* 1996], kommt es zu einem gleichmäßigen Bild auf allen Kanälen. Spannungshohe Wellen im unteren Deltabereich und kurze Muskelpotentiale führen dabei oft zu einer Übersteuerung der Kanäle.

*Ohrbewegungen* betreffen vorrangig die okzipitalen Elektroden, die praktisch diesen Muskelgruppen aufliegen. Wie weit sie sich nach frontal ausbreiten, hängt vom Grad der Muskelanspannung ab, so daß für bestimmte Abschnitte keine hirnelektrische Aktivität zu registrieren ist.

Neben diesen visuell ermittelten Unterschieden an artefaktbelasteten Abschnitten sind in der *quantitativen Analyse der 4-sec-Abschnitte alle 11 Elektrodenpositionen* betrachtet worden. An dieser Stelle soll nochmals auf die Abb. 21 im Abschnitt 4.3.3 verwiesen werden. Dort sind die gemittelten Frequenzspektren aller 22 Pferde unabhängig von den individuellen Unterschieden für die Elektroden F4, Cz und O2 dargestellt. Trotz der vorherigen visuellen Kontrolle zur Auswahl der untersuchten Abschnitte zeigen sich deutliche Unterschiede in den einzelnen Lokalisationen. Ab Frequenzband 18 treten bei den O-Elektroden konstant höhere Werte auf.

Aus der durchgeführten Faktoranalyse über die Lokalisationen wurden an Hand der einzelnen Hjorth-Parameter 2 räumliche Faktoren ermittelt. Eine Unterscheidung ergab sich zwischen vorn und hinten. Wobei die P- und O-Elektroden gegenüber den F- und C-Elektroden abgegrenzt wurden. Wird dieses Ergebnis mit dem Frequenzspektrum zusammen betrachtet, kann festgestellt werden, daß die Erklärung der räumlichen Zuordnung im stärkeren Anteil schnellerer Frequenzanteile im parietalen und okzipitalen Bereich zu sehen ist. Aus der unmittelbaren Nähe der O-Elektroden zur Ohr- bzw. Kaumuskulatur und dem Unterschied zu den anderen Elektroden in diesem Frequenzbereich kann geschlußfolgert werden, daß dies durch einen stärkeren Einfluß von Muskelpotentialen erklärt werden kann.

Dennoch ergab sich aus dem 2. Teil der Faktoranalyse, daß die einzelnen 3 Hjorth-Parameter innerhalb ihrer Merkmalsgruppe (Aktivität, Mobilität, Komplexität mit Einschränkung) unabhängig von der Lokalisation untereinander wesentlich einheitlicher sind als ihre

räumlichen Unterschiede (s. auch Abb. 20). Dies ist als Bestätigung für den visuellen Eindruck im Kurvenbild anzusehen, daß bei der verwendeten Elektrodenpositionierung prinzipiell eine einheitliche hirnelektrische Aktivität zu registrieren war.

Die hohen Werte im unteren Deltabereich des Frequenzspektrums lassen sich wie folgt erklären. Einerseits konnten nicht sicher alle Bewegungs- und Augenartefakte, die sich nach SAUNDERS [1984] vorwiegend in diesem Frequenzbereich zeigen, ausgeschlossen werden und andererseits sind für das menschliche Auge bei gleicher Spannungshöhe schnellere Wellenanteile wesentlich leichter im Kurvenbild zu erfassen als langsame Schwankungen der Grundlinie. Als eine mögliche Ursache für den großen Anteil dieser Schwankungen in den eigenen Untersuchungen ist der insgesamt weite Abstand der aktiven Meßelektroden zum Referenzpunkt anzusehen [SCHEULER 1980a]. So zeigten sich bestimmte einzelne Delta-Wellen über alle Kanäle mit auffallend synchronem Verlauf, wobei mit zunehmendem Abstand, also bei den parietalen bzw. okzipitalen Elektroden, sich die Spannungshöhe vergrößerte. HECTOR [1979] und ZSCHOCKE [1995] schlagen in Ausnahmefällen zur gezielten Verminderung von Schwitzartefakten bzw. von Schwankungen des Elektrodenpotentials die Nutzung von Hochpaßfiltern mit 1,6Hz vor. Damit kann die Spurtreue des Kanals verbessert werden, ohne daß die Information des Signals entscheidend im höheren Frequenzbereich beeinflußt wird. So nutzen GIOVAGNOLI *et al.* [1996] in ihren Untersuchungen an wachen Pferden einen Hochpaßfilter von 1,4Hz. Aus den eigenen Frequenzanalysen ist zu entnehmen, daß für Ableitungen am wachen, stehenden Pferd einen Filterwert von über 1,6Hz nicht zu empfehlen ist, da sonst eine zu starke Dämpfung höherer Frequenzen eine Verzerrung des Signals hervorrufen könnte.

Auf zwei Bereiche zur Elektrodenanordnung soll nochmals direkt eingegangen werden. Die C-Elektroden und dabei besonders die Cz-Elektrode zeigten im Bereich von 4-15Hz die höchsten Werte im Frequenzspektrum, also einem Frequenzbereich in dem die Mehrzahl der Pferde auch die charakteristischen Gruppen in entspannter Wachheit zeigte. Die geringe Beeinflussung durch vom Tier selbst hervorgerufene Augen- und Ohrenartefakte wie auch der geringe Abstand zum Kortex und die einheitliche anatomische Struktur lassen den Bereich der Cz-Elektrode für die Ableitung mit Hautelektroden als besonders geeignet erscheinen.

Demgegenüber sind die mit O bezeichneten Elektrodenpositionen auf Grund ihrer starken Beeinflussung durch Muskelpotentiale nicht für EEG-Ableitungen an wachen Pferden zu

empfehlen. Als Positionen für die notwendige synchrone Aufzeichnung des EMG dieser Muskelgruppen sind sie gut geeignet.

Als Fazit kann ausgesagt werden, daß es keine artefaktfreie und damit optimale Elektrodenpositionen gibt. Dennoch können für Routineableitungen die 5 Elektroden des Darstellungsprogrammes II empfohlen werden. Neben der mit Cz bezeichnete Elektrode sind durch die seitlichen Elektroden (F3, F4, P3, P4) sowohl Seitendifferenzen als auch mögliche Unterschiede zwischen dem mehr frontal bzw. mehr okzipital gelegenen Bereichen zu ermitteln. Aufzeichnungen mit der überprüften Anordnung der 11 aktiven Elektroden ergeben keine wesentlich bessere Aussage zu lokalen Unterschieden im EEG.

Die Nutzung der im Abschnitt 4.2 geschilderten Anordnung dieser 5 EEG-Elektroden ermöglichte auch eine entsprechende Positionierung unabhängig von der Kopfgröße. Dies konnte durch die durchgeführten Ableitungen an den Fohlen bestätigt werden.

#### 5.2.4 Unterschiede zwischen Fohlen und adultem Pferd

Entgegen dem Kurvenbild der adulten Pferde zeigte sich bei den Fohlen das deutliche Vorherrschen langsamer, spannungshoher Aktivität. Dies entspricht der von MYSINGER *et al.* [1985] getroffenen Beurteilung der hirnelektrischen Aktivität an 6 Fohlen, die von ihnen untersucht wurden. Die von den Autoren beschriebene Uneinheitlichkeit zwischen den verschiedenen Fohlen war ebenfalls zu verzeichnen. Die eigenen Untersuchungen zeigten an Hand der quantitativen Analyse der 4-sec-Abschnitte eines Fohlens, daß ebenfalls eine große Vielfalt bei ein und dem selben Fohlen besteht. Dies entspricht den Erkenntnissen über das kindliche EEG beim Menschen [WITZEL 1990]. Neben dieser Variabilität scheint die Ausreifung der hirnelektrischen Aktivität nach VOGEL [1986], der sich vor allem auf Untersuchungen an eineiigen Zwillingen bezieht, genetisch determiniert zu sein. MYSINGER *et al.* [1985] machten die Aussage, daß diese Ausreifung beim Pferd im Alter von ca. 100-200 Tagen erfolgt. Auf Grund der einmaligen Messung der 14 Fohlen im Alter von 38-124 Tagen kann mit der eigenen Untersuchung dazu keine Stellung genommen werden, obwohl bei einzelnen Fohlen auch für ca. 0,5 Sekunden Dauer Alpha-Wellen im ansonsten von Delta- und Theta-Wellen geprägten Kurvenbild auftraten.

Der Vergleich der quantitativen Parameter zeigte deutlich die Unterschiede zwischen beiden untersuchten Gruppen. Das allgemein spannungshohe Bild bei den Fohlen erbrachte im Vergleich zu adulten Pferden die signifikant höheren Werte für die mittlere Amplitude (s. Abb. 27). Welche Frequenzanteile diese Unterschiede bestimmen, kann alleinig aus diesen Aktivitätswerten nicht bestimmt werden. Im gemittelten Summenspektrum aller Fohlen zeigte sich ein Vorherrschen langsamer Wellenanteile, daß sich dementsprechend in den signifikant niedrigeren mittleren Frequenzwerten (Mobilität) widerspiegelte. Als Ursachen für den sich im Frequenzspektrum (s. Abb. 28) zeigenden Unterschied ab dem Frequenzband 15 sind zwei unterschiedliche Gesichtspunkte zu berücksichtigen. Einerseits ist durch die beim adulten Pferd wesentlich stärker entwickelte Kau- und Ohrmuskulatur eine externe Beeinflussung wahrscheinlich. Andererseits sind in Analogie zur humanen Elektroenzephalographie [WITZEL 1990] nach der Ausreifung der hirnelektrischen Aktivität generell schnellere Wellen dominierend.

Die nur geringen Unterschiede zwischen den Fohlen und Pferden hinsichtlich der Frequenzabweichung in Form der HJORTH'schen Komplexität sind vorrangig im weiten Frequenzbereich von 0,53-70Hz zu sehen. Nach HJORTH [1973] gilt die Komplexität als sehr empfindlich gegenüber dem sogenannten Rauschen. Da die Frequenzbestimmung nur bis 42Hz vorgenommen werden konnte, ist nur zu vermuten, daß dieses schwer zu trennende Grund- und Muskelrauschen in beiden untersuchten Gruppen, wenn auch auf unterschiedlichem Niveau, relativ gleichmäßig und breit im oberen Frequenzbereich enthalten ist.

Abschließend kann aus dem Vergleich der Fohlen und Pferde, der bei einheitlicher gerätetechnischer Voraussetzung und unter vergleichbaren Ableitbedingungen erfolgte, folgende generelle Schlußfolgerung gezogen werden. Der ermittelte signifikante Unterschied im EEG der Fohlen zu den Pferden stärkt die Annahme, daß mit der genutzten nichtinvasiven Methode von der physiologischen Grundtätigkeit abweichende Veränderungen der hirnelektrischen Aktivität erfaßbar sind und somit Aussagen für Erkrankungen, die mit pathologischen EEG-Befunden einhergehen, möglich werden.

### 5.3 Schlußbetrachtung

Das Pferd kann heute kaum noch den landwirtschaftlichen Nutztieren zugeordnet werden. Vielmehr ist es, mit zum Teil hohem finanziellen und ideellen Wert, vorwiegend zum Sport- und Freizeitpartner des Menschen geworden. Somit bekommen auch neurologische oder verhaltenspsychologische Fragestellungen einen völlig neuen Stellenwert. Hierbei können im *klinischen Bereich* moderne *bildgebende und funktionsdiagnostische Verfahren* durch ihre gegenseitige Ergänzung eine Hilfestellung geben.

Die in dieser Arbeit vorgestellte *nichtinvasive und ortsungebundene Methode* kann mit der einfachen Befestigung und reproduzierbaren Anordnung der Elektroden sowie den Darstellungsmöglichkeiten von digital aufgezeichneten EEG-Signalen zu einer Standardisierung der EEG-Ableitung beim Pferd beitragen. Sowohl die am wachen, stehenden Pferd ermittelte Reproduzierbarkeit der individuellen Ausprägung des EEG als auch die markanten Unterschiede zwischen juvenilem und adultem Entwicklungsstadium sind für eine Klassifizierung krankhafter EEG-Befunde hilfreich.

Die erarbeitete Methode der Erfassung hirnelektrischer Aktivität am wachen, stehenden Pferd, die eine synchrone Registrierung anderer bioelektrischer Potentialquellen voraussetzt, läßt die Anwendung nichtinvasiver EEG-Ableitungen für verschiedenste Einsatzgebiete zu.

Die *Pharmako-Elektroenzephalographie*, ein mittlerweile eigenes Forschungsgebiet in der Humanmedizin, kann nicht nur wie bisher im Veterinärbereich in der Narkoseüberwachung eingesetzt werden, sondern beispielsweise auch bei der Entwicklung neuer Sedativa fürs Pferd besser zur Quantifizierung der ZNS-Beeinflussung beitragen.

Auch in der *Verhaltensforschung* könnten neue Erkenntnisse zum Schlaf- bzw. Ruheverhalten beim Pferd erzielt werden und beispielsweise bei Untersuchungen unterschiedlicher Haltungformen objektiv verglichen werden. Vor allem durch die rasante Weiterentwicklung der Computer- und Verstärkertechnik werden zukünftig hochwertige Kleinstgeräte für entsprechende EEG-Ableitungen verfügbar sein.

Sowohl für Studien in der Verhaltensforschung als auch für pharmakologische und klinische EEG-Untersuchungen am wachen, stehenden Pferd sind gerätetechnische Kombinationen, die eine synchrone Videometrie erlauben, für eine verhaltensbezogene Auswertung hirnelektrischer Aktivität zu empfehlen.

## 6. Zusammenfassung

Der gerätetechnische Entwicklungsschub zu digital arbeitenden Mehrkanal-EEG-Geräten ist mit Vorteilen in der Wiedergabe- und Darstellungsebene gegenüber den im Direktschreibverfahren arbeitenden EEG-Geräten verbunden. Damit eröffnen sich neue Möglichkeiten der EEG-Erfassung bzw. Auswertung. Es wurde daher die Möglichkeit einer nichtinvasiven elektroenzephalographischen Untersuchung am wachen, stehenden Pferd geprüft.

Entsprechend den anatomischen Gegebenheiten des Hirnschädels beim Pferd wurde eine Elektroden-Halterungsmaske entwickelt, die eine einheitliche und damit reproduzierbare Elektrodenanordnung und die für das Tier schmerzfreie EEG-Ableitung mit Hautelektroden ermöglicht. Es wurden Darstellungsprogramme mit den entscheidenden Wiedergabeparameter bestimmt, die sowohl eine geeignete Darstellung der Hirnstromaktivitäten als auch anderer Quellen bioelektrischer Aktivität ermöglichen. Dies war Grundvoraussetzung, um die auf der Kopfoberfläche im unteren  $\mu\text{V}$ -Bereich liegenden Hirnstromaktivitäten gegenüber den beim wachen, stehenden Pferd unvermeidbaren Artefakteinflüssen abgrenzen zu können.

In den Untersuchungen wurden an 22 Pferden jeweils 3 EEG-Ableitungen zu unterschiedlichen Zeitpunkten in der gewohnten Umgebung (Pferdebox) durchgeführt. Sowohl die visuelle Auswertung des Kurvenbildes auf dem Bildschirm als auch eine rechnergestützte Analyse sind durchgeführt worden. An jeweils drei repräsentativen 4-Sekunden-Abschnitten je Ableitung erfolgte die Bestimmung der Hjorth-Parameter (Aktivität, Mobilität, Komplexität) und der Frequenzspektren in 1Hz-Schritten zwischen 0-42Hz. Neben den Aussagen und Empfehlungen für eine Positionierung der EEG-Elektroden, konnte durch die Meßwiederholungen eine vom Menschen bekannte Individualität des Elektroenzephalogramms auch für das erwachsene Pferd in entspannter Wachheit ermittelt werden.

Orientierende Untersuchungen an 14 Fohlen erbrachten, daß sich die hirnelektrische Aktivität für das juvenile Pferd signifikant vom adulten Pferd unterscheidet und eine dem Menschen entsprechende Ausreifung im „Kindesalter“ durchläuft.

Sowohl die beim adulten Pferd bestätigte Individualität und Reproduzierbarkeit als auch die Unterschiede zum EEG des Fohlens lassen die Nutzung dieser nichtinvasiven Methode zur Erkennung abweichender pathologischer Veränderungen im Hirnstrombild für die neurologische Diagnostik bei Pferden möglich erscheinen.

## 7. Summary

### **A method of non-invasive EEG-recording in the awake standing horse**

The technical development towards digital multi-channel EEG-devices is combined with advantages in data reproduction and display compared with paper-writing EEG-devices. This opens new possibilities of EEG registration and evaluation. Therefore the possibility of a non-invasive electroencephalographic examination of the awake standing horse was investigated.

Based on the anatomical situation of the skull of the horse an electrode holding cape was developed. The uniform and easy repeatable electrode positioning makes it possible to register the EEG free of pain for the animal by using skin electrodes. In order to obtain an appropriate display of the EEG-activity as well as other sources of bioelectrical activity, recording programs with the crucial setting parameters were developed for a suitable data representation on the screen. This was a basic requirement to differentiate the electrical brain activity that is - on the head surface - in the lower  $\mu\text{V}$ -range from artefact influences which can not be avoided in the awake standing horse.

The investigations were carried out in 22 horses in their usual environment (stable) on three different occasions. The visual evaluations of the EEG-traces on the screen as well as the quantitative data analysis on the computer were performed. The determination of the Hjorth-Parameters (activity, mobility, complexity) and the frequency spectra in 1-Hz-steps between 0 and 42Hz were carried out using 3 representative 4-second-segments for each EEG-record. Apart from finding reference parameters regarding positioning of the EEG-electrodes, the individuality of the EEG, known from human beings, could be found after repeated measurements in the adult horse during relaxed wakefulness.

Furthermore single investigations on 14 foals showed that the EEG of the juvenile horse is significantly different from that of the adult horse. This agrees with the findings in humans where an adequate maturation of the electrical brain activity in children is known.

Both the individuality and reproducibility in adult horses, as well as their differences to the EEG in foals, suggest that the use of this non-invasive method seems to be possible in the neurological diagnosis of pathological changes in the electrical brain activity in horses.

## 8. Literaturverzeichnis

- ANDREWS, F.M.; FENNER, W.R. [1987]  
Indication and Use of Electrodiagnostic Aids in Neurologic Disease  
Vet. Clin. North Am., Equine Pract., 3: 2, 293-323
- ANDREWS, F.M.; MATTHEWS, H.K.; REED, ST.M. [1990]  
The ancillary Techniques and Tests for diagnosing Equine Neurologic Disease  
Vet. Medicine, 85: 12, 1325-1330
- AUER, J.A.; AMEND, J.F.; GARNER, H.E.; HUTCHESON, D.P.; SALEM, C.A. [1979]  
Electroencephalographic Responses during Volatile Anesthesia in Domestic Ponies:  
A comparative Study of Isoflurane, Enflurane, Methoxyflurane and Halothane  
J. Equine Med. Surg., 3: 3, 130-134
- BAIRD, J.D. [1973]  
Neonatal Maladjustment Syndrome in a Thoroughbred Foal  
Australian Vet. J., 73: 49, 539-534
- BARTELS, D. [1987]  
Das EEG des Schweines bei medikamentell ausgelöster Erregung  
Dissertation, Agrarwissenschaftliche Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin
- BÄTZ, B. [1980]  
Zur Bestimmung der Polarität von EEG-Potentialen  
EEG-Labor, 2: 111-126
- BÄTZ, B. [1985]  
Artefakte in der Quellenableitung  
EEG-Labor, 7: 63-72
- BÄTZ, B. [1994]  
Vorwort In: Lüders, H.O.; Noachtar, S. Atlas und Klassifikation der  
Elektroenzephalographie  
Ciba-Geigy Verlag Wehr
- BÄTZ, B.; KUBICKI, ST.; KUGLER, J.; KÜNDEL, H.; SCHEULER, W.; WEIMANN, H.M. [1985]  
Richtlinien der Deutschen EEG-Gesellschaft zur Beschreibung und Beurteilung des  
EEG  
EEG-Labor, 7: 1-3
- BEATTY, M.T.; LEIPOLD, H.W.; CASH, W.; DE BOWES, R. [1986]  
Cerebellar Disease in Arabian Horses  
Proceedings of the Annual Convention of the American Association of Equine  
Practitioners 31: 241-255
- BERG, R. [1992]  
Knochen des Kopfes  
In: Koch, T.; Berg, R. Lehrbuch der Veterinär-Anatomie Band I: Bewegungsapparat  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart Jena New York 5. Auflage

- BERGER, H. [1929]  
Über das Elektrenkephalogramm des Menschen  
Arch. Psychiat. Nervenkrankh., 87: 527 -570
- BEUCHE, W.; PRANGE, H. [1995]  
Prionerkrankungen  
In: Prange, H. Infektioskrankheiten des ZNS  
Verlag Chapan & Hall Weinheim
- BIRBAUMER, N.; SCHMIDT, R.F. [1995]  
Allgemeine Physiologie der Großhirnrinde  
In: Schmidt, R.F; Thews, G. Physiologie des Menschen  
Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York 26. Auflage
- CASPERS, H.; SPECKMANN, E.-J. [1970]  
Postsynaptische Potentiale einzelner Neurone und ihre Beziehungen zum EEG  
Z. EEG-EMG, 1: 55-65
- CHRISTIAN, W. [1982]  
Klinische Elektroenzephalographie  
Georg Thieme Verlag Stuttgart New York 3. Auflage
- COOPER, R; OSSELTON, J.W.; SHAW, J.C. [1984]  
Electroencephalography  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart New York 3. Auflage
- CREUTZFELDT, O.D.; STRUCK, G. [1962]  
Neurophysiologie und Morphologie der chronisch isolierten Cortexinsel der Katze  
Arch. Psychiat. Nervenkrankh., 203: 708-731
- DALLAIRE, A. [1986]  
Rest Behavior  
Vet. Clin. North Am. -Equine Pract., 2: 3, 591-607
- DALLAIRE, A.; RUCKEBUSCH, Y. [1974a]  
Sleep and Wakefulness in the Housed Pony under different Dietary Conditions  
Can. J. Comp. Med. Vet. Sci., 38: 65-71
- DALLAIRE, A.; RUCKEBUSCH, Y. [1974b]  
Sleep Patterns in the Pony with Observations on partial Perceptual Deprivation  
Physiol. Behav., 12: 789-796
- DT EEG-GESELL [1985]  
Mindestanforderungen für die Durchführung von EEG-Ableitungen in Klinik u. Praxis  
EEG-Labor, 7: 178
- DT EEG-GESELL [1986]  
Empfehlungen zu Ableiteprogrammen  
Z. EEG-EMG, 17: 97-98
- DODMAN, N.H.; KNOWLES, K.E; SHUSTER, L.; MOON-FANELLI, A.; TIDWELL, A.S.;  
KEEN, C.L. [1996]  
Behavioral Changes associated with suspected complex partial Seizures in Bull Terrier  
J.A.V.M.A., 208: 5, 688-691

- DOERR, M.; THODEN, U. [1993]  
Eineinhalb Jahre Erfahrung mit papierlosem EEG  
Z. EEG-EMG, 24: 180
- DOMANN, R.; WITTE, O.W. [1994]  
Neuronale Transmitter und ihre Rezeptoren  
EEG-Labor, 16: 181-198
- DREIFUSS, F.E.; FLYNN, D.V. [1984]  
Narcolepsy in a Horse  
J. Am. Vet. Assoc., 84: 2, 131-132
- DUNIGAN, CH.E.; OGLESBEE, M.J.; PODELL, M.; MITTEN, L.A.; REED, ST.M. [1995]  
Seizure Activity associated with Equine Protozoal Myeloencephalitis  
Progress in Veterinary Neurology, 6: 50-54
- EBE, M; HOMMA, I. [1994]  
Leitfaden für die EEG-Praxis  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart Jena New York 2. Auflage
- EKSTRÖM, P.M.; SHORT, CH.E.; GEIMER, TH.R. [1993]  
Electroencephalography of Detomidine-Ketamine-Halothane and Detomidine-Ketamine-Isflurane Anesthetized Horses During Orthopedic Surgery  
Vet. Surg., 22: 5, 414-418
- ELGER, C.E.; KUBICKI, ST.; SPECKMANN, E.-J.; WIESER, H.G. [1996]  
Epilepsieforschung: Erfolge durch interdisziplinären Ansatz  
Z. EEG-EMG, 27: 4, 211
- FORSLID, A.; ANDERSSON, B.; JOHANSSON, S. [1986]  
Observations on normal EEG activity in different Brain regions of the unrestrained Swine  
Acta Physiol. Scand., 128: 389-396
- FRESEMANN, L. [1975]  
Elektroenzephalographische und Elektrokardiographische Untersuchungen zur Bolzenschußbetäubung beim Schaf  
Dissertation, Tierärztliche Hochschule Hannover
- GARNER, H.E.; AMEND, J.F.; ROSBOROUGH, J.P.; GEDDES, L.A.; ROSS, J.N. [1972]  
Electrodes for Recording Cortical Electroencephalograms in Ponies  
Laboratory Animal Science, 22: 2, 262-265
- GASTAUT, H. [1974]  
Vom Berger-Rhythmus zum Alpha-Kult und zur Alpha-Kultur  
Z. EEG-EMG, 5: 189-199
- GERIGK, B.; LYHS, L. [1986]  
Einschlafvorgang beim Hausschwein  
Mh. Vet. Med., 41: 441-443
- GHAZY, A.; SLETTNES, O.; LUNDERVOLD, A. [1978]  
Electroencephalography and computerized transaxial Tomography in Epilepsie  
Clin. Electroencephalogr., 9: 4, 159-169

- GIOVAGNOLI, G.; DE FEO, M. R.; FRASCARELLI, M.; PORCIELLOI, F. [1996]  
The Use of EEG and ECG Ambulatory Technique in Horses: Preliminary observations  
Pferdeheilkunde, 12: 4, 446-449
- GÖTZE, W.; KUBICKI, ST.; V. DÜRING, A.; KOFES, A. [1959]  
Über das EEG bei kranken und gesunden Tieren  
Kleintier-Praxis, 5: 97-103
- GRABOW, J.D.; ANSLOW, R.O.; SPALATIN, J. [1969]  
Electroencephalographic Recordings with Multicontact Depth Probes in a Horse  
Am. J. Vet. Res., 30: 7, 1239-1243
- GROSS, R. [1976]  
Elektroenzephalographische und Elektrokardiographische Verlaufsuntersuchungen  
nach Bolzenschußbetäubung  
Dissertation, Tierärztliche Hochschule Hannover
- GRUND, S. [1992]  
Die Entwicklung und Erprobung eines Modells zur Prüfung der Wirkung des  
Pyrethroids Deltamethrin auf das Spontan-Elektroenzephalogramm der Ratte  
Dissertation, Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin
- HALE, L.A.; HUGGINS, S.E. [1980]  
The Electroencephalogram of the Normal "Grade" Pony in Sleep and Wakefulness  
Comp. Biochem. Physiol., 66A: 251-257
- HANSEN, H.C.; GOOSSENS-MERKT, H.; ZSCHOCKE, ST.; KUNZE, K. [1993]  
Polygraphische EEG-Verlaufsuntersuchungen bei Creutzfeldt-Jakob'scher Erkrankung  
in Bezug zur klinischen Progredienz  
Z. EEG-EMG, 24: 181
- HEATH, S.E.; ARTSOB, H.; BELL, R.J.; HARLAND, R.J. [1989]  
Equine Encephalitis caused by Snowshoe Hare (California serogroup) Virus  
Can. Vet. J., 30: 669-671
- HECTOR, L.M. [1979]  
Elektroenzephalographie: Aufnahmetechnik und Gerätekunde  
Georg Thieme Verlag Stuttgart
- HEINZE, H.-J.; CLARENBACH, P.; ELGNER, C.E.; FLEMMING, I.; HINRICHS, H.; KUBICKI, ST.;  
LÜCKING, S.; NOACHTAR, S.; ZSCHOCKE, ST. [1994]  
Empfehlungen der Deutschen EEG- Gesellschaft für Langzeitableitungen  
Z. EEG-EMG, 25: 219-225
- HERMES, K.G. [1993]  
EEG-Hintergrundaktivität und zentrale Informationsverarbeitung  
Dissertation, Medizinischer Fachbereich, Freie Universität Berlin
- HERRMANN, W.M.; FICHTE, K.; KUBICKI, ST. [1980]  
Definition von EEG-Frequenzbändern aufgrund strukturanalytischer Betrachtungen  
In: Kubicki, St., Herrmann, W.M.; Laudahn, G. Faktorenanalyse und  
Variablenbildung aus dem EEG  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart New York

- HERRMANN, W.M.; KUBICKI, St.; KÜNKEL, H.; KUGLER, J.; LEHMANN, D.; MAURER, K.;  
RAPPELSBERGER, P.; SCHEULER, W. [1989]  
Empfehlungen der Deutsch. EEG-Gesellschaft für das Mapping von EEG-Parametern  
Z. EEG-EMG, 20: 125-132
- HEXAL [1995]  
Hexal Lexikon Neurologie  
Urban & Schwarzenberg München Wien Baltimore
- HINRICHS, H. [1995]  
Kommentar zum Fragenkatalog für digital/papierlos arbeitende EEG-Geräte  
Z. EEG-EMG, 26: 42-47
- HINRICHS, H.; BÄTZ, B.; EBNER, A.; RAPPELBERGER, P.; ZSCHOCKE, St. GUTJAHR, L. [1995]  
Fragenkatalog für digital/papierlos arbeitende EEG-Geräte  
Z. EEG-EMG, 26: 38-41
- HJORTH, B. [1970]  
EEG Analysis based on Time Domain Properties  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 29: 306-310
- HJORTH, B. [1973]  
The physical Significance of Time Domain Descriptors in EEG Analysis  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 34: 321-325
- HOUP, K. A. [1980]  
The Characteristics of Equine Sleep  
Equine Pract., 2: 4, 8-17
- JAGGY, A.; HEYNOLD, Y. [1996]  
Die idiopathische Epilepsie des Hundes  
Schweiz. Arch. Tierheilk., 138: 523-531
- JAHRIK, K.; GROMKE, G. [1975]  
Beziehungen zwischen pneumenzephalographischen und elektroenzephalographischen  
Untersuchungsbefunden im Kindesalter  
Psychiatr. Neurol. Med. Psychol. ; 27: 9,: 513-23
- JOHNSON, C.B.; TAYLOR, P.M. [1997]  
Effects of Alfentanil on the Equine Electroencephalogram during Anaesthesia with  
Halothane in Oxygen  
Res. Vet. Sci., 62: 2, 159-163
- JOHNSON, C.B.; YOUNG, S.S.; TAYLOR, P.M. [1994]  
Analysis of the Frequency Spectrum of the Equine Electroencephalogram during  
Halothane Anaesthesia  
Res. Vet. Sci., 56: 373-378
- KLEMM, W.R. [1989]  
Electroencephalography in the Diagnosis of Epilepsy  
Problems in Veterinary Medicine, 1: 4, 535-557
- KLEMM, W.R. [1968]  
Attempts to Standardize Veterinary Electroencephalographic Techniques  
Am. J. Vet. Res., 29: 9, 1895-1900

- KLEMM, W.R.; HALL, C.L. [1971]  
Electroencephalograms of Anesthetized Dogs with Hydrocephalus  
Am. J. Vet. Res., 32: 117, 1859-1864
- KLEMM, W.R.; HALL, C.L. [1972]  
Electroencephalographic Pattern Abnormalities in Dogs with Neurologic Disorders  
Am. J. Vet. Res., 33: 10, 2011-2025
- KLEMM, W.R.; HALL, C.L. [1974]  
Current Status and Trends in Veterinary Electroencephalography  
J.A.V.M.A., 164: 5, 529-532
- KOCH, T. [1993]  
Das Gehirn  
In: Koch, T.; Berg, R. Lehrbuch der Veterinär-Anatomie Band III, Die großen  
Versorgungs- und Steuerungssysteme  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart Jena New York 5. Auflage
- KUBICKI, ST. [1980]  
Einführung: Zur Entwicklung und Begründung der klinischen EEG-Frequenzbänder  
In: Kubicki, St., Herrmann, W.M.; Laudahn, G. Faktorenanalyse und  
Variablenbildung aus dem EEG  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart New York
- KUBICKI, ST. [1995]  
Vigilanz und Schlaf  
In: Zschocke, St. Klinische Elektroenzephalographie  
Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
- KUBICKI, ST.; HÖLLER, L. [1980]  
Systematische Einteilung der EEG-Grundrhythmen und -Normvarianten  
EEG-Labor, 2: 32-53
- KUBICKI, ST.; HÖLLER, L. [1986]  
Einführung in die Auswertung der polygraphischen Schlafableitung  
EEG-Labor, 8: 68-91
- KUGLER, J. [1984]  
Vigilanz-ihre Bestimmung im EEG  
Z. EEG-EMG, 15:168-172
- KULPA, H.-U. [1994]  
Lateraler Hypothalamus und Regulation der Nahrungsaufnahme - Stereotaktische  
Untersuchungen am Hausschwein  
Dissertation, Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin
- LANDWEHR, S. [1995]  
EEG-Veränderungen während der Allgemeinnarkose mit Isofluran beim Pferd  
Dissertation, Tierärztliche Hochschule Hannover
- LAPRAS, M.; FLORIO, R.; JOUBERT, L.; OUDAR, J.; GUILLON, J.-C.; HANNOUN, C. [1968]  
L'électro-encéphalogramme normal du Cheval. Ses variations pathologiques dans la  
méningo-encéphalo-myélite virale West-Nile  
Revue Méd. Vét., 119, 7, 673-693

- LEVY, W.J. [1987]  
Effect of Epoch Length on Power Spectrum Analysis of the EEG  
*Anesthesiology*, 66: 4, 489-495
- LI, C.L.; JASPER, H.H. [1953]  
Microelectrode Studies of the Electrical Activity of the Cerebral Cortex in the Cat  
*J. Physiol.*, 121: 117-140
- LITSCHER, G. [1994]  
Multivariable nicht-invasive Intensivüberwachung: neue computergestützte Verfahren  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart Jena New York
- LOW, M.D. [1984]  
Evozierte Potentiale und deren klinische Anwendung  
In: Klass, D.W./Daly, D.D. *Klinische Elektroenzephalographie*  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart New York
- LUNN, D.P.; CUDDON, P.A.; SHAFTOE, S.; ARCHER, R.M. [1993]  
Familial Occurrence of Narcolepsy in Miniature Horses  
*Equine vet. J.*, 25: 6, 483-487
- MERTINS, L.; SCHÄFER, A.E. [1980]  
Die Beeinflussung des EEG durch Zeitkonstante und Filter  
*EEG-Labor*, 1: 4, 214-222
- MICHEL, G. [1992]  
Nervensystem  
In: Smollich, A.; Michel, G. *Mikroskopische Anatomie der Haustiere*  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart Jena New York 2. Auflage
- MILL, J.; LEWIN, W.; PREIS, H. [1996]  
Possibilities for the Use of Electroencephalography in Equine Veterinary Medicine  
*Pferdeheilkunde*, 12: 4, 710-711
- MILLER, S.M.; SHORT, C.H.E.; EKSTRÖM, P.M. [1995]  
Quantitative Electroencephalographic Evaluation to determine the Quality of Analgesia during Anesthesia of Horses for Arthroscopic Surgery  
*Am. J. Vet. Res.*, 56: 3, 374-379
- MÜHLAU, G. [1990]  
Neuroelektrodiagnostik  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart Jena
- MYSINGER, P.W.; REDDING, R.W.; VAUGHAN, J.T.; PUROHIT, R.C.; HOLLADAY, J.A. [1985]  
Electroencephalographic Patterns of clinically normal, sedated, and tranquilized newborn Foals and adult Horses  
*Am. J. Vet. Res.*, 46: 1, 36-41
- NIEBELING, H.-G. [1968]  
Geschichtlicher Überblick  
In: Niebeling, H.-G. *Einführung in die Elektroenzephalographie*  
Johann Ambrosius Barth Leipzig 1. Auflage

- NIEBELING, H.-G. [1980]  
Einführung in die Elektroenzephalographie  
Johann Ambrosius Barth Leipzig 2. Auflage
- OTTO, K.; VOIGT, S.; DEEGEN, E.; PIEPENBROCK, S.; SABIEL, J. [1994]  
Methoden der Narkosetiefenbestimmung beim Pferd - II. Elektroenzephalographie  
Pferdeheilkunde, 10: 5, 339-347
- OTTO, K.; SHORT, CH. E.; VOIGT, S. [1993]  
Identification of Noxious Stimuli and "Analgesic" Drug Effects using Computer  
assisted EEG Analysis during Anesthesia in Horses - A Preliminary Report  
J. Vet. Anaesth., 20: 6, 43
- OTTO, K.; SHORT, CH.E. [1991a]  
Electroencephalographic Power Spectrum Analysis as a Monitor of Anesthetic Depth  
in Horses  
Am. J. Vet. Res., 20: 5, 362-371
- OTTO, K.; SHORT, CH.E. [1991b]  
Cerebral Responses in Horses to Halothane and Isoflurane Anaesthesia: EEG Power  
Spectrum Analysis and Differences in Arteriovenous Oxygen Content  
Proceedings of the 4th International Congress of Veterinary Anaesthesia, Utrecht,  
Netherlands, 25-31
- OTTO, K.; VOIGT, S.; PIEPENBROCK, S.; DEEGEN, E.; SHORT, C.E. [1996]  
Differences in quantitated Electroencephalographic Variables during Surgical  
Stimulation of Horses anesthetized with Isoflurane  
Vet. Surg., 25: 3, 249-225
- OTTO, KERSTIN [1986]  
Das Schlaf- EEG des Schweines  
Diplomarbeit, Sektion TV der Humboldt-Universität zu Berlin
- PAMPLIGIONE, G. [1965]  
Some Aspect of the Electrical Activity of young Pigs  
Proc. Roy. Soc. Med., 58: 547-548
- PASTELAK-PRICE, C. [1983]  
Das internationale 10-20-System zur Elektrodenplatzierung: Begründung, praktische  
Anleitung zu den Meßschritten und Hinweise zum Setzen der Elektroden  
EEG-Labor, 5: 49-72
- PICHLMAYR, I.; LIPS, u. [1980]  
Halothane-Effekte im Elektroenzephalogramm  
Anesthesist, 29: 530-538
- POLLER, S.; KAYS, R. [1982]  
Zur Aufnahme und Auswertung des EEG beim Schwein  
Diplomarbeit, Sektion TV der Humboldt-Universität zu Berlin
- POSPIESZNY, U.-J. [1996]  
Methodik der Ableitung des Elektroenzephalogramms bei Hausschweinen unter  
besonderer Berücksichtigung epidermaler Elektroden  
Dissertation, Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin

- PUROHIT, R.C.; MYSINGER, P.W.; REDDING, R.W. [1981]  
Effects of Xylazine and Ketamine Hydrochloride on the Electroencephalogram and the  
Electrocardiogram in the Horse  
Am. J. Vet. Res., 42: 4, 615-619
- RABENDING, G. [1980]  
Physiologische Grundlagen des Elektroenzephalogramms  
In: Niebeling, H.-G. Einführung in die Elektroenzephalographie;  
Johann Ambrosius Barth Leipzig 2. Auflage
- RAMPIL, I.J.; SASSE, F.J.; SMITH, N.T.; HOFF, B.H.; FLEMMING, D.C. [1980]  
Spectral Edge Frequency - A new Correlate of Anesthetic Depth  
Anesthesiology, 53: 3, 12
- RAPPELSBERGER, P. [1994]  
Die neue EEG-Technik: Remontage  
EEG-Labor, 16: 17-26
- REDDING, R. W. [1990]  
Electroencephalography  
Progress in Veterinary Neurology, 1: 2, 181-188
- RÖSSNER, W. [1970a]  
Die Elektroenzephalographie (EEG) I. Elektrophysiologische Grundlagen  
Tierärztl. Umschau, 25: 70-74
- RÖSSNER, W. [1970b]  
Die Elektroenzephalographie (EEG) II. Methodisch-technische Grundlagen,  
Anwendungsbereiche und Ausbildung  
Tierärztl. Umschau, 25: 114-122
- RUCKEBUSCH, Y. [1972]  
Development of Sleep and Wakefulness in the Lamb  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 32: 119-128
- SAJONSKI, H. [1983]  
Nervengewebe  
In: Sajonski, H.; Smollich, A.S. Zelle und Gewebe  
Hirzel Verlag Leipzig
- SANIDES, F. [1972]  
Die Evolution des Säugetiergehirns  
Umschau 72, Heft 19, 613-620
- SAUNDERS, M.G. [1984]  
Artefakte: Aktivitäten nichtzerebralen Ursprungs im EEG  
In: Klass, D.W./ Daly, D.D. Klinische Elektroenzephalographie  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart New York
- SCHATZMANN, u. [1995]  
Sedation und Anästhesie des Pferdes  
Blackwell Wissenschafts-Verlag Berlin Wien

- SCHEULER, W. [1982a]  
Ableitprogramme in der Elektroenzephalographie / I. Allgemeiner Aufbau und grundsätzliche Eigenschaften hinsichtlich der Darstellung hirnelektrischer Aktivität  
EEG-Labor, 4: 101-115
- SCHEULER, W. [1982b]  
Ableitprogramme in der Elektroenzephalographie / II. Zur Wahl von Ableitprogrammen bei der Darstellung unterschiedlicher EEG-Aktivitäten  
EEG-Labor, 4: 137-160
- SCHLENKER, G.; DÖRNER, M.; JACOBS, S.; MIETHE, N. [1993]  
Das Elektroenzephalogramm (EEG) beim Schwein vor, während und nach der Nahrungsaufnahme  
Mh. Vet. Med., 48: 355-362
- SCHNEIDER, J.; BOCKLISCH, H. [1980]  
Bestimmung der Narkosetiefe und Narkosedauer mit Hilfe des Elektroenzephalogrammes während der Barbituratnarkose beim Schwein  
Mh. Vet. Med., 35: 681-685
- SCHNEIDER, J.; GUNSTHEIMER, H.; ECKOLD, K. H. [1978]  
Die Bedeutung der Elektroenzephalographie in der Veterinärmedizin. Methoden zur Ableitung des Elektroenzephalogrammes beim Rind  
Arch. Exper. Vet. Med., 32 : 1, 9-21
- SCHNEIDER, J.; MOENS, Y.; DE MOOR, A. [1981]  
Elektroenzephalographische Untersuchungen an Ponies bei künstlich erzeugter Hypoxämie  
Mh. Vet. Med., 36: 576-581
- SCHWILDEN, H.; STOECKEL, H. [1980]  
Untersuchungen über verschiedene EEG- Parameter als Indikatoren des Narkosezustands  
Anästh. Intensivther. Notfallmed., 15, 279-286
- SEIFERLE, E. [1957]  
Zur makroskopischen Anatomie des Pferdegehirns  
Acta Anat., 30: 775-786
- SEIFERLE, E. [1992]  
Zentralnervensystem  
In: Nickel, R.; Schummer, A.; Seiferle, E. Lehrbuch der Anatomie der Haustiere Band IV: Nervensystem, Sinnesorgane, Endokrine Drüsen  
Verlag Parey Berlin Hamburg 3. Auflage
- SHORT, CH.E.; OTTO, K.; GILBERT, M.; MAYLIN, G.A. [1989]  
The Responses to Detomidine Usage as a Sole Agent or in Combination in the Horse  
Proc. Am. Assoc. Equine Pract., 153-166
- SHORT, CH.E.; EKSTRÖM, P.M. [1993]  
Compressed Spectral Analysis of the EEG as an Indicator of Anesthetic Quality during Anesthesia for Orthopedic Surgery in the Horse  
Proc. Am. Assoc. Equine Pract., 69-80

- SKERRITT, G.C. [1984]  
The Use of the Electroencephalogram in Veterinary Medicine  
Vet. Annual., 24 : 219-224
- SMITH, J.M.; COX, J.H.; DE BOWES, R.M. [1987]  
Central Nervous System Disease in Adult Horses, Part I. A Data Base  
Compendium-on-Continuing-Education for the Practicing-Veterinarian, 9: 5, 561-569
- SOLOGUB, JE.B. [1976]  
Elektroenzephalographie im Sport  
Sportmedizinische Schriftenreihe, Band 11,  
Johann Ambrosius Barth Leipzig
- STEINHOFF, B.J.; RÄCKER, S.; POSER, S.; GROSCHE S.; ZERR, I.; KRETSCHMAR, H.;  
WEBER, T. [1996]  
Accuracy and Reliability of Periodic Sharp Wave Complexes in Creutzfeldt-Jakob  
Disease  
Arch. Neurol., 53: 2, 162-166
- STEISS, J.E. [1988]  
A Survey of current Techniques in Veterinary Electrodiagnostics: EEG, Spinal Evoked  
and Brainstem Auditory Evoked Potential Recording  
Veterinary Research Communications, 12: 281-288
- STROMBERG, M.W.; KITCHELL, R.L.; USENIK, E.A.; LAGERWERFF, J.M. [1962]  
Electrocorticographic Patterns in Normal Pigs and Burros  
Am. J. Vet. Res., 23: 737-743
- STROSCHEIN, H. [1988]  
Die elektrodermale Aktivität und ihr qualitativer Nachweis bei Rind, Schwein u. Pferd  
Dissertation, Agrarwissenschaftliche Fakultät der Humboldt-Universität zu Berlin
- USENIK, E.A.; KITCHELL, R.L.; HERSCHLER, R.C. [1962]  
A Surgical Technique for Permanent Implantation of Electrocorticographic Electrodes  
in the Burro and Pig  
Am. J. Vet. Res., 23: 70-73
- VOGEL, F. [1986]  
Grundlagen u. Bedeutung genetisch bedingter Variabilität des normalen menschl. EEG  
Z. EEG-EMG, 17: 173-188
- WEBER, T. [1975]  
Elektroenzephalographie mit implantierten Elektroden beim Schaf und ein Beitrag zur  
Rompun-Forschung  
Dissertation, Tierärztliche Hochschule Hannover
- WEHRLI, W. [1980]  
EEG-Quantifizierung in der Arzneimittelforschung  
EEG-Labor, 1: 4, 223-230

- WIGGER, D. [1994]  
Der Einfluß sechs klinisch gebräuchlicher Antiepileptika auf Krampfantwicklung und Bildung eines epileptischen Spiegelfokus im Amygdala-Kindling-Modell der Ratte  
Dissertation, Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin
- WINTERER, G.; POSTNIKOV, N.; ZILLER, M.; NIESTROJ, E.; FRICK, K.; HEINZ, A.;  
MARQUARDT, S.; LEWINSKY, M.; HERRMANN, W.M. [1995]  
Signalkomplexität versus Spektralparameter in EEG-Zeitreihen von psychiatrischen Patienten: Eine retrospektive Klassifikationsstudie  
Z. EEG-EMG, 26: 61-71
- WITZEL, K. [1990]  
Das kindliche EEG  
In: Neuendorfer, B. EEG - Fibel  
Gustav Fischer Verlag Stuttgart New York
- ZABLOW, L.; GOLDENSOHN, E.S. [1969]  
A Comparison between Scalp- and Needle-Electrodes for the EEG  
Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 26: 530-533
- ZSCHOCKE, ST. [1991a]  
Vom Neuron über den elektrischen Dipol zum EEG: I. Die Potentialquellen des EEG  
EEG-Labor, 13: 43-57
- ZSCHOCKE, ST. [1991b]  
Vom Neuron über den elektrischen Dipol zum EEG: II. Die Entstehungsmechanismen des EEG  
EEG-Labor, 13: 87-102
- ZSCHOCKE, ST. [1995]  
Klinische Elektroenzephalographie  
Springer-Verlag Berlin Heidelberg New York
- ZWIENER, U.; SCHIMKE, E.; PRANGE, H.; SCHOLLE, S.; WITTE, H.; GLASER, S.; SCHUBERT, H.;  
ZIEGER, M. [1983]  
Zur Langzeitregistrierung des Elektrokortiko- und Elektroenzephalogramms am wachen Schwein/ I. Methode und Methodenkritik  
Z. Versuchstierk., 25: 19-26

## 9. Anhang

Ergänzung zur mathematisch-statistischen Auswertung**Tabelle I a-c)** Varianzanalyse der 3 Hjorth-Parameter der 22 Pferde mit je 3x3 EEG-Abschnitten (198)

## Univariate F-Tests

a) p-Werte der **Aktivität** der 11 Elektrodenpositionen

	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2	Fz	Cz	Pz
Mess-Tag	0,354	0,354	0,156	0,363	0,226	0,437	0,247	0,422	0,467	0,467	0,500
Mess-Nr.	0,657	0,657	0,351	0,407	0,637	0,310	0,752	0,741	0,502	0,502	0,363
M-Tag by M-Nr	0,486	0,486	0,765	0,848	0,631	0,679	0,460	0,592	0,885	0,885	0,983
Pferde	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

b) p-Werte der **Mobilität** der 11 Elektrodenpositionen

	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2	Fz	Cz	Pz
Mess-Tag	0,199	0,995	0,660	0,924	0,694	0,694	0,656	0,744	0,730	0,405	0,722
Mess-Nr.	0,054	0,016	0,069	0,079	0,039	0,039	0,158	0,214	0,288	0,145	0,256
M-Tag by M-Nr	0,412	0,006	0,259	0,163	0,340	0,340	0,207	0,805	0,269	0,246	0,401
Pferde	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

c) p-Werte der **Komplexität** der 11 Elektrodenpositionen

	F3	F4	C3	C4	P3	P4	O1	O2	Fz	Cz	Pz
Mess-Tag	0,532	0,484	0,322	0,621	0,902	0,716	0,571	0,942	0,829	0,064	0,279
Mess-Nr.	0,001	0,026	0,067	0,071	0,022	0,058	0,108	0,300	0,109	0,030	0,119
M-Tag by M-Nr	0,054	0,236	0,055	0,363	0,323	0,649	0,474	0,698	0,139	0,127	0,256
Pferde	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000

**Tabelle II**

Faktoranalyse der einzelnen Hjorth-Parameter bezüglich der 11 Elektrodenpositionen

Rotated Factor Matrix:

Elektrode	Aktivität		Mobilität		Komplexität	
	Faktor1	Faktor2	Faktor1	Faktor2	Faktor1	Faktor2
F3	0,865	0,242	0,802	0,313	0,753	0,201
F4	0,926	0,297	0,947	0,221	0,906	0,266
C3	0,817	0,545	0,779	0,516	0,796	0,493
C4	0,788	0,545	0,872	0,385	0,755	0,580
P3	0,548	0,786	0,579	0,678	0,301	0,830
P4	0,411	0,862	0,690	0,599	0,246	0,901
O1	0,336	0,851	0,182	0,924	0,056	0,881
O2	0,186	0,956	0,315	0,826	0,079	0,861
Fz	0,941	0,315	0,898	0,269	0,966	0,045
Cz	0,842	0,480	0,823	0,499	0,921	0,075
Pz	0,581	0,755	0,619	0,716	0,618	0,695

**Tabelle III** Varianzanalyse beider Gruppen an den Hjorth-Parametern

Gruppe1: 22 Pferde mit je 3 x 3 Abschnitten (198) und

Gruppe2: 14 Fohlen mit je 3 Abschnitten (42)

a) *Multivariate Tests*

Test Name	Value	Approx. F	Hypoth. DF	Error DF	Sig. of F
Pillais	0,991	66,614	21,000	12,000	0,000
Hotellings	116,575	66,614	21,000	12,000	0,000
Wilks	0,009	66,614	21,000	12,000	0,000
Roys	0,991				

b) *Univariate F-Tests*

Variable	Hypoth. SS	Error SS	Hypoth. MS	Error MS	F	Sig. of F
Akt - F3	169,910	157,161	169,910	4,911	34,596	0,000
Akt - F4	253,450	151,892	253,450	4,747	53,396	0,000
Akt - P3	60,337	132,728	60,337	4,148	14,547	0,001
Akt - P4	80,676	115,907	80,676	3,622	22,273	0,000
Akt - O1	45,558	145,218	45,558	4,538	10,039	0,003
Akt - O2	49,959	179,391	49,959	5,606	8,912	0,005
Akt - Cz	148,533	169,641	148,533	5,301	28,018	0,000
Mob - F3	741,668	278,534	741,668	8,704	85,208	0,000
Mob - F4	787,699	206,184	787,699	6,443	122,252	0,000
Mob - P3	1358,141	310,683	1358,141	9,709	139,887	0,000
Mob - P4	1435,813	308,027	1435,813	9,626	149,162	0,000
Mob - O1	1242,821	367,475	1242,821	11,484	108,226	0,000
Mob - O2	1553,306	264,801	1553,306	8,275	187,710	0,000
Mob - Cz	602,754	212,499	602,754	6,641	90,768	0,000
Kpl - F3	62,464	178,508	62,464	5,578	11,198	0,002
Kpl - F4	152,368	181,413	152,368	5,669	26,877	0,000
Kpl - P3	21,265	169,789	21,265	5,306	4,008	0,054
Kpl - P4	38,548	112,165	38,548	3,505	10,998	0,002
Kpl - O1	22,565	165,719	22,565	5,179	4,357	0,045
Kpl - O2	2,685	143,190	2,685	4,475	0,600	0,444
Kpl - Cz	136,482	137,358	136,482	4,292	31,796	0,000

**Tabelle IV** Ergebnisse der Varianzanalyse der gemittelten Frequenzspektren

Gruppe1: 22 Pferde mit je 11 Elektroden (242) und

Gruppe2: 14 Fohlen mit je 7 Elektroden (98)

insgesamt 2 Fälle (jeweils Kanal F3) ausgelassen wegen 50Hz-Einstellung  
338 Fälle für Analyse betrachtet.

a) *Multivariate Tests*

(Manova) linie01 to linie21 Gruppe(1,2).

Test Name	Value	Approx. F	Hypoth. DF	Error DF	Sig. of F
Pillais	0,833	75,302	21,000	316,000	0,000
Hotellings	5,004	75,302	21,000	316,000	0,000
Wilks	0,167	75,302	21,000	316,000	0,000
Roys	0,833				

(Manova) linie22 to linie42 Gruppe(1,2).

Test Name	Value	Approx. F	Hypoth. DF	Error DF	Sig. of F
Pillais	0,352	8,183	21,000	316,000	0,000
Hotellings	0,544	8,183	21,000	316,000	0,000
Wilks	0,648	8,183	21,000	316,000	0,000
Roys	0,352				

b) *Univariate F-Tests*

Variable	Hypoth. SS	Error SS	Hypoth. MS	Error MS	F	Sig. of F
LINIE01	55378,113	66014,273	55378,113	196,471	281,864	0,000
LINIE02	83224,960	64383,495	83224,960	191,618	434,328	0,000
LINIE03	23771,797	16222,229	23771,797	48,280	492,369	0,000
LINIE04	9217,721	7117,031	9217,721	21,182	435,175	0,000
LINIE05	5802,441	5937,638	5802,441	17,672	328,349	0,000
LINIE06	8244,828	12366,826	8244,828	36,806	224,008	0,000
LINIE07	1321,297	6379,892	1321,297	18,988	69,587	0,000
LINIE08	72,851	2445,978	72,851	7,280	10,007	0,002
LINIE09	52,302	622,733	52,302	1,853	28,220	0,000
LINIE10	9,574	556,790	9,574	1,657	5,777	0,017
LINIE11	3,591	638,469	3,591	1,900	1,890	0,170
LINIE12	17,787	428,654	17,787	1,276	13,942	0,000
LINIE13	10,029	408,426	10,029	1,216	8,251	0,004
LINIE14	0,038	350,931	0,038	1,044	0,036	0,849
LINIE15	5,021	369,438	5,021	1,100	4,567	0,033
LINIE16	8,649	107,355	8,649	0,320	27,071	0,000
LINIE17	8,387	61,809	8,387	0,184	45,595	0,000
LINIE18	5,218	53,788	5,218	0,160	32,596	0,000
LINIE19	11,151	57,151	11,151	0,170	65,558	0,000
LINIE20	13,774	78,497	13,774	0,234	58,957	0,000
LINIE21	19,254	89,886	19,254	0,268	71,975	0,000

Variable	Hypoth. SS	Error SS	Hypoth. MS	Error MS	F	Sig. of F
LINIE22	19,832	78,166	19,832	0,233	85,251	0,000
LINIE23	16,748	71,438	16,748	0,213	78,774	0,000
LINIE24	15,892	85,819	15,892	0,255	62,219	0,000
LINIE25	14,378	76,519	14,378	0,228	63,136	0,000
LINIE26	14,672	90,639	14,672	0,270	54,388	0,000
LINIE27	16,097	84,037	16,097	0,250	64,358	0,000
LINIE28	19,706	109,808	19,706	0,327	60,296	0,000
LINIE29	24,277	104,797	24,277	0,312	77,835	0,000
LINIE30	20,823	114,469	20,823	0,341	61,120	0,000
LINIE31	26,243	177,290	26,243	0,528	49,737	0,000
LINIE32	32,481	162,592	32,481	0,484	67,123	0,000
LINIE33	28,066	166,857	28,066	0,497	56,516	0,000
LINIE34	28,164	214,840	28,164	0,639	44,047	0,000
LINIE35	20,514	130,662	20,514	0,389	52,753	0,000
LINIE36	19,606	175,776	19,606	0,523	37,477	0,000
LINIE37	11,686	108,034	11,686	0,322	36,344	0,000
LINIE38	18,082	271,019	18,082	0,807	22,418	0,000
LINIE39	16,718	178,611	16,718	0,532	31,450	0,000
LINIE40	12,712	169,425	12,712	0,504	25,209	0,000
LINIE41	8,729	78,260	8,729	0,233	37,478	0,000
LINIE42	7,905	116,141	7,905	0,346	22,870	0,000

## Danksagung

Für die wissenschaftliche Anleitung, sowie die Hinweise aus ihrer praktischen Erfahrung zur EEG-Ableitung beim Hausschwein und die jederzeit gewährte freundliche Unterstützung bin ich *Frau Prof. Dr. med. vet. Heike Tönhardt* als Betreuerin zu großem Dank verpflichtet.

Ebenfalls möchte mich bei *OMR Prof. Dr. med. habil. Werner Bousseljot* für sein außergewöhnliches Engagement bedanken. Sein überaus großes Interesse als humanmedizinischer EEG-Spezialist an der praktischen Durchführung der EEG-Ableitung beim Pferd sowie seine hilfreiche Anleitung zur Beschreibung und Beurteilung von Elektroenzphalogrammen, waren stets ein wichtiger Ansporn für meine Arbeit.

Weiterhin bedanke ich mich bei:

*Herrn Dr. Jürgen Mill* für die Starthilfe und die Unterstützung bei der Durchführung von Vorversuchen in der Tierklinik Hoppegarten,

allen Mitarbeitern der *Techno Trans Strausberg GbR* für die bereitwillige Hilfe zur Einführung in die gerätetechnischen Besonderheiten des digitalen EEG-Gerätes,

*Herrn Dr. Mario Ziller* aus der Psychiatrischen Klinik im Universitätsklinikum „Benjamin Franklin“ der FU Berlin für die freundliche Bereitstellung der speziellen Analysesoftware und für die Beratung und Unterstützung in der statistischen Auswertung,

meinen Kollegen im *Strausberger Bildungs- und Sozialwerk e.V.* für die Unterstützung bei der Durchführung der praktischen EEG-Ableitungen,

den Mitarbeitern des *Institutes für Veterinär-Anatomie* der FU Berlin für die Ermöglichung der Messungen an den anatomischen Präparaten,

meiner Freundin Martina für ihr großes Verständnis und die moralische Unterstützung,

meinem Bruder für die Hinweise als Tierarzt und allen Freunden und Bekannten, die direkt oder indirekt zu dieser Arbeit beigetragen haben.

## LEBENS LAUF

Name: Walter Lewin  
geboren: 1. Juni 1965 in Feldberg, Mecklenburg-Vorpommern  
Familienstand: ledig

Schulbildung: 1972 - 1975 POS Brüssow  
1975 - 1981 POS Rhinow  
1981 - 1984 EOS Rathenow

Wehrdienst: 10.1984 - 09.1987

Hochschulstudium: 10.87-03.93 Veterinärmedizin  
Humboldt-Universität zu Berlin, bzw. die 2 letzten Semester Freie Universität Standort Mitte

Berufstätigkeit: 4.93 - 1.95 Assistenztierarzt  
Tierärztliche Klinik Dr. C. Dupree, Ihlienworth

2.95 - 6.95 angestellter Tierarzt  
Tierarztpraxis DVM K. Sommerfeld, Gransee

7.95 - 10.95 Hospitation  
Chirurgische Tierklinik Berlin

ab 23.10.95 Fachl. Leiter im Projekt „EEG des Pferdes“ im Strausberger Bildungs- und Sozialwerk e.V.