

Nichtinvasive EEG-Ableitung am wachen, stehenden Pferd

W. Lewin¹ und Heike Tönhardt²

¹ AG „EEG des Pferdes“, Strausberger Technologie- u. Innovationszentrum

² Institut für Veterinär-Physiologie, Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin

Zusammenfassung

Mit der vorgestellten Methode erfolgt eine für das Pferd schmerzfreie EEG-Ableitung mit Oberflächenelektroden, die in einer speziell entwickelten Elektroden-Halterungsmaske befestigt sind. Neben der reproduzierbaren Positionierung der EEG-Elektroden ermöglicht sie auch andere Quellen bioelektrischer Aktivität, die am wachen, stehenden Pferd durch unvermeidbare Augen-, Ohr- oder Kaubewegungen verursacht werden, zeitsynchron zu erfassen. Diese polygraphische Registrierung des EOG, EMG und EKG sowie eine online zu den Meßdaten abgespeicherte Verhaltensprotokollierung läßt auch im Nachhinein die Abgrenzung artefaktbeeinflusster Kurvenabschnitte bei der Beschreibung und Beurteilung der hirnelektrischen Aktivität zu.

Zur Erprobung dieser Methode wurden 22 klinisch gesunde Pferde jeweils an 3 Tagen unter einheitlichen äußeren Ableitungsbedingungen untersucht. Die Auswertung der hirnelektrischen Aktivität erfolgte sowohl visuell als auch quantitativ an 3 repräsentativen EEG-Abschnitten pro Ableitung. In der gewohnten Pferdebox ließ sich im Zustand entspannter Wachheit eine Grundtätigkeit im Frequenzbereich von 15–35 Hz bei einer Spannungshöhe von 10–40 µV ermitteln. Bei den meisten Pferden waren trotz geöffneter Augen für kurze Abschnitte eine dem menschlichen Ruhe-EEG vergleichbare hirnelektrische Aktivität zu registrieren, die sich in Gruppen mit vorrangig 7–15 Hz-Wellen (40–80 µV) zeigten. Für das einzelne adulte Pferd ließ sich eine vom Untersuchungstag unabhängige Konstanz der hirnelektrischen Aktivität nachweisen. Weiterhin waren an 14 Fohlen unter gleichen Ableitungsbedingungen markante Unterschiede in der hirnelektrischen Aktivität im juvenilen Entwicklungsstadium gegenüber den adulten Pferden zu erkennen.

Die erzielten Ergebnisse lassen den Einsatz dieser nichtinvasiven Methode für Untersuchungen am wachen, stehenden Pferd auch in der klinischen Funktionsdiagnostik von Gehirnerkrankungen sinnvoll erscheinen. Weiterführend können sich damit Voraussetzungen für eine Quantifizierung der ZNS-Beeinflussung durch Sedativa und für Untersuchungen zum Ruhe- und Schlafverhalten beim Pferd ergeben.

Schlüsselwörter: Elektroenzephalographie, EEG-Ableitung, adultes Pferd, Fohlen, nichtinvasive Methode

Non-invasive EEG-leading in the awake standing horse

With the presented method it is possible to register EEG-leading in the awake standing horse using skin electrodes fixed by a special developed electrode holding cape. Beside the advantage of the reproducible positioning of the EEG-electrodes this cap enables a simultaneous recording of other sources of bioelectrical activity which are unavoidable in the awake standing horse. These artefacts can be caused by eye and ear movements or by chewing. The polygraphic registration of EOG, EMG, and ECG as well as the online recording of observations of the behaviour can be stored together with the raw data. Therefore it was possible in the data viewing mode to differentiate EEG-segments with artefact influences for the description and the assessment of the electrical brain activity.

In order to establish this method 22 adult clinically healthy horses were examined at 3 different occasions under uniform conditions during all EEG-recordings. The evaluation of the electrical brain activity was carried out visually as well as quantitatively using 3 representative EEG-segments of every EEG-recording. A ground activity in the frequency range from 15 to 35 Hz with an amplitude from 10 to 40 µV was determined in the state of relaxed wakefulness, when the horses were examined in their usual environment (own stable). Despite open eyes in most horses groups from 7 to 15 Hz waves with 40 to 80 µV recurred for short moments. These findings (frequency range and amplitude) are comparable to the EEG at rest in humans. For the individual adult horse a constant electrical brain activity could be found which was independent of the day of the investigation. 14 foals, investigated under the same conditions, showed prominent differences in the electrical brain activity compared to the adult horses.

The obtained results indicate that this non-invasive method can be useful for the functional diagnostic of brain disorders in awake standing horses. Furthermore this method could serve as a precondition for the quantification of the CNS influence of sedatives and for the investigation of rest and sleep behaviour in horses.

keywords: electroencephalography, EEG-leading, adult horse, foal, non-invasive method

Einleitung

Die Elektroenzephalographie wurde in den letzten Jahren vielfältig zur Erfassung des momentanen hirnelektrischen Status in der veterinärmedizinischen Anästhesiologie genutzt. Veröffentlichungen zu medikamentenbedingten und kreislaufregulatorischen Einflüssen in unterschiedlichen Narkosestadien verdeutlichen dies (Schnei-

der et al. 1881; Otto und Short 1991b). Nicht nur die Narkosetiefenbestimmung (Otto et al. 1994; Johnson et al. 1994) oder der Vergleich der Wirkung verschiedener Anästhetika (Auer et al. 1979; Ekström et al. 1993) und Analgetika (Johnson und Taylor 1997) sondern auch die mit dem operativen Eingriff verbundenen Schmerzen

waren dabei von Interesse (Miller et al. 1995; Otto et al. 1996).

Dennoch betonen Johnson et al. (1994) ausdrücklich das Fehlen von Daten beim wachen Pferd für eine objektive Beurteilung der Änderung der hirnelektrischen Aktivität in Nar-kose. Fehlende Untersuchungen zu gerätetechnischen und auch methodischen Grundlagen schränkten bisher den Ein-satz dieser Untersuchungsmethode beim wachen Pferd ein, obwohl in der Humanmedizin die Elektroenzephalogra- phie trotz moderner bildgebender Verfahren weiterhin eine angewandte Methode bei der Diagnostik zerebraler Funkti- onsstörungen ist.

Die Vorteile digital arbeitender Mehrkanal-EEG-Geräte in der Signalspeicherung und die vielfältigen Möglichkeiten in der Darstellung der Meßdaten in der Bildschirmwiedergabe (Hinrichs 1995; Rappelsberger 1994) waren Anlaß, die Rea- lisierbarkeit einer für das Tier schmerzfreien Erfassung der hirnelektrischen Aktivität am wachen, stehenden Pferd sys- tematisch zu untersuchen. Von vornherein galt es dabei, zur Beurteilung der aufgezeichneten Hirnstrompotentiale andere Quellen bioelektrischer Aktivität im Kopfbereich durch polygraphische Aufzeichnungen mit zu erfassen. Dies war Grundvoraussetzung, um Artefakteinflüsse gegenüber den auf der Kopfoberfläche im unteren μV -Bereich liegen- den Hirnstrompotentialen abgrenzen zu können. Gerade beim wachen, stehenden Pferd schränkte die Formenvielfalt der biologischen Artefakte und ihre damit oft schwierige Einordnung bisher sowohl die visuelle Auswertung von EEG-Kurven (Mysinger et al. 1985; Giovagnoli et al. 1996) als auch die Aussagekraft online bestimmter quantitativer Parameter für den Wachzustand ein (Short et al. 1989; Otto und Short 1991a).

Material und Methode

Basierend auf den Vorversuchen zur Erarbeitung der Ablei- tungsmethodik unter verschiedenen Umgebungsbedingun- gen (Mill et al. 1996) und unterschiedlichen Vigilanzstadien wurden in den Hauptversuchen an 22 Vollblutpferden im Al- ter von 3–15 Jahren jeweils 3 EEG-Ableitungen im Abstand von 1–2 Wochen unter einheitlichen materiellen und metho- dischen Bedingungen durchgeführt. Weiterhin wurden in ei- ner zweiten Gruppe 14 Fohlen im Alter von 38–124 Tagen jeweils einmal untersucht. Alle Pferde waren klinisch ge- sund und zeigten keine neurologischen Auffälligkeiten oder Verhaltensstörungen.

Für die Ableitung des EEG und aller polygraphischen Para- meter wurden ausschließlich Pilzelektroden aus Ag/AgCl (Fa. TUV Medizintechnik) verwendet. Durch 100 cm lange abgeschirmte Elektrodenkabel (Fa. Walter Elektronik) erfolgte der Kontakt zur Elektrodenanschlußbox (s. Abb. 1).

Zur Meßdurchführung wurde ein papierlos (PL) arbeitendes EEG-Gerät „PL-EEG-Classic“ (Fa. Walter Elektronik) einge- setzt. Dieses Gerät, in Gestalt eines PC, ermöglicht die Auf- zeichnung von 21 aktiven EEG-Elektroden und 3 gesonder- ten Polygraphie-Kanälen. Nach Filterung (0,53 Hz bzw. 70 Hz) werden die Signale während der Ableitung im Ana-

log-Digital-Wandler mit 667 Hz abgegriffen. Nachfolgend wird durch ein spezielles Verfahren, dem 4fach Oversam- pling, die Datenmenge auf 166,6/s für jeden Kanal reduziert und in Form der Rohdaten mit einer 12bit Auflösung abge- speichert.



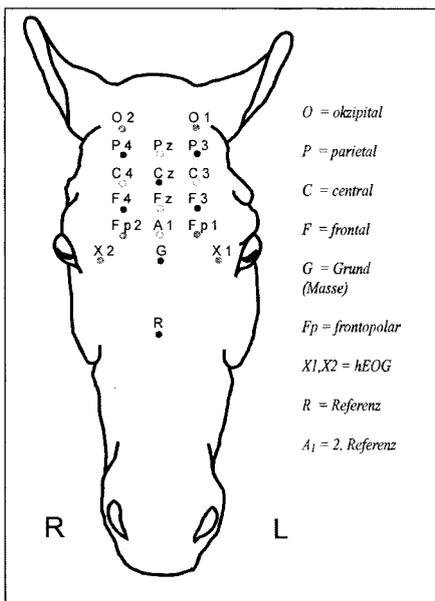
Abb. 1: Darstellung von Elektroden-Halterungsmaske und Elek- trodenanschlußbox.

Description of electrodes positioning -holding cape and connecting box.

Für eine reproduzierbare Positionierung der Meßelektroden sorgte eine halfterähnliche Elektroden-Halterungs- maske. Ausgehend von den Ergebnissen anatomischer Messungen an Schnittpräparaten, die zeigten, daß der hintere Rand des Jochbeinbogens ungefähr dem vorderen Gehirnpol ent- spricht, wurde der Abstand der Crista nuchae bis zum hinter- en Rand des Jochbeinbogens als Richtwert zur Anord- nung der Elektroden genommen. Bei einem Abstand von 18–20,5 cm wurden die letzten beiden Elektroden 10 cm vor der Cri- sta nuchae positioniert. Elf aktive EEG-Elektroden wurden in 3 Reihen angeordnet, wobei sich in der Medianebene 3 und jeweils rechts und links parallel dazu 4 Elektroden befanden. Ein gleichmäßiger Abstand von jeweils 3 cm zu den benach- barten Elektroden sicherte eine rasterartige Abdeckung des gesamten Stirnbereiches, der für elektroenzephalographi- sche Ableitungen von der Kopfoberfläche zugänglich ist. Die Richtungsbezeichnungen wurden in Anlehnung an die Hum- anmedizin gewählt (Frontal, Central, Parietal und Okzipital), auch wenn eine exakte Zuordnung zu den entsprechen- den Gehirnabschnitten auf Grund der Schädelanatomie des Pfer- des nicht gegeben ist (s. Abb. 2).

Das gezielte Aufzeichnen anderer bioelektrischer Quellen wurde über folgende Elektrodenanordnung ermöglicht. Zur

Registrierung der horizontalen Augenbewegungen, die über einen gesonderten Polygraphie-Kanal (hEOG) erfolgte, wurden zwei Elektroden (X1, X2) im Stirnbereich jeweils links und rechts direkt medial der Augen plaziert und bipolar zueinander verschaltet. Die vertikalen Augenbewegungen wurden über die als frontopolar bezeichneten EEG-Kanäle (Fp1, Fp2) aufgezeichnet. Dazu wurden 2 Elektroden oberhalb der Augen jeweils mit 3 cm Abstand vor den eigentlichen EEG-Elektroden plaziert und als eigene Kanäle abgespeichert. Zur Registrierung des Einflusses von Muskelpotentialen kam kein gesonderter Polygraphie-Kanal zur Anwendung. Diese Potentiale wurden über eine Querverschaltung der beiden O-Elektroden (O1-O2) aufgezeichnet. Die relativ einfach über einen Polygraphie-Kanal (EKG) zu registrierende elektrische Herzaktivität wurde mit 2 Elektroden, die über einen Bauchgurt am Pferd befestigt wurden, bestimmt.



Kanal	Ableitung	Messung	Papierg.	Filter	Verstärk.
1	F3: R	EEG	3cm/s	30Hz	70µV
2	F4: R	EEG	3cm/s	30Hz	70µV
3	C3: R	EEG	3cm/s	30Hz	70µV
4	C4: R	EEG	3cm/s	30Hz	70µV
5	Cz: R	EEG	3cm/s	30Hz	70µV
6	A1: A2	hEOG	3cm/s	20Hz	250µV
7	O1: O2	EMG	3cm/s	75Hz	150µV
8	Par. I	EKG	3cm/s	30Hz	2 mV

Abb. 2: Bezeichnung und Sitz der Meßelektroden (oben) und Darstellungsprogramm mit Wiedergabeparametern (unten).

Designation and position of the leadings (above) and programme of description with parameters (below).

Basierend auf den Erfahrungen der ersten durchgeführten Untersuchungen erfolgten alle Ableitungen am wachen, stehenden Pferd generell in der für das Tier gewohnten Umgebung, seiner Pferdebox. Um ein zu starkes Bewegen der Tiere und ein Abziehen der Kabel zu vermeiden, hielt man die Tiere am Halfter. Dies ermöglichte zugleich die Kontrolle von Verhalten und momentanem Vigilanzstadium. Eine entsprechende Verhaltensprotokollierung konnte

durch Betätigen vorher belegter Ereignistasten zeitsynchron während der Aufzeichnung abgespeichert werden. Vor der zwischen 10 und 15 min lang durchgeführten Ableitung ist der Stirnbereich lediglich mit Alkohollösung abgerieben worden. Diese Reinigung und Entfettung reichte ohne zusätzliches Scheren oder Rasieren des Felles aus, um ausreichend gute Elektrodenübergangswiderstände von 2–6 kΩ 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 Auswertung erfolgte im ersten Schritt visuell am Monitor. Dabei ging es zuerst darum artefaktbeeinflusste Abschnitte vor der Beschreibung und Beurteilung der hirnelektrischen Aktivität erkennen zu können. Eine quantitative rechnergestützte Auswertung zur objektiven Bestimmung der Signalanteile wurde nachfolgend mit einem speziellen Analyseprogramm durchgeführt, das in der humanen Elektroenzephalographie getestet wird. Für jedes adulte Pferd wurden aus den 3 angefertigten EEG-Ableitungen jeweils 3 repräsentative und artefaktfreie EEG-Abschnitte von 4 sec Dauer im Zustand entspannter Wachheit ausgewählt.

Aus den referentiell hinterlegten Rohdaten, die für jede der 11 aufgezeichneten EEG-Elektroden bis 70 Hz ungefiltert vorlagen, wurden die 3 Hjorth-Parameter: Aktivität (mittlerer Amplitudenwert im gesamten Frequenzbereich), Mobilität (mittlere Frequenz) und Komplexität (mittlere Frequenzabweichung) berechnet (Hjorth 1970; 1973). Ebenso wurden die spektralen Frequenzanteile mit der Fourier-Transformation ermittelt. Dabei ist bewußt die Bestimmung der Frequenzbanden in 1-Hz-Schritten für den Frequenzbereich von 0–42 Hz gewählt worden. Für jeden der 11 EEG-Kanäle erfolgte die Bestimmung des mittleren Amplitudenwertes des einzelnen Frequenzbereiches (0–1 Hz, 1–2 Hz, ..., 41–42 Hz), auch als Magnitude bezeichnet.

Ergebnisse

Als entscheidendes Novum der digitalen Mehrkanal-EEG-Geräte ist neben der Aufzeichnungsebene die Wiedergabe bzw. Darstellungsebene gesondert zu betrachten. In der Wiedergabe werden vom Computer aus den referentiell abgespeicherten EEG-Rohdaten für jeden beliebigen Abschnitt die gewünschten Verschaltungen je nach Fragestellung errechnet und dargestellt (Rappelsberger 1994; Hinrichs 1995).

Die schon visuell im Kurvenbild erkennbare Ähnlichkeit der Kurvenverläufe aller 11 aufgezeichneten EEG-Elektroden veranlaßte uns – zugunsten einer verbesserten optischen Darstellung – die Kanalzahl zu reduzieren. Im unteren Teil der Abb. 2 sind die Verstärkungsfaktoren, die „optische Papiergeschwindigkeit“ und die jeweiligen Hochfrequenzfilter mit den für die Routinebetrachtung festgesetzten Werten für die 8 Kanäle dieses Darstellungsprogrammes aufgeführt. Es ermöglicht weiterhin die über die Polygraphie-Kanäle zu erkennenden Artefakteinflüsse besser in Beziehung zu den EEG-Kanälen zu bringen (s. Abb. 3).

tinuierlich und frequenzinstabil zu bezeichnen. Ein Vorherrschen einer bestimmten Frequenz war nur in Einzelfällen zu erkennen.

nen. In dem spannungshohen Grundmuster waren vereinzelt auch kurze Abschnitte (0,5–1,0 sec) frequenzstabiler Wellen mit 10–14 Hz bei einer Spannungshöhe von durchschnittlich 50µV zu erkennen.

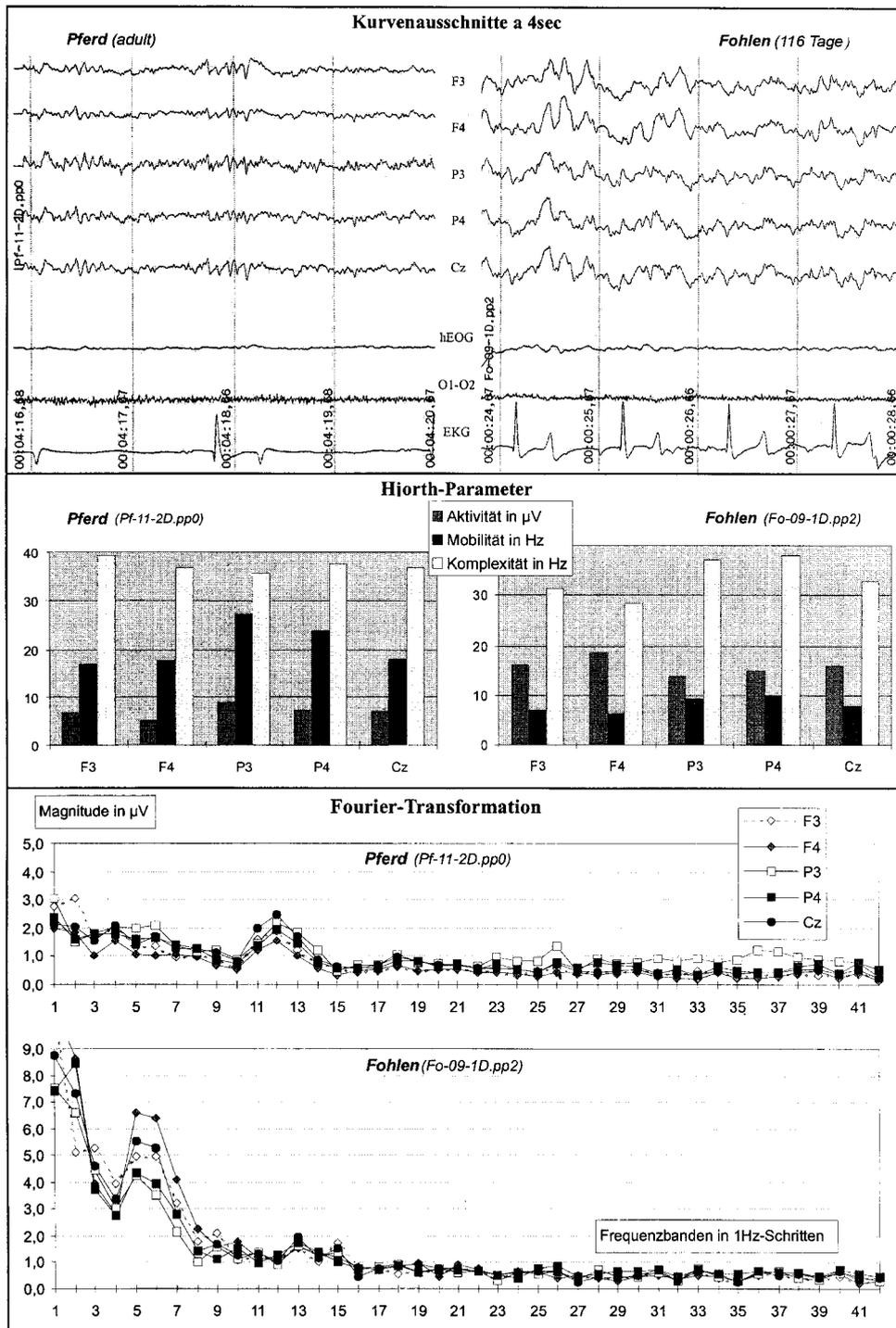


Abb. 4: Repräsentative Gegenüberstellung von Kurvenausschnitten (jeweils 4 Sekunden) sowie dazugehörige quantitative Parameter von einem adulten Pferd und einem Fohlen.

Representing comparison of curve sections (4 seconds each) with quantitative measurements of an adult horse and one foal.

In unterschiedlichem Maße waren schnellere Frequenzen im Bereich von 18–25Hz bei Spannungshöhen von 5–15 µV zu erkennen, die wie auf die Grundwellen aufgelagert erschie-

den. In dem spannungshohen Grundmuster waren vereinzelt auch kurze Abschnitte (0,5–1,0 sec) frequenzstabiler Wellen mit 10–14 Hz bei einer Spannungshöhe von durchschnittlich 50µV zu erkennen.

nen. In dem spannungshohen Grundmuster waren vereinzelt auch kurze Abschnitte (0,5–1,0 sec) frequenzstabiler Wellen mit 10–14 Hz bei einer Spannungshöhe von durchschnittlich 50µV zu erkennen. Beispielhaft sind in Abb. 4 im rechten Bildteil sowohl der Kurvenausschnitt als auch die zugehörigen quantitativen Parameter von einem Fohlen dargestellt.

Im Gruppenvergleich waren bei den Fohlen unabhängig von der Elektrodenlokalisierung konstant höhere Aktivitätswerte zu verzeichnen. Das umgekehrte Bild stellte sich hinsichtlich der mittleren Frequenzen dar. Die adulten Pferde wiesen insgesamt höhere Mobilitätswerte auf und ließen eine stärkere Zunahme der Werte von den frontalen zu den okzipitalen Elektroden deutlicher erkennen. Die durchgeführte Varianzanalyse bezüglich der Hjorth-Parameter ergab für alle Aktivitäts- und Mobilitätswerte signifikante Unterschiede (p-Wert <0,05) zwischen Fohlen und erwachsenen Pferden. Hinsichtlich der mit der Fourier-Transformation vorgenommenen Frequenzbestimmung zeigte der Gruppenvergleich zwischen Fohlen und Pferden signifikante Unterschiede in der Varianzanalyse. Dabei zeigten die Fohlen im Frequenzband 1–9 deutlich höhere Magnitudenwerte. Demgegenüber waren ab dem Frequenzband 15 kontinuierlich höhere Werte bei den adulten Pferden zu verzeichnen.

Diskussion

Für die nichtinvasive EEG-Ableitung beim Pferd ergibt sich, daß abgesehen von den in der klinischen Elektroenzephalographie beim Menschen auftretenden Problemen, zusätzliche Besonderheiten bestehen. Diese sind sowohl in den anatomischen als auch verhaltensphysiologischen Gegebenheiten des Pferdes zu sehen. Die unterschiedliche Stärke von Schädelkalotte und Weichteilstrukturen sowie der relativ

weit in den Stirnbereich hinein reichende Sinus frontalis (Johnson et al. 1994) gestaltet den Abstand vom Kortex zur Stirnoberfläche über den gesamten Bereich der Hemisphären nicht einheitlich. 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 hirntopographischen Unterschieden nur mit Einschränkungen zu erwarten.

Die Nutzung der Ohren als humanmedizinisch standardmäßig genutzter indifferenten Bezugspunkt (Scheuler 1982) ist auf Grund ihrer Wichtigkeit für die Körpersprache des Pferdes nicht möglich. Da es nirgends am Körper einen völlig potentialfreien Platz gibt, muß der Referenzpunkt einerseits gehirntief sein und darf andererseits nicht von anderen bioelektrischen Quellen beeinflusst werden. Deshalb wurde dieser Punkt (s. Abb. 2 Bezeichnung: A1), der sich wie von Otto et al. (1994 und 1996) beschrieben, anfänglich zwischen den Augen befand, weiter in den nasofrontalen Bereich (Bezeichnung: R) verlagert, um den Einfluß des korneoretinalen Augendipols zu vermindern.

Der entspannte Wachzustand ist in der Humanmedizin eine notwendige Voraussetzung für die Beschreibung und Beurteilung des EEG im klinischen Bereich (Kubicki und Höller 1980). 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 (Mill et al. 1996). 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 Einstrahlung von Muskelpotentialen, die eine Beurteilung entsprechender EEG-Abschnitte unmöglich machen.

Lediglich die Durchführung der Ableitungen in der für das Pferd bekannten Umgebung – der Pferdebox – brachte Ruhe und Entspannung. Der von Dunigan et al. (1995) empfohlene Einsatz von Beruhigungsmitteln zur Verminderung von Abwehrreaktionen schied von vornherein aus. Einerseits kann mit diesen im ZNS angreifenden Substanzen keine Ermittlung physiologischer Normparameter erfolgen und andererseits gestaltet sich eine Abgrenzung medikamentenbedingter Effekte von krankhaften Befunden schwierig (Skerritt 1984; Andrews und Fenner 1987).

Basierend auf den ersten Ergebnissen zur EEG-Ableitung beim Pferd mit Hautelektroden in Narkose (Auer et al. 1979; Short et al. 1989) und am wachen bzw. sedierten Pferd (Purohit et al. 1981; Mysinger et al. 1985) wurde bewußt nur mit auf der Haut aufliegenden Elektroden gearbeitet. So konnte Pospieszny (1996) in seiner vergleichenden Arbeit über invasive und nichtinvasive Ableitungsmethoden aufzeigen, daß beim Hausschwein die epidurale Ableitung gegenüber der Ableitung mit Nadelelektroden keinen signifi-

kanten Unterschied aufwies. Auch die Überlegung für eine mögliche Anwendung in der klinischen Diagnostik schloß invasive Methoden von vornherein aus.

Probleme in der Befestigung der Hautelektroden wie ein Aufkleben mit Kollodium (Giovagnoli et al. 1996) bzw. die Nutzung selbstklebender Elektroden (Mysinger et al. 1985; Otto und Short 1991a) erfordert zum Teil die Rasur der entsprechenden Bereiche bzw. ist für mehrere Elektroden relativ zeitaufwendig. Demgegenüber ermöglichte der Gebrauch der Elektroden-Halterungsmaske bei sicherem Sitz eine einfache Handhabung zum Anbringen der Pilzelektroden und Schmerzfreiheit für das Pferd ohne Beeinträchtigung des Aktivitätszustandes. Weiterhin konnte eine polygraphische Registrierung zur Artefakterkennung erfolgen. Abweichend von Hale und Huggins (1980) und Dallaire (1986) erfolgte die Aufzeichnung der Muskelaktivität nicht im Halsbereich. Für Aufzeichnungen am wachen, stehenden Pferd wird die hirnelektrische Aktivität wesentlich stärker durch die direkt am Kopf ansetzende Muskulatur überlagert. Sowohl Ohrenspiel als auch Kaubewegungen sind nur durch Elektroden im entsprechenden Bereich des Kopfes zu erfassen. Dazu haben sich die O-Elektroden bewährt (s. Abb. 2). Diese am weitesten nuchal 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 somit einem oberflächlich abgeleiteten EMG.

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. Neue rechnergestützte Verfahren können bei der Datenerfassung und -aufbereitung mit dem Ziel einer besseren Objektivierbarkeit hilfreich sein. Die Fourier-Transformation wird seit einiger Zeit auch für die Signalanalyse des EEG in der veterinärmedizinischen Anästhesiologie eingesetzt (Short et al. 1989; Otto und Short 1991a/b; Johnson et al. 1994). Als spektralanalytisches Verfahren ermöglicht sie die in einem bestimmten Abschnitt des EEG vorkommenden Frequenzkomponenten zu bestimmen. 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), nicht zweckmäßig erschien.

Für das einzelne Pferd konnte mit der Fourier-Transformation eine objektive Frequenzbestimmung erfolgen, die den visuellen Eindruck vom Kurvenbild bestätigte und zeigte, daß die mit einer Frequenzauflösung von 1 Hz bestimmbar Peaks im Spektrum für das einzelne Pferd recht frequenzstabil waren. Die meisten Pferde zeigten diese markanten Gruppen in einem Bereich von 7–15 Hz. Diese Frequenzen sind also entsprechend der humanen EEG-Nomenklatur dem oberen Theta- bis zum unteren Beta-Bereich zuzuord-

nen. Auch wenn allgemein in der Elektroenzephalographie vom Alpha-Grundrhythmus des Menschen gesprochen wird, ist dieser nach *Kubicki und Höller (1980)* nur bei 86% der Erwachsenen in entspannter Wachheit vorzufinden. Daneben existieren verschiedene andere Normvarianten, die eine Variabilität des Ruhe-EEG aufzeigen. Diese beim Menschen bekannte Individualität des EEG (*Vogel 1986*) scheint somit auch für bestimmte im EEG auftretende Gruppen bei Ableitungen am wachen, stehenden Pferd zu bestehen.

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 und Huggins (1980)* an Ponies ermittelten Werten von 9–14Hz bei 40–150µV bzw. 7–16Hz bei 50–70µV 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 0,5–1sec Dauer diese auffallend spindelförmigen Potentialmuster mit Frequenzen zwischen 10–15Hz erkennen.

Hjorth (1970 und 1973) stellte 3 Parameter zur Signalanalyse vor, die als globale Deskriptoren eines EEG-Abschnittes bestimmbar sind. Trotz der massiven Datenreduktion bringen alle 3 Parameter zusammen eine vergleichbare Information gegenüber der konventionellen Frequenzanalyse (*Hjorth 1970*). So konnten z.B. *Winterer et al. (1995)* 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. *Winterer et al. (1995)* geben für die Auswertung des menschlichen EEG 30 sec an, betonen aber dabei, daß sich bei der vergleichsweise großen Länge des gewählten Segmentes die Bedingung der Artefaktfreiheit nicht immer vollständig verwirklichen ließ. Auch die von *Johnson et al. (1994)* mit 20 sec bzw. die von *Otto et al. (1994)* mit 10 Epochen a 2 sec beim Pferd unter Narkosebedingungen angegebene Abschnittslänge war für Ableitungen am wachen, stehenden Pferd von vornherein nicht realistisch. Einheitlicher Vigilanzzustand und die visuell bestimmte Artefaktfreiheit waren dabei die begrenzenden Faktoren, um eine entsprechende Aussagekraft der Datenanalyse aus den verwendeten 4-Sekunden-Abschnitten zu erreichen. Die Einbeziehung von jeweils 3 repräsentativen Abschnitten einer EEG-Ableitung verbessert die Aussagekraft für die quantitative Auswertung.

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 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 juvenile EEG beim Menschen (*Witzel 1990*).

Der Vergleich der quantitativen Parameter zeigte deutlich die Unterschiede zwischen beiden untersuchten Gruppen. Das allgemein spannungshohe Bild bei den Fohlen erbrach-

te im Vergleich zu adulten Pferden die signifikant höheren Werte für die mittlere Amplitude. Welche Frequenzanteile diese Unterschiede bestimmen, kann aus diesen Aktivitätswerten allein nicht bestimmt werden. In den Frequenzspektren der Fohlen zeigte sich ein Vorherrschen langsamer Wellenanteile, das sich dementsprechend in den signifikant niedrigeren mittleren Frequenzwerten (Mobilität) widerspiegelt.

Abschließend kann aus dem Vergleich der Fohlen und Pferde folgende generelle Schlußfolgerung gezogen werden. Der ermittelte signifikante Unterschied im EEG der Fohlen zu den Pferden stärkt die Annahme, daß mit der genutzten nichtinvasiven und ortsungebundenen 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.

Durch die Elektroden-Halterungsmaske, die dem Stirnbereich nur aufliegt und durch flexible Gummibänder im Ganaschenbereich fixiert wird, ist die vorgestellte Methode als tierschutzgerecht einzuordnen. Die EEG-Ableitung am wachen stehenden Pferd, die eine synchrone Registrierung anderer bioelektrischer Potentialquellen voraussetzt, läßt die Anwendung für verschiedenste Einsatzgebiete zu. Vor allem durch gerätetechnische Kombinationen, die eine synchrone Videometrie erlauben, können sowohl für Studien in der Verhaltensforschung als auch für pharmakologische und klinische EEG-Untersuchungen am wachen, stehenden Pferd bessere verhaltensbezogene Auswertungen hirnelektrischer Aktivität erwartet werden.

Literatur

- Andrews, F. M. and Fenner, W. R. (1987)*: Indication and Use of Electrodiagnostic Aids in Neurologic Disease, *Vet. Clin. North Am., Equine Pract.*, 3, 293–323
- Auer, J. A., Amend, J. F., Garner, H. E., Hutcheson, D. P. and 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, 130–134
- Dallaire, A. (1986)*: Rest Behavior, *Vet. Clin. North Am. -Equine Pract.*, 2: 3, 591–607
- Dunigan, Ch. E., Oglesbee, M. J., Podell, M., Mitten, L. A. and Reed, St. M. (1995)*: Seizure Activity associated with Equine Protozoal Myeloencephalitis, *Progress in Veterinary Neurology*, 6, 50–54
- Ekström, P. M., Short, Ch. E. and Geimer, Th. R. (1993)*: Electroencephalography of Detomidine-Ketamine-Halothane and Detomidine-Ketamine-Isoflurane Anesthetized Horses During Orthopedic Surgery, *Vet. Surg.*, 22, 414–418
- Giovagnoli, G., de Feo, M. R., Frascarelli, M. and Porcielloi, F. (1996)*: The Use of EEG and ECG Ambulatory Technique in Horses: Preliminary observations, *Pferdeheilkunde*, 12, 446–449
- Hale, L. A. and Huggins, S. E. (1980)*: The Electroencephalogram of the Normal „Grade“ Pony in Sleep and Wakefulness, *Comp. Biochem. Physiol.*, 66A, 251–257
- Herrmann, W. M., Fichte, K. und 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

- Hinrichs, H.* (1995): Kommentar zum Fragenkatalog für digital/papierlos arbeitende EEG-Geräte, *Z. EEG-EMG*, 26, 42–47
- 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
- Johnson, C. B., Young, S. S. and Taylor, P. M.* (1994): Analysis of the Frequency Spectrum of the Equine Electroencephalogram during Halothane Anaesthesia, *Res. Vet. Sci.*, 56, 373–378
- Johnson, C. B. and Taylor, P.M.* (1997): Effects of Alfentanil on the Equine Electroencephalogram during Anaesthesia with Halothane in Oxygen, *Res. Vet. Sci.*, 62, 159–163
- Kubicki, St. und Höller, L.* (1980): Systematische Einteilung der EEG-Grundrhythmen und -Normvarianten, *EEG-Labor*, 2, 32–53
- Lewin, W.* (1998): Eine Methode zur nichtinvasiven EEG-Ableitung am wachen, stehenden Pferd, Dissertation, Fachbereich Veterinärmedizin, Freie Universität Berlin
- Mill, J., Lewin, W. and Preis, H.* (1996): Possibilities for the Use of Electroencephalography in Equine Veterinary Medicine, *Pferdeheilkunde*, 12, 710–711
- Miller, S. M., Short, Ch. E. and 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, 374–379
- Mysinger, P. W., Redding, R. W., Vaughan, J. T., Purohit, R. C. and Holladay, J.A.* (1985): Electroencephalographic Patterns of clinically normal, sedated, and tranquilized newborn Foals and adult Horses, *Am. J. Vet. Res.*, 46, 36–41
- Otto, K., Voigt, S., Deegen, E., Piepenbrock, S. und Sabiel, J.* (1994): Methoden der Narkosetiefenbestimmung beim Pferd – II. Elektroenzephalographie, *Pferdeheilkunde*, 10, 339–347
- Otto, K. and Short, Ch. E.* (1991a): Electroencephalographic Power Spectrum Analysis as a Monitor of Anesthetic Depth in Horses, *Am. J. Vet. Res.*, 20, 362–371
- Otto, K. and 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. and Short, C.E.* (1996): Differences in quantitated Electroencephalographic Variables during Surgical Stimulation of Horses anesthetized with Isoflurane, *Vet. Surg.*, 25, 249–225
- 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. and Redding, R. W.* (1981): Effects of Xylazine and Ketamine Hydrochloride on the Electroencephalogram and the Electrocardiogram in the Horse, *Am. J. Vet. Res.*, 42, 615–619
- Rappelsberger, P.* (1994): Die neue EEG-Technik: Remontage, *EEG-Labor*, 16, 17–26
- Scheuler, W.* (1982): Ableitprogramme in der Elektroenzephalographie / I. Allgemeiner Aufbau und grundsätzliche Eigenschaften hinsichtlich der Darstellung hirnelektrischer Aktivität, *EEG-Labor*, 4, 101–115
- Schneider, J., Moens, Y. and De Moor, A.* (1981): Elektroenzephalographische Untersuchungen an Ponies bei künstlich erzeugter Hypoxämie, *Mh. Vet. Med.*, 36, 576–581
- Short, Ch. E., Otto, K., Gilbert, M. and 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
- Skerritt, G. C.* (1984): The Use of the Electroencephalogram in Veterinary Medicine, *Vet. Annual.*, 24, 219–224
- Stromberg, M. W., Kitchell, R. L., Usenik, E. A. and Lagerwerff, J. M.* (1962): Electroencephalographic Patterns in Normal Pigs and Burros, *Am. J. Vet. Res.*, 23, 737–743
- Vogel, F.* (1986): Grundlagen u. Bedeutung genetisch bedingter Variabilität des normalen menschl. EEG, *EEG-EMG*, 17, 173–188
- Winterer, G., Postnikov, N., Ziller, M., Niestroj, E., Frick, K., Heinz, A., Marquardt, S., Lewinsky, M. and 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

Dr. Walter Lewin

AG EEG des Pferdes

Strausberger Technologie u. Innovationszentrum

Garzauer Chaussee

15344 Strausberg, Germany

Tel.: 03341/335324

Fax.: 03341/335259

Prof. Dr. Heike Tönhardt

Institut für Veterinär-Physiologie

Fachbereich Veterinärmedizin

Freie Universität Berlin

Oertzenweg 19 b

14163 Berlin, Germany

Tel.: 030/81082600

Fax.: 030/81082610