

Klinische Elektroretinographie beim Hund [Fortsetzung]

Autor(en): **Leber-Zürcher, Andrea C. / Spiess, B.M. / Wiestner, T.**

Objektyp: **Article**

Zeitschrift: **Schweizer Archiv für Tierheilkunde SAT : die Fachzeitschrift für Tierärztinnen und Tierärzte = Archives Suisses de Médecine Vétérinaire ASMV : la revue professionnelle des vétérinaires**

Band (Jahr): **133 (1991)**

Heft 7

PDF erstellt am: **11.09.2024**

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-590917>

Nutzungsbedingungen

Die ETH-Bibliothek ist Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Inhalten der Zeitschriften. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern.

Die auf der Plattform e-periodica veröffentlichten Dokumente stehen für nicht-kommerzielle Zwecke in Lehre und Forschung sowie für die private Nutzung frei zur Verfügung. Einzelne Dateien oder Ausdrucke aus diesem Angebot können zusammen mit diesen Nutzungsbedingungen und den korrekten Herkunftsbezeichnungen weitergegeben werden.

Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. Die systematische Speicherung von Teilen des elektronischen Angebots auf anderen Servern bedarf ebenfalls des schriftlichen Einverständnisses der Rechteinhaber.

Haftungsausschluss

Alle Angaben erfolgen ohne Gewähr für Vollständigkeit oder Richtigkeit. Es wird keine Haftung übernommen für Schäden durch die Verwendung von Informationen aus diesem Online-Angebot oder durch das Fehlen von Informationen. Dies gilt auch für Inhalte Dritter, die über dieses Angebot zugänglich sind.

KLINISCHE ELEKTRORETINOGRAPHIE BEIM HUND

2. TEIL

ANDREA C. LEBER-ZÜRCHER, B. M. SPIESS, TH. WIESTNER, H. P. HOGG

ZUSAMMENFASSUNG

Im zweiten Teil dieser Arbeit werden die technischen Aspekte der Elektroretinographie besprochen.

Nach einer Beschreibung der von uns entwickelten flexiblen Patientendunkelkammer wird ausführlich auf das optische Stimulationssystem eingegangen. Die verschiedenen Anforderungen an einen Photostimulator werden begründet und ihre Realisierung dargestellt. Anschließend werden die einzelnen Komponenten des Elektroretinographen, die Elektroden, die Vor- und Hauptverstärker, der elektronische Mittelwertbildner und der Analog-Digital-Wandler besprochen. Die Ausgabe der aufgezeichneten Biosignale über einen Monitor und angeschlossenen Plotter bilden den Schluss des technischen Teiles dieser Arbeit.

Ein Abschnitt ist den verschiedenen Faktoren gewidmet, welche alle einen Einfluss auf das Elektroretinogramm haben können. Dazu gehören die Pupillenweite, die Narkose, die O₂- und Glucoseversorgung des Patienten, dessen Körpertemperatur und Augendruck, sowie der Adaptationszustand und das Alter des Tieres. Ferner spielen die Intensität, Wellenlänge und Repetitionsfolge der Stimuli eine wesentliche Rolle.

SCHLÜSSELWÖRTER: Elektroretinographie – Technik – Narkose – Hund

TECHNISCHE ASPEKTE DER ELEKTRORETINOGRAPHIE

Die Aufzeichnung eines Elektroretinogrammes (ERG) erfordert einen optischen Stimulator, ein Signal-Aufzeichnungssystem und ein Ausgabesystem.

* Aus der Inaugural-Dissertation «Elektroretinographie beim Beagle, Methodik und Normalwerte» von Andrea Christine Leber-Zürcher.

CLINICAL ELECTRORETINOGRAPHY IN THE DOG. PART 2

The second part of this study deals primarily with the technical aspects of electroretinography. A custom made dark chamber for the patient is presented. The requirements for an optical stimulator are discussed in detail and the recording instrumentation – electrodes, amplifiers, averager, digitalizer – are presented. The display of the signals on a monitor and plotter concludes this technical description.

The remainder of part 2 is devoted to the many factors influencing the recording of an ERG, notably pupillary diameter, anesthesia, oxygen and glucose supply to the animal, body temperature of the patient, its intraocular pressure and level of retinal adaptation, and finally the age of the patient.

On the technical side the intensity, wavelength and frequency of stimulation play an important role.

KEY WORDS: Elektroretinography – technique – anesthesia – dog

Obschon die verschiedenen Systeme, einzeln oder als Kompaktanlage, im Handel erhältlich sind, ist ihr Einsatz in der Veterinär- und Humanophthalmologie nicht immer ohne weiteres möglich (Acland, 1979). Dies gilt in besonderem Masse für den optischen Stimulator, welcher den Anforderungen kaum genügt und für die eigenen Bedürfnisse umgebaut werden muss (Acland, 1979; Armington, 1974). Die im Handel erhältlichen Signal-Aufzeichnungssysteme sind in der Regel einfach in der Handhabung. Am leichtesten lassen sich die kommerziellen Ausgabesysteme, das heisst Speicheroszillo-

skope, Floppy-disk-Stationen, XY-Schreiber oder -Drucker, in Anlagen integrieren.

Im folgenden sollen die einzelnen Komponenten der Elektroretinographie besprochen werden.

Die Patientendunkelkammer

Um die Umgebungshelligkeit am Auge kontrollieren zu können, muss ein ERG in einem Raum mit frei regulierbarem Licht aufgezeichnet werden. Steht die Messstation in einer Dunkelkammer, kann diese Regulation über das Raumlicht erreicht werden, wobei allerdings die Untersucher die Dunkeladaptation mitmachen müssen, was die Überwachung des Probanden und der Apparaturen erschwert. Wir verwendeten eine kompakte Patientendunkelkammer, damit die Untersucher sich bei normalem Raumlicht bewegen konnten. Um Hund und Katzen unterschiedlichster Grösse darin platzieren zu können, wählten wir ein flexibles System, bestehend aus einem starren, aufklappbaren Tunnel in Verbindung mit stark lichtabsorbierenden Tüchern. Die Dunkelkammer¹ wurde aus schwarz eloxiertem Aluminium gefertigt, und die Tücher wurden mit Klettverschlüssen an beiden Enden daran befestigt. Diese konnten ebenfalls mit Klettverschlüssen lichtdicht rund um den Patienten geschlossen werden. Dieses System erlaubt ein Höchstmass an Flexibilität. Der Lichtleiter und das Schlauchsystem der Inhalationsnarkose wurden durch die Tücher in diese Dunkelkammer eingeführt (Abb. 1).

Das Stimulationssystem

Die Photorezeptoren werden von elektromagnetischen Wellen im sichtbaren Bereich von 380 bis 760 Nanometer Wellenlänge stimuliert (Armington, 1974; Moses, 1981) (Abb. 2). Der wichtigste Bestandteil eines optischen Stimulators ist die Lichtquelle, welche nach der Art, auf welche sie Licht produziert, klassiert werden kann. Am häufigsten wurden früher normale Glühbirnen verwendet, in welchen Strom einen dünnen Draht zum Glühen bringt. Sie sind billig in der Herstellung und relativ verlässlich im Betrieb. Die emittierte Energie und die Farbe des Lichtes sind stark von der Temperatur des Drahtes abhängig. Eine konstante Stromspeisung ist erforderlich. Der Glühwendel verdampft mit der Gebrauchsdauer, und es entsteht ein metallischer Niederschlag auf der Innenseite der Glasbirne, so dass diese an Transparenz und damit an Lichtintensität verliert (Armington, 1974). Im Gegensatz dazu verdampfen Halogenlampen nicht und haben ein «weisses» Licht von konstanter spektraler Verteilung.

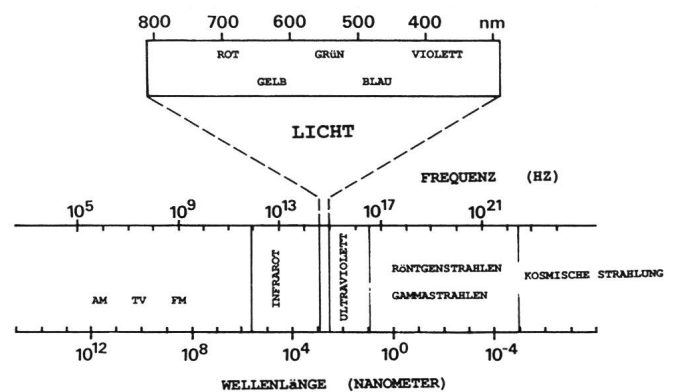
Eine zweite Art der Lichtproduktion sind die Zirconium- und Xenon-Bogenlampen, welche ein sehr intensives Licht abgeben. Das Spektrum solcher Bogenlampen favorisiert jedoch

Abb. 1: Halbschematische Darstellung der Patientendunkelkammer



die längeren Wellenlängen, ist also nicht so uniform wie das der Glühbirnen. Zudem ist ihr Betrieb nicht ganz ungefährlich, da sie mit grosser Kraftentfaltung explodieren können und auch schädliche Strahlungen auf beiden Seiten des sichtbaren Spektrums produzieren. Ungefiltert kann das Licht von Bogenlampen zu Netzhautschäden führen (Armington, 1974). Gasentladungslampen emittieren ein «weisses» Licht von annähernd konstanter spektraler Strahlungsverteilung. Die Lichtquelle ist bei diesem Lampentyp eine ionisierte Gasstrecke, z. B. Xenongas. Auch Gasentladungslampen erfordern konstante Lampenströme, um einen konstanten Lichtstrom zu emittieren (Armington, 1974).

Abb. 2: Spektrum elektromagnetischer Wellen mit dem engen Band sichtbaren Lichtes zwischen 380 und 760 nm



¹ Eigenbau der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Vet.-Med. Fakultät Zürich.

KLINISCHE ELEKTRORETINOGRAPHIE BEIM HUND

Bei der Verwendung von Glühlampen, Halogenlampen und Bogenlampen wird der Stimulus durch Verschlussblenden oder rotierende Scheiben mit definierten Öffnungen zeitlich begrenzt.

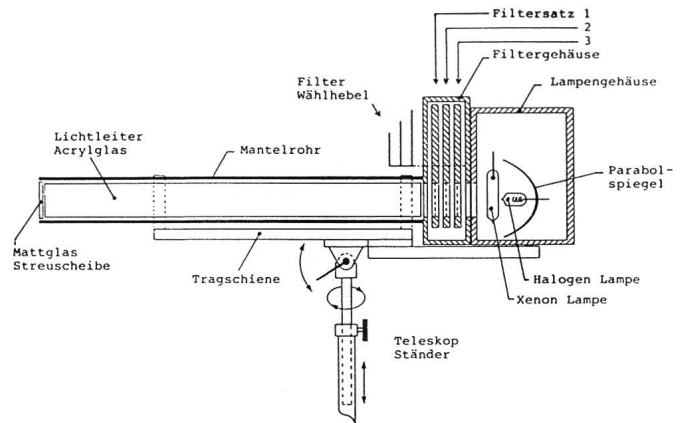
Grundsätzlich kann Licht über ein Maxwell'sches System oder durch direkte Betrachtung dem Auge angeboten werden (Armington, 1974). Beim Maxwell'schen System wird Licht über eine Reihe von bikonvexen Linsen und Blenden dem Auge so zugeführt, dass der Brennpunkt der letzten Linse in der Pupillarebene des Probanden zu liegen kommt (Westheimer, 1969). Dadurch wird der Einfluss der Pupillengrösse auf das ERG ausgeschaltet. Andererseits sind solche optische Systeme sehr aufwendig und verlangen einen völlig immobilisierten Bulbus. Bei kooperativen Probanden (Mensch) wird daher häufiger der Stimulus auf eine Leinwand projiziert oder heute oft auch über einen Bildschirm angeboten (Armington, 1974). Der Proband betrachtet dann diesen Schirm. Eine weitere Möglichkeit bietet ein modifiziertes Maxwell'sches System, wobei der Stimulus auf einen Schirm direkt vor dem Auge des Probanden projiziert wird, so dass eine sehr kontrollierte Form der direkten Betrachtung möglich wird (Armington, 1974).

Dieses letzte System kam in dieser Arbeit zur Anwendung. Um reproduzierbare und vergleichbare Resultate zu erreichen, sind konstante, reproduzierbare Beleuchtungsverhältnisse am Auge nötig. Der Stimulus muss in die bereits beschriebene Patientendunkelkammer eingeleitet werden können. Die Beleuchtungsstärke, die Dauer und die Wellenlänge des optischen Stimulus' müssen ohne Störung der Dunkeladaptation vorgenommen werden können. Die Helladaptation soll bei definierter Beleuchtungsstärke erfolgen.

Die in der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Veterinär-Medizinischen Fakultät der Universität Zürich entwickelte Lichtquelle ist in Abbildung 3 halbschematisch dargestellt (Wiestner et al., 1991).

Eine Xenon-Gasentladungslampe liefert, durch den Blitzgenerator gesteuert, genau definierte Lichtstimuli. Gebündelt durch den Parabolspiegel durchstrahlt das Licht einen Filtersatz und wird durch den als Lichtleiter verwendeten Acrylglas-Vollstab durch die Umhüllung der Patientendunkelkammer geleitet. Der Lichtleiter ist an der augenseitigen Öffnung mit einer Mattglas-Streuscheibe abgeschlossen. Die Halogenlampe im Brennpunkt des Parabolspiegels liefert auf dem gleichen Weg eine definierte «Halbbeleuchtungsstärke» von maximal 1780 Lux für eine reproduzierbare Helladaptation. Das Lampengehäuse ist aus Abschirmgründen aus Aluminium-Druckguss gefertigt und mit der Blitzgeneratorerde verbunden. Xenon-Röhren emittieren elektromagnetische Stör-

Abb. 3: Schematische Darstellung der Lichtquelle (nach Wiestner et al., 1991)



felder, die sorgfältig von den ERG-Elektroden fernzuhalten sind.

Der Filtersatz besteht aus drei von aussen und voneinander unabhängigen, verstellbaren Revolverscheiben mit je drei Positionen. Filtersatz 1 besteht aus den Farbfiltern weiss, rot (Kodak Wratten Nr. 26) und blau (Kodak Wratten Nr. 47, 47A, 47B). Die Filtersätze 2 und 3 erlauben das Einblenden von Graufiltern (Kodak Neutral Density Filter) (Abb. 3).

Der Blitzgenerator liefert eine wählbare Lampenenergie und steuert die Repetitionsfolgen und die Dauer der Stimuli. Es können einzelne Lichtstimuli, Stimulus-Trains variabler Dauer und kontinuierliche Stimulation mit unterschiedlichen Repetitionsfolgen gewählt werden.

Synchron zu den Lichtreizen liefert der Blitzgenerator ein Stimulus-Marker-Signal, das zeitgleich zum ERG auf den Computerausdruck übernommen wird. Die einzelnen Lichtblitze sind in der Beleuchtungsintensität und -dauer in einem weiten Bereich wählbar, was bei kommerziellen Geräten nicht möglich ist. Die Beleuchtungsstärke der abgegebenen Stimuli ist über die ganze Stimulusdauer annähernd konstant. Dies ist ein signifikanter Vorteil gegenüber handelsüblichen Xenon-Stimulatoren, welche nadelförmige Lichtblitze mit einem initialen Intensitätsmaximum und rasch abklingender Intensität produzieren. Blitzgenerator und Lichtquelle sind auf einem Untersuchungswagen montiert. Teleskopische Halterungen und Gelenke ermöglichen es, den Lichtleiter in die optische Achse des zu untersuchenden Auges auszurichten. Die Ausgangsintensität der Lichtquelle unter Einbezug der Filter bestimmt sich mit

$$I_{\text{aus}} = I_{\text{Lampe}} \times f_1 \times f_2 \times f_3$$

f = Filterfaktor (Durchlässigkeit) der jeweiligen Filter.

Die Grundbeleuchtungsstärken lassen sich mit dem Filtersatz maximal um den Faktor 0.002 (1:500, 2.7 log Einheiten) abschwächen. Zusammen mit den variablen Grundbeleuchtungsstärken lässt sich die Beleuchtungsstärke im Bereich von etwa 180 000 Lux bis 1 Lux variieren (>5 log Einheiten).

Die Distanz Auge-Lichtquelle ist kritisch, wenn reproduzierbare Beleuchtungsverhältnisse gefordert sind. Durch den von uns verwendeten starren Lichtleiter ist der Quellenabstand gut definiert und einfach reproduzierbar.

Das Ende des Lichtleiters wurde bis auf 1 cm an die Vorderseite der Kontaktlinselektrode herangebracht und in die optische Achse der Linse ausgerichtet.

Die Intensität der Helladaptation wurde bei 890 Lux gewählt. Während der Dunkeladaptation lag die Intensität in der Patientendunkelkammer unter der Messschwelle unseres Luxmeters von 50 Lux.

Das Signal-Aufzeichnungssystem

Ein Signal-Aufzeichnungssystem besteht grundsätzlich aus zwei Elektroden, zwischen welchen eine Potentialdifferenz abgeleitet, verstärkt und aufgezeichnet wird.

Die Elektoretinographie erfordert spezielle Elektroden. Die Pioniere der Elektoretinographie haben in Salzlösung getränkten Baumwollfäden in den Bindehautsack oder direkt auf die Kornea gelegt (Armington, 1974). Später wurde mit Elektrolytlösung gefüllte «Taucherbrillen» verwendet (Hartline, 1925). Erst 1941 wurden die ersten Kontaktlinselektroden entwickelt (Riggs, 1941), welche schon bald klinische Anwendbarkeit erlangten (Karpe, 1945). In der Folge wurde mit einer Vielzahl von verschiedenen Elektroden gearbeitet, welche alle in Kontaktlinsen eingebaut wurden (Sundmark, 1962). Auch in der Veterinärmedizin werden zur Hauptsache Kontaktlinsen mit eingelegtem Silber-, Gold- oder Platindraht gebraucht (Acland, 1988; Rubin, 1967; Witzel et al., 1976). In jüngster Zeit wurde allerdings auch wieder mit der Hilfe von atraumatischen, rostfreien Stahlschlingen ERG aufgezeichnet (Strain und Carter, 1987). Neben den mit Goldfolie beschichteten Einweglinsen² sind im Handel verschiedene mehrfach verwendbare Linsentypen erhältlich. Es gibt geschliffene (-100 Dioptrien) und ungeschliffene Linsen, solche mit schwarzem oder transparentem Rand und mit Durchmessern von 17 mm und 20 mm. Als Referenzelektrode werden in der Humanmedizin häufig die auch für EEG verwendeten Silberplatten mit Klebestreifen und mit Kontaktpaste auf der Haut fixiert. Beim Tier werden wegen der Behaarung in der Regel Alligatorklemmen oder subkutane Nadelelektroden verwendet.

Die Erdungselektrode ist von gleicher Art wie die Referenzelektrode und wird meistens subkutan am Nacken befestigt. Die Elektroden sind über isolierte, abgeschirmte Kabel mit dem Verstärker verbunden.

Wir verwendeten als Aufzeichnelektrode eine Kontaktlinse nach Henkes³ (Sundmark, 1962) mit einem Durchmesser von 17 mm bzw. 20 mm und einer Brechkraft von -100 dpt. Der geschwärtzte Rand der Kontaktschale erlaubt eine konstante Pupillengrösse von 9 mm, wenn die Pupille des Probanden maximal erweitert ist. In diese Haftschale ist eine Platindrahtschleife eingelegt. Die konkave Seite der Linse kann über einen Silikon Schlauch mit Flüssigkeit gefüllt werden. Gleichzeitig kann über diese Flüssigkeitssäule auch ein Vakuum erzeugt werden, was den Sitz der Linse verbessert.

Als Referenzelektrode verwenden wir eine feine, teflonisierte Stahlnadel mit einer blanken Spitze⁴. Wie die Korneaelektrode wird auch die Referenzelektrode über ein abgeschirmtes Kabel mit dem Verstärker verbunden.

Die Erdungselektrode besteht aus einer Injektionskanüle, welche hinter dem Occiput subkutan eingestochen und über eine Alligatorklemme ebenfalls mit dem Verstärker verbunden wird.

Das ERG-Signal wird von einem speziell rauscharmen Tastkopfverstärker⁵ und einem Hauptverstärker⁶ verstärkt. Ein nachfolgender Analog/Digital-Wandler⁷ wandelt es in binäres, computerkonformes Format.

Zu Beginn des optischen Stimulus startet ein Stimulus-Trigger den Registrierzyklus des Computers.

Das α -Z80-Messsystem⁸ rund um einen Z80-Mikroprozessor aufgebaut, speichert die Signale in einem grossen Festspeicher. Es verfügt auch über einen elektronischen Mittelwertbildner (Averaging-Funktion). Beim Ableiten von ERG muss das Nadelrauschen und andere Störungen wie EEG, 50-Hz-Brumm, EKG und EMG durch geeignete Messanordnung möglichst tiefgehalten werden. Sind repetitive Stimuli zuläs-

² ERG-Jet, Life-Tech inc., Houston, Texas

³ Henkes Typ, Medical Workshop, Groning, Holland

⁴ Typ 13L64 Ø 0.4 mm, Dantec Electronics, Skovlunde, Denmark

⁵ Eigenbau der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Vet.-Med. Fakultät Zürich

⁶ Typ V80, Dantec Electronics, Skovlunde, Denmark

⁷ Eigenbau der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Vet.-Med. Fakultät Zürich

⁸ Eigenbau der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Vet.-Med. Fakultät Zürich

sig, kann ein elektronischer Mittelwertbildner (Averager) durch ein Summations-/Divisionsverfahren das Verhältnis Nutzsignal/Störsignal (N/S) vergrößern. Das Verfahren ist nur bei Störsignalen effizient, die völlig unabhängig zur Reizfrequenz auftreten. Die Anzahl Summationen (N) verbessern das N/S um den Faktor \sqrt{N} (Heckmann, 1989; Jörg und Hielscher, 1984). Trotzdem sollte eine möglichst störungsfreie Aufzeichnung angestrebt werden (Acland, 1988). Bei repetitiven Stimuli werden die ERG-Amplituden bei der Messung am dunkeladaptierten Auge kleiner als bei Einzelreizen, weil durch die Mehrfachblitze das Dunkeladaptationsstadium der Netzhaut verändert wird. Die b-Wellen-Amplitude wird mit jedem Blitz kleiner, bis das Auge helladaptiert ist.

Der Registraturpfad weist folgende technische Daten auf:

- Verstärker Eingangsimpedanz gegen Erde : 2.5 G Ω //22pF
- Verstärker Eingangsimpedanz differentiell : 190 M Ω //30pF
- Rauschen bei 1 K Ω 0.2 Hz bis 10 kHz : 0.42 μ V
- CMRR bei 100 Hz (Verstärkereingang) : 118 dB
- Auflösung Analog/Digital-Wandler : 10 bit
- Abtastrate Digitalisierung : 2.5 kHz
- Frequenzband Plotter (digital) : 500 Hz
- Bandbreite über alles : 250 Hz (-3dB)

Das Ausgabesystem

Nach Verstärkung und gegebenenfalls Averaging kann das Signal auf verschiedene Arten sichtbar gemacht werden. Früher benutzte man analog speichernde Oszilloskope und fotografierte die Antworten von der Bildröhre. Heute werden meistens digitale Speicher-Oszilloskope verwendet. Moderne computerisierte Anlagen speichern die Signale in Festspeichern und erlauben so eine Vielfalt von Ausdrucksmöglichkeiten über Printer und Plotter oder die Speicherung auf Floppy-disk.

Unsere ERG-Signale können auf einem Monitor dargestellt und mit einem Plotter⁹ ausgedruckt werden. Die Skalen der x- (ms) und y-Achse (μ V) können den Bedürfnissen entsprechend verändert werden. Die Standardeinstellung sind auf der x-Achse 65 mm (= 100 ms) und auf der y-Achse 13 mm (= 50 μ V).

Aus Gründen der Reproduzierbarkeit ist es sowohl beim Stimulations- als auch beim Aufzeichnungssystem ausserordentlich wichtig, dass für alle Messungen immer die gleiche Anordnung, die gleichen Instrumente und die gleiche Empfindlichkeit der Verstärker benützt werden. Besondere Aufmerksamkeit ist der Frequenzbandbreite über den gesamten Aufnahme-/Registraturpfad zu schenken.

STÖREINFLÜSSE BEI DER AUFZEICHNUNG VON ERG-SIGNALEN

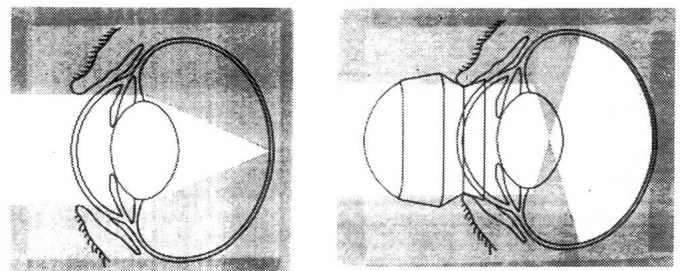
Verschiedene Faktoren können die Messung beeinflussen und sollten bei der Aufnahme, soweit beeinflussbar, minimiert oder konstant gehalten werden.

Vom Untersucher beeinflussbare Faktoren

Die Pupillenweite: In der Regel werden die Pupillen des Probanden vor der Aufzeichnung eines ERG mit einem Mydriatikum weitgestellt (Gouras, 1970). Das ERG ist die Massenantwort der ganzen belichteten Netzhaut auf einen Lichtreiz, und die Pupillenweite hat bei nicht Maxwell'scher Beleuchtung einen Einfluss auf die Ausdehnung des durch den Lichtreiz beleuchteten Teils der Retina (Heynen et al., 1985). Mit Ausnahme der fokalen ERG (Birch und Fish, 1988; Myiake et al., 1988) wird eine vollständige Beleuchtung aller lichtempfindlichen Bezirke der Retina angestrebt. Bei der Verwendung von Linsen mit schwarzem Rand und bei maximal dilatierter Pupille kann die Lichteintrittsöffnung konstant gehalten werden. In der Humanmedizin wird, um möglichst die ganze Retina gleichmässig zu erleuchten, das Auge über einen weissen, halbkugelförmigen Schirm, eine sogenannte Ulbrichtkugel, stimuliert (Weleber, 1981). Eine gleichmässige Illumination der Netzhaut kann auch durch die Verwendung einer Henkes-Kontaktlinselektrode mit einer Brechkraft von -100 dpt erreicht werden (Perlmann, 1983) (Abb. 4).

Die Kontaktflüssigkeit zwischen Kontaktlinselektrode und Hornhaut: Dazu sind nur Flüssigkeiten mit freien Ionen geeignet, welche elektrisch leiten. Es kommen Tränenersatzpräparate (Weleber, 1981), physiologische Kochsalzlösung (Buist und Heywood, 1982) oder ein Gemisch aus Methylcellulose und physiologischer Kochsalzlösung (Acland, 1988) in Frage.

Abb. 4: Schematische Darstellung der Lichtausbreitung im Auge durch eine Henkes-Kontaktlinselektrode von 0 dpt (1) und von -100 dpt (2)



⁹ Typ V80, Versatec, Santa Clara, California

Die Narkose: Jede Bewegung des Tieres, insbesondere des Kopfes, kann die Beleuchtungsverhältnisse als Folge des Lichtstimulus am Auge verändern. Werden Muskelaktionspotentiale im Bereich der Kornea (M. orbicularis oculi) oder der Referenzelektrode (M. temporalis) generiert, werden die ERG-Signale durch Elektromyogramme (EMG) überlagert.

Aus diesem Grund und um dem Tier unerwünschten Stress durch Zwangsmassnahmen zu ersparen, ist eine Narkose für genauere Messungen unumgänglich. Alle heute gebräuchlichen Narkosemittel beeinflussen die Elektroretinogramme (Acland et al., 1981; Barany und Halldan, 1947; Danis, 1956; Honda und Nagata, 1972; Honda, 1977; Inatomi et al., 1978; Knave und Persson, 1974; Kommonen und Raitta, 1987; Loew, 1984; v. Norren und Padmos, 1975, 1977a, b; Perdriol et al., 1966; Raitta et al., 1979; Trimarchi, 1968; Wohlzogen, 1956; Yagi et al., 1989; Yonemura et al., 1966). Die Narkose hat daher immer mit denselben Mitteln, Dosierungen und Applikationsarten zu erfolgen, um diese bekannten Einflüsse konstant zu halten. Auch Halothan beeinflusst das Elektroretinogramm, die Veränderung der Amplitude der b-Welle ist aber gering und kann konstant gehalten werden (Acland et al., 1981).

Die Lagerung des Tieres: In Narkose wird das Tier immer in der gleichen Stellung, nämlich in Brustlage, gelagert. Bei Druck auf die Jugularvenen oder bei starkem Druck auf den Brustkorb verändert sich der Augendruck, was eine Reduktion der b-Wellen-Amplitude verursacht (Bornschein und Zwiauer, 1952; Fujino und Hamasaki, 1967; Howard und Sawyer, 1975). Beim Kaninchen konnte mit Druckwerten um 90 mm Hg ein komplettes Erlöschen des ERG beobachtet werden (Bornschein und Zwiauer, 1952). Eine wichtige Rolle spielt der Perfusionsdruck des Auges, d. h. die Differenz zwischen Blutdruck und Augendruck. Sobald der Augeninnendruck weniger als 30 mm Hg unter dem mittleren femoralen Arterienblutdruck liegt, kommt es zu einer Verkleinerung der Amplituden (Gerstle et al., 1973; Siliprandi et al., 1988). Denselben Effekt beobachtet man auch bei einer Erniedrigung des Blutdruckes unter einen kritischen Wert von 55 mm Hg (Demant et al., 1982).

Die retrobulbäre Injektion: Am narkotisierten Tier rotieren die Augen beim Hund nach ventral. Um die optische Achse des Bulbus auf die Lichtquelle auszurichten, kann er mit Zügelnähten oder Klemmen richtig positioniert oder mit Hilfe einer retrobulbären Injektion zurückrotiert werden. In der veterinärmedizinischen Literatur sind drei Methoden beschrieben (Barth, 1948; Gelatt, 1974; Magrane, 1977). Eine vergleichende Studie der drei Methoden empfiehlt für Lokal-

anästhesien die Injektion von 2–8 ml einer Lösung (Munger und Ackermann, 1978).

Wir injizieren dorsal des Arcus zygomaticus und unmittelbar kaudal des Lig. orbitale in Richtung des medialen Canthus des gegenüberliegenden Auges (Gelatt, 1974).

Die Sauerstoffversorgung des Tieres: Der Oxygenierung des Probanden während der Narkose muss grosse Aufmerksamkeit geschenkt werden. Hypoxie beeinflusst die b-Welle, wobei der skotopische Teil der Netzhaut, das Stäbchensystem, empfindlicher auf Sauerstoffunterversorgung reagiert als der photopische Teil, das Zäpfchensystem (Fujino und Hamasaki, 1967; Howard und Sawyer, 1975; Horsten und Winkelmann, 1957; Niemeyer et al., 1982).

Der Glukosespiegel im Blut: Die Energie für verschiedene Funktionen der Retina wird durch anaerobe Glykolyse bereitgestellt (Noell, 1951). Dies ist wohl auch der Grund dafür, dass trotz Hypoxie gewisse Komponenten des ERG über längere Zeit erhalten bleiben. Eine Hypoglykämie erzeugt beim Kaninchen die Verkleinerung der b-Wellenamplitude (Papst und Heck, 1957). Kombiniert mit einer Druckerhöhung im Auge wurde die Erholungszeit der b-Welle verdoppelt, während die anderen Komponenten des ERG nicht beeinflusst wurden.

Die Umgebungshelligkeit: Um die Funktion beider Photorezeptorsysteme getrennt zu untersuchen, müssen sie getrennt stimuliert werden. Zu Beginn der eigentlichen Messung lässt man das Auge helladaptieren. Bei vollständiger Helladaptation reagieren nur noch die Zäpfchen auf einen Weisslichtblitz. Die Intensität der Umgebungshelligkeit hat einen grossen Einfluss auf die ERG-Messung (Acland, 1988). Sowohl die Dunkel- wie auch die Helladaptation sollen daher unter standardisierten Bedingungen durchgeführt werden. Die Stäbchenantworten werden umso stärker, je länger die Dunkeladaptation dauert. Um den Adaptationsvorgang verfolgen zu können, wird die Netzhaut in regelmässigen Abständen mit schwachem Rotlicht stimuliert.

Die Dunkeladaptation: Der Übergang der Netzhaut vom hell- zum dunkeladaptierten Zustand führt zu einer Empfindlichkeitserhöhung um einen Faktor von ca. 100 000 (Cohen, 1981). Das Auflösungsvermögen des Auges ist maximal im photopischen Zustand, während die Empfindlichkeit im skotopischen Zustand maximal ist. Diese maximale Empfindlichkeit wird nach 30–40 Min. erreicht, je nach Lichtintensität der Umgebung vor der Dunkeladaptation. Je heller das Licht vor dem Beginn der Dunkeladaptation war, umso länger dauert es, bis die maximale Sensitivität erreicht wird.

Die Blitzintensität und Wellenlänge: Wird ein ERG-Gerät neu eingerichtet, muss zuerst ein Basisstimulus definiert werden

KLINISCHE ELEKTRORETINOGRAPHIE BEIM HUND

(Acland, 1988). Als Basisstimulus wird ein einzelner weisser Blitz in ein vollständig dunkeladaptiertes Auge bezeichnet, der folgende Bedingungen erfüllen soll:

- Er soll reproduzierbar sein, d.h. er muss um den Faktor 10 (1.0 log Einheit) unter dem Leistungsmaximum der Anlage liegen, um Variationen des Lichtstroms mit der Gebrauchsdauer der Lichtquelle korrigieren zu können.
- Er soll eine mindestens 10^4 mal höhere Intensität haben als die absolute Dunkeladaptationsschwelle (DAS; die schwächste Intensität, bei der noch eine erkennbare Antwort erfolgt).
- Er soll unter der Sättigungsgrenze der ERG-Antwort liegen. Wenn der Stimulus zu stark wird, steigen die Amplituden nicht mehr proportional zur Beleuchtungsstärke an, sondern bleiben gleich gross. Die Empfindlichkeit der Messung nimmt ab.
- Er soll bei einem gesunden ausgewachsenen Hund b-Wellenamplituden von 200–300 mV hervorrufen.

Von diesem Basisstimulus werden alle anderen Stimuli abgeleitet. Die Antwort auf einen Weisslichtblitz mittlerer Intensität ist eine kombinierte Stäbchen- und Zäpfchenreaktion. Bei hohen Stimulusintensitäten reagieren vor allem die Zäpfchen, bei tiefen Intensitäten dominieren die Stäbchenantworten jene der Zäpfchen.

Durch den Einsatz von Farbfiltern können selektiv die einzelnen Photorezeptorsysteme angesprochen werden (Armington, 1974). Die Stäbchen des Hundes haben ein Absorptionsmaximum bei 506 nm (Blaulicht), die Zäpfchen hingegen bei 550 nm (Rotlicht) (Acland, 1988).

Eine Stäbchenisolation kann mit Dunkeladaptation, schwacher Intensität und kurzen Wellenlängen, eine Zäpfchenisolation mit Helladaptation, starken Stimuli und langen Wellenlängen erreicht werden.

Auf diesen Erkenntnissen basieren die skotopisch balancierten Stimuli (Armington, 1974). Dabei werden ein Stimulus mit grosser Wellenlänge und einer mit kleiner Wellenlänge so gewählt, dass bei einem normalen, dunkeladaptierten Auge b-Wellen mit gleichen Amplituden erfolgen. Dies wird mit Kodak Wratten Filter Nr. 26 (rot) und Nr. 47, 47A und 47B (blau) erreicht.

Die Blitzfrequenz: Eine andere Möglichkeit der Trennung von skotopischer und photopischer Funktion ist die Stimulation mit Flickertrains (Dodt und Enroth, 1953; Goodman und Iser, 1956; Iser und Goodman, 1956). Dabei wird das vollständig dunkeladaptierte Auge mit Lichtblitzen verschiedener Intensität und verschiedener Frequenz gereizt. Bei hoher Frequenz fallen die Lichtreize in die Refraktärzeit der Photorezeptoren (Arden et al., 1960). Die Stäbchenantworten fusionieren bei

tiefen Frequenzen als die Zäpfchen, je nach Intensität spricht man eher die Stäbchen oder eher die Zäpfchen an. Die Flicker-Fusions-Frequenz bei verschiedenen Intensitäten zeigt bei normalen Individuen eine typische zweischenklige Kurve (Acland, 1988; Aguirre und Rubin, 1977; Dowling, 1967).

Der Einfluss der Geräteeigenschaften: Die ERG-Signale sind klein (10 bis 300 μ V) und von Rauschen überlagert. Das Rauschen hat seinen Ursprung in Material, Form und Grösse der Ableitelektroden (quantifiziert durch die Elektrodenimpedanz) und den Verstärkerschaltungen. Es nimmt mit der Wurzel aus der verwendeten Frequenzbandbreite zu. Es lässt sich nur durch die Wahl rauscharmer Verstärker und durch die Begrenzung des Frequenzbandes nach oben reduzieren (Heckmann, 1989). Gute bipolare Verstärker liefern bei Elektrodenimpedanzen von 2 k Ω und einer Frequenzbandgrenze von 300 Hz, wie für ERG erforderlich, etwa 0,7 μ V (Spitze-Spitze) Rauschen. Dies ist 1/15 eines 10- μ V-Nutzsignals (Heckmann, 1989).

Die relevanten Komponenten des ERG dürfen durch die Begrenzung des Frequenzbandes nicht verfälscht werden. Die Anordnung der Elektroden ist geeignet, gleichzeitig neben dem gewünschten ERG-Signal auch unerwünschte körpereigene Störquellen wie EEG, EKG, EMG abzuleiten. Dasselbe gilt für elektronische Umweltsignale. Häufig sind 50 Hz Netzstörungen (Brumm), Computer- und Steuersignale von Maschinen und Apparaten. Diese Umweltsignale sind möglichst zu eliminieren durch Entfernen der Störquellen, durch das Verwenden von abgeschirmten Netz- und Elektrodenkabel, das Vermeiden von Erd- und Induktionsschleifen in den Ableitekabeln (Linsenelektrode-Körper-Referenzelektrode). Eventuell sind bauliche Massnahmen zur Abschirmung erforderlich (Faraday-Käfig) oder andere Untersuchungsräume zu wählen. Körpereigene Störquellen sind in Kauf zu nehmen, ihr Einfluss ist durch gute Wahl der Referenzelektrodenlage meist beherrschbar. Wesentlich zur Verminderung der erwähnten Störsignale tragen die Verstärkereigenschaften bei. Gefordert ist ein hohes Gleichaktunterdrückungsverhältnis (CMRR) von 80–100 dB. Dabei ist zu beachten, dass der Quotient aus Eingangsimpedanz des Verstärkers gegen Erde und Elektrodenimpedanzdifferenz das maximal realisierbare CMRR bestimmt. Die Eingangsimpedanz gegen Erde sollte mindestens 1–10 MW betragen. Die Elektrodenimpedanz einer Kontaktlinsenelektrode mit einem Durchmesser von 12 mm beträgt 150 Ω /20 μ F. Die Impedanz der Referenzelektroden mit einem Durchmesser von 0.4 mm (Stahl oder Platin) beträgt 12 k Ω /1 μ F. Für ein CMRR von 60 dB (1000) ist somit eine Verstärkerimpedanz gegen Erde von 1–10 M Ω

erforderlich. Sind repetitive Stimuli zulässig, ist Averaging geeignet, solche Störungen weiter zu reduzieren (Heckmann, 1989).

Das ERG-Signal enthält Frequenzkomponenten bis ca. 500 Hz (Heynen et al., 1985). Frequenzanteile über 200 Hz haben nur noch 1/1000 der Leistung der Hauptkomponenten, welche im Bereich von 0.1–10 Hz liegen. Die Oscillatory Potentials haben ihre Hauptkomponenten im Bereich 110 bis 170 Hz (Young et al., 1989) und eine maximale Leistung bei 130 Hz von 1/100 der Hauptkomponente.

Um alle diese relevanten Frequenzkomponenten registrieren zu können, ist eine Übertragungsbandbreite von 1 Hz bis 200 Hz (–3 dB) unbedingt erforderlich. Diese Bandbreite ist über den ganzen Aufzeichnungsweg von der Elektrode bis zum Schreibsystem sicherzustellen. Langsame Linienschreiber wie zum Beispiel EEG-Schreibsysteme mit oberen Bandgrenzen von 70–100 Hz erfüllen diese Bedingung nicht. Oscillatory Potentials lassen sich damit nicht registrieren. Digitale Speicherung und Registrierung kann die Frequenzbandbreite limitieren. Die Abtastfrequenz zur Analog-/Digital-Wandlung bzw. Registrierung muss das 5- bis 10fache der oberen Signalbandgrenze sein, um die Signalverzerrungen kleiner als einige % zu halten (Heckmann, 1989).

Vom Untersucher nicht beeinflussbare, aber messbare Faktoren

Die Körpertemperatur des Tieres: Höhere Temperaturen führen zu einer Vergrößerung der ERG-Amplituden am lebenden Tier wie auch an der isolierten Netzhaut in vitro (Ohale und Goshal, 1982; Winkler, 1972). Zur Vermeidung einer Hypothermie sollen die Probanden während der Narkose auf ein Wärmekissen gelegt werden.

Das Alter des Tieres: In der ersten Lebenswoche können beim Hund keine ERG abgeleitet werden (Gum et al., 1984; Kirk und Boyer, 1973). Erst von der zweiten Lebenswoche an können ERG gemessen werden, die sich bis zur achten Woche zum adulten ERG entwickeln. Bei neugeborenen Kaninchen entsteht zuerst die a-Welle, während die b-Welle und die oszillierenden Potentiale erst ab der zweiten Lebenswoche sichtbar werden (Gorfinkel et al., 1988). Zur normalen Entwicklung der Netzhaut und der zentralen Sehbahnen sind bei der Katze eine geöffnete Lidspalte und physiologische Lichtverhältnisse notwendig (Cornwell, 1974).

Beim Hund steigt die b-Wellenamplitude bis zur 52. Lebenswoche an, danach wird sie kontinuierlich kleiner (Acland, 1988). Auch beim menschlichen Auge nimmt die b-Amplitude mit dem Alter ab (Weleber, 1981). Andere Autoren stellten allerdings eine Zunahme der b-Wellenam-

plitude und der Gipfelzeit fest, während die a-Wellenamplitude mit dem Alter linear abnahm (Sannita et al., 1989). Diese Reduktion der ERG-Amplituden beruht vermutlich auf einer Abnahme der Zahl der Photorezeptoren und der Pigmentepithelzellen (Dorey et al., 1989). Da sich das ERG mit zunehmendem Alter verändert, müssen bei der Erarbeitung von Normalwerten verschiedene Altersgruppen berücksichtigt werden.

Die Tierart: Elektoretinogramme wurden bei Hunden (Aguirre, 1973), Katzen (Narfström et al., 1988), Rindern (Strain et al., 1986), Schafen (Ohale und Goshal, 1982), Pferden (Witzel et al., 1976), Kaninchen (Bornschein und Zwiauer, 1952), Ratten (Schäppi et al., 1988), Affen (Buist und Heywood, 1982), Vögeln (Odgen, 1966), Fröschen (Newman, 1979), Fischen (Armington und Adolph, 1984; Asano, 1977), Schildkröten (Armington, 1954), Krebsen (Dewar, 1977) und Lurchen (Wachtmeister und Dowling, 1978) abgeleitet. Vergleiche zwischen den Amplituden und Gipfelzeiten der ERG verschiedener Tierarten wurden nicht angestellt. Es konnten jedoch unterschiedliche Normalwerte bei verschiedenen Hunderassen erhoben werden (Acland, 1988).

L'électrorétinographie clinique chez le chien. 2ième Partie

La deuxième partie de ce travail traite des aspects techniques de l'électrorétinographie.

Après une description de la chambre noire flexible que nous avons développée, le système de stimulation optique est analysé en détail. Les exigences posées à un photostimulateur sont justifiées, et leur réalisation est décrite. Enfin, les composantes de l'électrorétinographe (Electrodes, amplificateurs, convertisseur digital-analogique, etc.) sont examinées. Le système de visualisation des biosignaux par un écran et un plotter conclut la partie technique de ce travail.

Un paragraphe est consacré aux différents facteurs susceptibles d'influencer l'électrorétinogramme. En font partie la dilatation de la pupille, la narcose, l'apport en O₂ et en glucose, la température corporelle et la pression intraoculaire, de même que l'adaptation et l'âge du patient. Enfin, l'intensité, la longueur d'onde et le rythme des stimuli jouent un rôle essentiel.

L'elettroretinografia clinica nel cane. Parte 2

Nella seconda parte di questo lavoro vengono discussi gli aspetti tecnici dell'elettroretinografia.

Dopo la descrizione della camera oscura flessibile per i pazienti, da noi elaborata, viene trattato nei particolari il sistema ottico di stimolazione. I diversi requisiti per un fotostimula-

KLINISCHE ELEKTRORETINOGRAPHIE BEIM HUND

tore vengono guistificati, e la loro realizzazione illustrata. In seguito vengono discusse le singole componenti dell'elettroretinografo, gli elettrodi, il preamplificatore e l'amplificatore principale, il calcolatore elettronico del valore medio e il trasformatore analogico-digitale. L'emissione dei segnali biologici attraverso uno schermo, e disegnati con un disegnatore meccanico (Plotter) concludono la parte tecnica di questo lavoro.

Un capitolo è dedicato ai diversi fattori che possono avere un influsso sul retinogramma. Questi fattori comprendono il diametro della pupilla, la narcosi, l'approvvigionamento di ossigeno e glucosio del paziente, la temperatura corporea, la pressione oculare come anche lo stato di adattamento del paziente. Ricoprono pure un ruolo importante l'intensità, la lunghezza d'onda e il numero di stimoli ripetuti.

Adresse: Dr. B. M. Spiess
Veterinär-Chirurgische Klinik
Winterthurerstrasse 260
CH-8057 Zürich

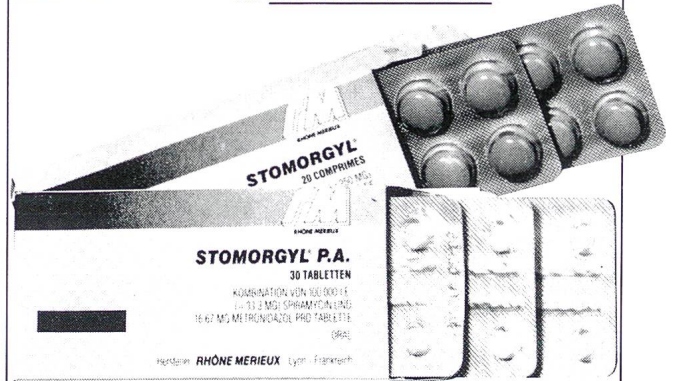
Manuskripteingang: 22. Januar 1991

Ein gesamtes Literaturverzeichnis erscheint am Schluss des dritten Teiles dieser Arbeit.

1

bei Hund und Katze

gegen Mundhöhlen-Infektion
die unbestrittene Referenz!



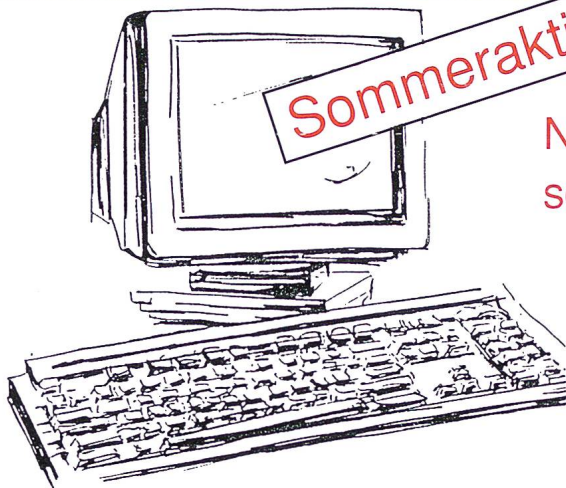
... denn, damit bringen Sie
"üblen Mundgeruch"
innert 1-3 Tagen zum Verschwinden.

STOMORGYL®
STOMORGYL® P.A.
(das Original-Präparat)

biokema 

CH-1023 Crissier-Lausanne
Telefon ☎ 021/634 28 45

Pameda



Sommeraktion

Noch nie war die Umstellung auf EDV
so einfach und so günstig!

Praxis-vet –
das meistverbreitete
Tierärzteprogramm

PRAXIS-vet

Die umfassende, modular aufgebaute **EDV-Lösung**
für Gross- und Kleintierpraxen sowie Tierkliniken

- keine EDV-Kenntnisse erforderlich
- Einfache Leistungserfassung
- Präzise Verwaltung aller Daten
und rascher Zugriff zu Informationen
- Mehrplatzfähig
- Ueberzeugend in Preis und Leistung

Lassen Sie sich unverbindlich über die Möglichkeiten
des neuen Systems informieren

Computerprogramme und
Anlagen mit Vollgarantie,
24-Std.-Hot-Line,
Schnell-Service und
Beratung.

PAMEDA AG BASEL
TIERÄRZTEBEDARF
Grabenackerstrasse 11
Postfach
CH-4142 Münchenstein
Telefon (061) 46 09 97

Ich wünsche weitere Informationen

Name/Vorname _____

Strasse _____

PLZ/Ort _____

Telefon _____