

<b>Zeitschrift:</b>	Schweizer Archiv für Tierheilkunde SAT : die Fachzeitschrift für Tierärztinnen und Tierärzte = Archives Suisses de Médecine Vétérinaire ASMV : la revue professionnelle des vétérinaires
<b>Herausgeber:</b>	Gesellschaft Schweizer Tierärztinnen und Tierärzte
<b>Band:</b>	134 (1992)
<b>Heft:</b>	9
<b>Artikel:</b>	Oszillierende Potentiale auf der B-Welle des ERG beim Hund
<b>Autor:</b>	Spiess, B.M. / Leber-Zürcher, Andrea C.
<b>DOI:</b>	<a href="https://doi.org/10.5169/seals-591623">https://doi.org/10.5169/seals-591623</a>

### **Nutzungsbedingungen**

Die ETH-Bibliothek ist die Anbieterin der digitalisierten Zeitschriften auf E-Periodica. Sie besitzt keine Urheberrechte an den Zeitschriften und ist nicht verantwortlich für deren Inhalte. Die Rechte liegen in der Regel bei den Herausgebern beziehungsweise den externen Rechteinhabern. Das Veröffentlichen von Bildern in Print- und Online-Publikationen sowie auf Social Media-Kanälen oder Webseiten ist nur mit vorheriger Genehmigung der Rechteinhaber erlaubt. [Mehr erfahren](#)

### **Conditions d'utilisation**

L'ETH Library est le fournisseur des revues numérisées. Elle ne détient aucun droit d'auteur sur les revues et n'est pas responsable de leur contenu. En règle générale, les droits sont détenus par les éditeurs ou les détenteurs de droits externes. La reproduction d'images dans des publications imprimées ou en ligne ainsi que sur des canaux de médias sociaux ou des sites web n'est autorisée qu'avec l'accord préalable des détenteurs des droits. [En savoir plus](#)

### **Terms of use**

The ETH Library is the provider of the digitised journals. It does not own any copyrights to the journals and is not responsible for their content. The rights usually lie with the publishers or the external rights holders. Publishing images in print and online publications, as well as on social media channels or websites, is only permitted with the prior consent of the rights holders. [Find out more](#)

**Download PDF:** 07.02.2026

**ETH-Bibliothek Zürich, E-Periodica, <https://www.e-periodica.ch>**

# OSZILLIERENDE POTENTIALE AUF DER B-WELLE DES ERG BEIM HUND

B. M. SPIESS und ANDREA C. LEBER-ZÜRCHER

## ZUSAMMENFASSUNG

Die oszillierenden Potentiale (OP) auf der b-Welle des caninen ERG werden charakterisiert. Es werden Normalwerte für den OP-Index, die Gipfelzeiten und Zwischengipfelzeiten der einzelnen OP vorgestellt. Der OP-Index nimmt während der Dunkeladaptation ebenso zu wie bei steigender Intensität von Weisslichtstimuli. Obschon die skotopischen Rot- und Blaulichtstimuli für die maximale b-Amplitude balanciert sind, ist der Index für Rotlicht deutlich höher als für Blaulicht.

Die Gipfelzeiten aller OP werden bei steigender Stimulusintensität kürzer. Skotopisch balancierte Rotstimuli erzeugen OP mit deutlich kürzeren Gipfelzeiten als die Blaulichtstimuli.

Die Zwischengipfelzeiten sind während der Dunkeladaptation konstant aber nicht rhythmisch. OP mit längeren Gipfelzeiten haben kürzere Zwischengipfelzeiten. Im Gegensatz dazu sind die OP bei skotopisch balancierter Stimulation rhythmisch, die Zwischengipfelzeiten für Blaulicht jedoch kürzer als für Rotlicht.

Bei steigender Blitzintensität haben die Zwischengipfelzeiten die Tendenz kürzer zu werden.

Unsere Untersuchungen zeigen, dass die OP von den Photorezeptoren zwar beeinflusst, aber kaum generiert werden. Untersuchungen eines Hundes mit Optikushypoplasie zeigten, dass die Ganglienzellen an der Elektrobiogenese der OP nicht beteiligt sind.

Der prognostische Wert der OP bei der Frühdiagnose von Heredodegenerationen der Netzhaut beim Hund wird diskutiert.

**SCHLÜSSELWÖRTER:** Elektroretinographie – Oszillierende Potentiale – Normalwerte – Hund

## EINLEITUNG

Die Potentialänderungen der Retina in der Folge von Lichtstimulation wurde von Holmgren 1865 entdeckt (Armington, 1974). Später wurden dann die klassischen ERG-Wellen, eine

## OSCILLATORY POTENTIALS ON THE B-WAVE OF THE CANINE ERG

The oscillatory potentials (OP) on the b-wave of the canine ERG are characterized. Normal values for an OP-index, implicit times and periodicity are given. The OP-index increases during dark adaptation as well as with increasing stimulus intensities for white light flashes. Scotopic blue and red stimuli, although balanced for the maximum b-wave amplitude, surprisingly result in higher OP-indices for red flashes.

Implicit times decrease for all OP with increasing stimulus intensities. Scotopic balanced red light results in OP with markedly reduced implicit times compared to blue light stimulation.

The intervals between two OPs remain constant during dark adaptation, however, intervals between OPs with longer implicit times tend to be shorter. In contrast, the b-waves for scotopic balanced stimuli show rhythmic oscillations with constant intervals between them, the intervals being shorter for blue light than for red light. The intervals between OPs tend to become shorter with increasing stimulus intensities. This investigation indicates that OPs are influenced but not generated by photoreceptors. The examination of a dog with optic nerve hypoplasia indicates that the ganglion cells do not contribute to the biogenesis of OPs. The prognostic value of OPs in the early diagnosis for hereditary retinal degenerations in the dog is discussed.

**KEYWORDS:** electroretinography – oscillatory potentials – normal values – dog

erste negative a-Welle, die folgende positive b-Welle und die erst später folgende positive c-Welle beschrieben (Dewar und McKendrick, 1876; Einthoven und Jolly, 1908; Gotch, 1903; Granit, 1933; Karpe, 1945; Kühne und Steiner, 1881).

Bereits relativ früh wurden auf dem aufsteigenden Ast der b-Welle zusätzliche Oszillationen beobachtet (*Algvere* und *Wachtmeister*, 1972; *Cobb* und *Morton*, 1955; *Granit* und *Munsterhjelm*, 1937; *Heck* und *Rendahl*, 1957; *Rendahl*, 1958). Sie werden heute üblicherweise als «oscillatory potentials» bezeichnet (*Yonemura* et al., 1963a, b).

Mit den damaligen technischen Möglichkeiten konnte während der Dunkeladaptation eine «doppelte» b-Welle, die sogenannte x-Welle, beobachtet werden (*Motakawa* und *Mita*, 1942). Es wurde postuliert, dass sich das ERG aus einer photopischen und einer skotopischen Komponente zusammensetze (*Armington* et al., 1952). Zusätzlich zur doppelten b-Welle wurde später auch eine doppelte a-Welle beschrieben (*Brunette*, 1972) und die Kurvenpunkte a1, a2 und b1, b2 benannt (*Armington* et al., 1952).

Bei geeigneter Messanordnung können mit helleren Stimuli bei verschiedenen Tieren rhythmische Wellenbewegungen, sogenannte «oscillatory potentials», im aufsteigenden Ast der b-Welle beobachtet werden (*Yonemura* et al., 1963a).

Im menschlichen ERG wurden die oszillierenden Potentiale (OP) erstmals 1955 systematisch untersucht und beschrieben (*Cobb* und *Morton*, 1955). In der Folge wurde in einer Vielzahl von Arbeiten über ihren Ursprung spekuliert, ohne dass bis heute eine endgültige Antwort gefunden worden wäre (*Algvere*, 1968; *Brown* und *Murakami*, 1964; *Coupland*, 1987a; *DeMolletta* et al., 1968; *Denden*, 1978; *Fulton* et al., 1987; *Heynen* et al., 1985; *King-Smith* et al., 1986; *Kothe* et al., 1989; *Lachapelle* 1985a, b; *Miyake* et al., 1988; *Odgen*, 1973; *Parker*, 1973; *Peachy* et al., 1987; *Sannita* et al., 1988; *Stagnos* et al., 1969; *Tsuchida* et al., 1973; *Van der Torren* et al., 1988; *Wachtmeister* und *Dowling*, 1978; *Wachtmeister*, 1987; *Yonemura* et al., 1963a).

Immerhin haben neuere Untersuchungen Hinweise auf den diagnostischen Wert dieser OP gebracht. So wird heute angenommen, dass sie von der Integrität der retinalen Gefäßversorgung abhängen und zum Beispiel bei früher diabetischer Retinopathie sowie beim Glaukom als erste verändert sind (*Coupland*, 1987b; *Gur* et al., 1987; *Marmor* et al., 1988; *Speros* und *Price*, 1981; *Van der Torren* und *Van Lith*, 1989; *Yonemura* et al., 1963b; *Young* et al., 1989). Aus diesem Grund sind sie auch ein gutes diagnostisches und prognostisches Kriterium bei der Beurteilung der prä-proliferativen diabetischen Retinopathie beim Menschen (*Bresnik* und *Palta*, 1987a, b; *Coupland*, 1987b; *Moschos* et al., 1987; *Speros* und *Price*, 1981; *Van der Torren* und *Van Lith*, 1989). Daneben wurde aber auch die Veränderung der OP bei einer Vielzahl anderer Retinopathien untersucht (*Algvere*, 1968; *Fulton* et al., 1987; *Gur* et al., 1987; *Marmor* et al., 1988; *Pearlman* und *Burian*, 1964; *Speros* und *Price*, 1981; *Young* et al., 1989).

Oszillierende Potentiale wurden schon beim Hund und anderen Tieren aufgezeichnet, ohne dass man sie jedoch genauer untersucht hätte (*Aguirre* und *Rubin*, 1971a, b, 1972; *Armington*, 1954; *Armington* und *Adolph*, 1984; *Asano*, 1977; *Gorfinkel* et al., 1988; *Heynen* et al., 1985; *Kommonen*, 1988; *Millichamp* et al., 1988; *Odgen*, 1966; *Ohale* und *Goshal*, 1982; *Rubin*, 1967; *Sato* et al., 1982; *Schäppi* et al., 1988; *Wachtmeister* und *Dowling*, 1978; *Winkler*, 1972a; *Yanagida* et al., 1988; *Yonemura* et al., 1963a). Noch vor kurzer Zeit wurde das canine ERG als aus 4 Wellen bestehend beschrieben, einer schnellen negativen a-Welle, einer langsameren positiven b-Welle, gefolgt von einer «Afternegativity» und einer sehr langsamen c-Welle (*Acland*, 1988). Bei dieser Darstellung waren OP nicht regelmässig sichtbar.

Erst in jüngster Zeit wurden Untersuchungen über oszillierende Potentiale beim Hund veröffentlicht (*Sims*, 1990; *Sims* und *Brooks*, 1990).

Die Aufzeichnung von OP ist nur unter bestimmten Voraussetzungen möglich. Die Frequenzbandweite ist dabei von grösster Wichtigkeit. Während die typischen a- und b-Wellen des ERGs Frequenzen von 0–25 Hz (*Gur* und *Zeevi*, 1980) bzw. 25–30 Hz (*Lachapelle*, 1985b) zeigen, haben humane oszillierende Potentiale eine Frequenz von 100–160 Hz abhängig vom Adaptationszustand der Retina (*Celesia*, 1988). Im helladaptierten Zustand haben sie eine Frequenz von 100–130 Hz (*Celesia*, 1988; *Gur* und *Zeevi*, 1980), während sie nach vollständiger Dunkeladaptation eine Frequenz von 150–160 Hz haben (*Celesia*, 1988; *Denden*, 1978; *Gur* und *Zeevi*, 1980).

Um OP selektiv aufzuzeichnen, muss die untere Frequenzbandgrenze bei 30 bis 160 Hz liegen (*Celesia*, 1988; *Fulton* et al., 1987; *Gorfinkel* et al., 1988; *Heynen* et al., 1985; *Kothe* et al., 1989; *Lachapelle*, 1985b; *Miyake* et al., 1988; *Peachy* et al., 1987; *Sannita* et al., 1988). Die obere Frequenzbandgrenze wird mit 250 bis 1000 Hz angegeben (*Celesia*, 1988; *Coupland*, 1987a; *Fulton* et al., 1987; *Gorfinkel* et al., 1988; *Heynen* et al., 1985; *Kothe* et al., 1989; *Lachapelle*, 1985b; *Miyake* et al., 1988; *Peachy* et al., 1987; *Sannita* et al., 1988). Sollen gleichzeitig normale ERG mit OP aufgezeichnet werden, werden Frequenzbandgrenzen von 0.1 und 1000 Hz (*Ogden*, 1973), 0.2 und 500 Hz (*King-Smith* et al., 1986), 1 und 300 Hz (*Lachapelle*, 1985b), 0.3 und 1000 Hz (*Narfström* et al., 1988), 1 und 1000 Hz (*Gorfinkel* et al., 1988; *Lachapelle*, 1985a; *Peachy* et al., 1987) oder 0.1 und 3000 Hz empfohlen (*Gur* et al., 1987).

Liegt die obere Frequenzbandgrenze bei 50 Hz (Heynen et al., 1985) oder 100 Hz (Miyake et al., 1988), können nur a- und b-Wellen aufgezeichnet werden. So konnten bei einer oberen Frequenzbandgrenze von 50 Hz bei der Katze keine OP aufgezeichnet werden (Siliprandi et al., 1988).

Daneben spielt auch die Kurvendarstellung eine wichtige Rolle (Spiess und Leber-Zürcher, 1991). Bei starker Raffung der ERG, wie das bei vielen Autoren zu beobachten ist, können zwar die Amplituden und die Gipfelzeiten der a- und b-Welle mit gröserer Sicherheit erkannt und ausgemessen werden, andererseits werden OP unkenntlich gemacht oder überzeichnet, wie das in einigen der früheren Arbeiten zu sehen ist (Aguirre und Rubin, 1975a, b; Brown, 1968; Demant et al., 1982; Gum, 1980; Gum et al., 1984; Howard et al., 1973; Rubin, 1967).

Die Ausgabesysteme spielen ebenfalls eine Rolle. Langsame Linienschreiber, wie zum Beispiel EEG-Schreibsysteme, mit einer oberen Bandgrenze von 70–100 Hz, lassen die Registrierung von OP nicht zu (Leber-Zürcher, 1990). Die Abtastfrequenz zur Analog-/Digital-Wandlung bzw. Registrierung muss das 5- bis 10fache der oberen Filtergrenze betragen, um Signalverzerrungen kleiner als einige % zu halten (Heckmann, 1989).

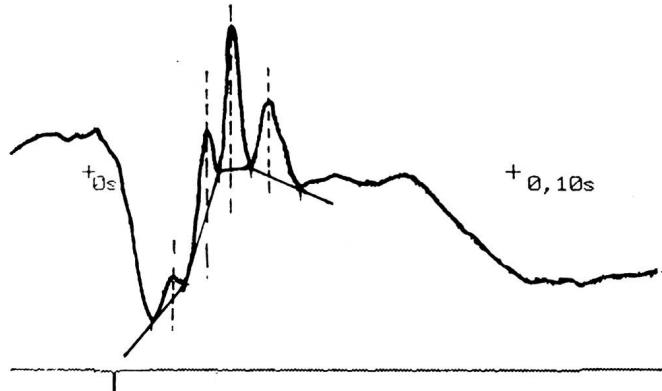
In früheren Untersuchungen haben wir bereits auf die Existenz von oszillatorischen Potentialen beim ERG des Hundes hingewiesen (Leber-Zürcher, 1990; Spiess und Leber-Zürcher, 1991). In dieser Arbeit haben wir die OP auf der b-Welle des caninen ERG untersucht.

### TIERE, MATERIAL UND METHODEN

Die Untersuchungen wurden an 15 Beagles und an 3 Sennenhunde-Bastarden durchgeführt. Es handelte sich um 6 männliche und 12 weibliche Tiere im Alter von 6 Monaten bis 7 Jahren. Die Tiere waren in Gruppenauslaufställen untergebracht. Wasser stand ihnen ad libitum zu Verfügung, gefüttert wurde einmal täglich ein kommerzielles Trockenfutter. Die Tiere waren geimpft und entwurmt. Vorgängig waren alle Hunde ophthalmologisch mittels Spaltlampen-Biomikroskopie, indirekter Ophthalmoskopie, Tonometrie und Gonioskopie untersucht und für normal befunden worden.

Das Vorgehen bei der ERG-Aufzeichnung haben wir bereits früher im Detail beschrieben (Leber-Zürcher, 1990; Leber-Zürcher et al., 1991). Kurz, die Hunde wurden bei 890 Lux während 5 Minuten hell-, und dann über 30 Minuten dunkeladaptiert. Während der Dunkeladaptation wurde mit schwachen Rotlichtblitzen stimuliert. Nach vollständiger Dunkeladaptation nach 30 Minuten wurde mit Weisslicht, dann mit skotopisch balancierten Rot- und Blaulichtblitzen stimuliert.

Abb. 1: Graphische Darstellung der Ermittlung des OP-Indexes.



Die Signale wurden von einem Tastkopfverstärker<sup>1</sup> und einem Hauptverstärker<sup>2</sup> übernommen und von einem Analog-/Digital-Wandler<sup>3</sup> in ein binäres Format gebracht, auf einem Monitor dargestellt und von einem Plotter<sup>4</sup> ausgedruckt. Die Frequenzbandweite betrug über den ganzen Registraturpfad 250 Hz, bei einer unteren Frequenzbandgrenze von 0.1 Hz. Während der Dunkeladaptation wurde die Zeit in Minuten registriert, welche bis zum Auftreten der einzelnen OP verstrich. Sobald 2 OP erkennbar waren, wurde ein OP-Index ermittelt. Dazu wurden die kornea-negativen Gipfel zwischen den einzelnen OP, ausgehend von der a-Welle, miteinander verbunden. Von dieser Linie aus wurden die Amplituden der OP in mm gemessen und addiert (Algvere et al., 1972; Algvere und Westbeck, 1972) (Abb. 1). Für die Weisslicht-ERG und die skotopisch balancierten ERG wurde gleichermassen vorgegangen.

Neben der Bestimmung der Gipfelzeiten der einzelnen OP wurde auch deren Periodizität überprüft, indem die Abstände zwischen den sich folgenden OP-Gipfel gemessen und in mm ausgedrückt wurden.

### RESULTATE

#### OP-Indices

Unmittelbar zu Beginn der Dunkeladaptation war eine b-Welle mit einer Amplitude von  $13.8 \pm 8.4 \mu\text{V}$  erkennbar. Ein

<sup>1</sup> Eigenbau der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Vet.-Med. Fakultät Zürich.

<sup>2</sup> Dantec Electronics Typ 14C10, Skovlunde, Denmark.

<sup>3</sup> Eigenbau der Abteilung für experimentelle Chirurgie der Vet.-Med. Fakultät Zürich.

<sup>4</sup> Versatec Typ V80, Santa Clara, California, USA.

Abb. 2: Weisslicht-ERG mit a-Welle und 4 OP.

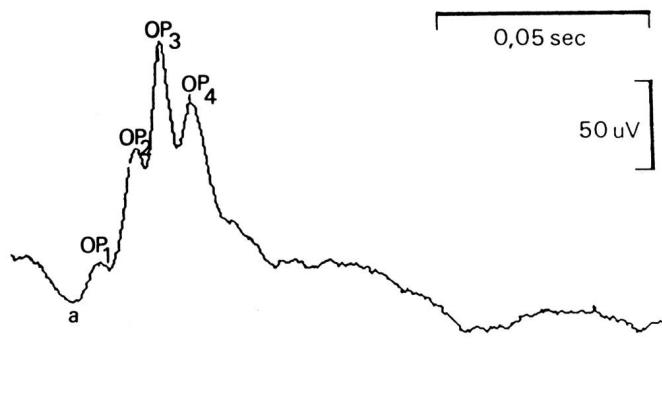


Abb. 3: Entwicklung der OP-Indices während der Dunkeladaptation.

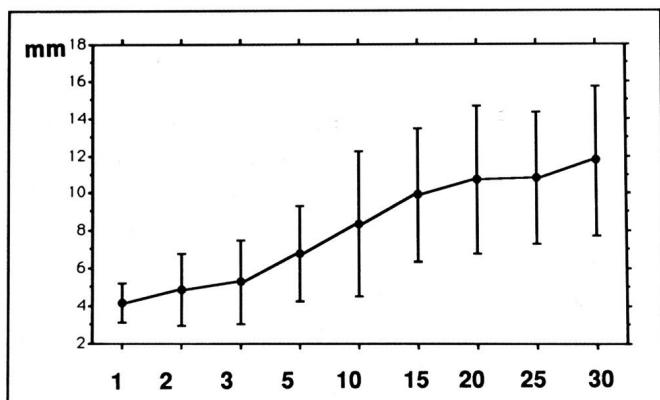


Abb. 4: Die OP-Indices nach Weisslichtstimulation in Abhängigkeit der Stimulusintensität.

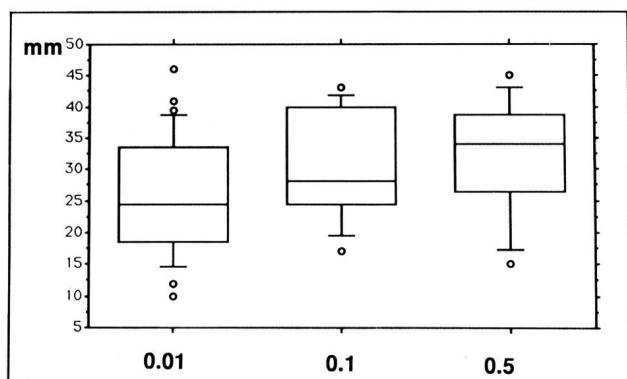
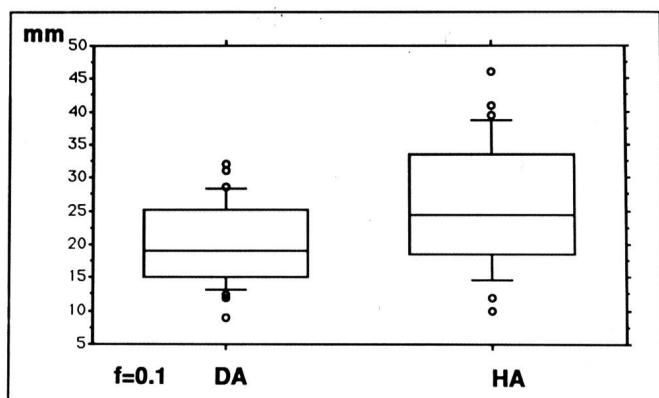


Abb. 5: Der OP-Index nach Weisslichtstimulation in dunkeladaptiertem (DA) und helladaptiertem (HA) Zustand.



zweiter Gipfel war frühestens nach 1 Minute, spätestens nach 25 Minuten sichtbar. Im Mittel erschien dieser zweite Gipfel zwischen 3 und 5 Minuten. Bei allen untersuchten Hunden konnte ein 3. Gipfel beobachtet werden, der zwischen 10 und 15 Minuten auftrat. Einige Hunde zeigten auch einen 4. kornea-positiven Gipfel gegen Ende der Dunkeladaptation. Diese positiven Schreiberauslenkungen wurden fortlaufend numeriert, OP<sub>1</sub> bis OP<sub>4</sub>. Die Weisslichtstimuli sowie die skotopisch balancierten Stimuli erzeugten immer b-Wellen mit mindestens 3, maximal 5 OP (Abb. 2). Die ermittelten OP-Indices sind aus Tabelle 1 ersichtlich.

Die Werte stiegen von 0 bis 30 Minuten stetig an. Dieser Anstieg hatte einen sigmoiden Verlauf und war zwischen 3 und 15 Minuten signifikant ( $p < 0.05$ ) (Abb. 3). In dunkeladaptiertem Zustand stiegen die OP-Indices mit zunehmender Stimulusintensität für Weisslichtblitze an (Abb. 4). Die einzelnen Werte sind der Tabelle 2 zu entnehmen.

Tab. 1: Entwicklung der OP-Indices während der Dunkeladaptation.

Minuten in Dunkeladaptation	OP-Index (in mm)
1	$4,179 \pm 1,067$
2	$4,891 \pm 1,925$
3	$5,312 \pm 2,232$
5	$6,803 \pm 2,564$
10	$8,411 \pm 3,835$
15	$9,917 \pm 3,547$
20	$10,717 \pm 3,939$
25	$10,848 \pm 3,493$
30	$11,766 \pm 4,001$

Tab. 2: OP-Indices in Abhängigkeit der Stimulusintensität bei dunkeladaptierten Augen.

Filterfaktor (ausgehend von Maximalleistung)	OP-Index (in mm)
$f = 0,1$	$25,913 \pm 9,632$
$f = 0,2$	$31,136 \pm 9,127$
$F = 0,5$	$31,833 \pm 9,670$

Tab. 3: OP-Indices bei skotopisch balancierten Rot- bzw. Blaulichtstimuli.

skotopisch balancierter	OP-Index (in mm)
Rotstimulus	$21,823 \pm 6,416$
Blaustimulus	$18,068 \pm 7,059$

men. Die Werte von  $f=0,1$  und  $f=0,2$  waren ebenso signifikant verschieden, wie die zwischen  $f=0,1$  und  $f=0,5$  ( $p < 0,05$ ). Die Werte von  $f=0,2$  und  $f=0,5$  waren nicht signifikant verschieden, was auf eine Sättigung bei zunehmender Stimulusintensität hinweist.

Mit dem Basisstimulus (10 A; 5 ms;  $f=0,1$ ) wurden in dunkeladaptiertem Zustand grössere OP-Indices gemessen als in helladaptiertem Zustand (Abb. 5). Dieser Unterschied war signifikant ( $p < 0,05$ ).

Die OP-Indices bei skotopisch balancierten Stimuli sind aus Tabelle 3 ersichtlich. Der Unterschied ist signifikant ( $p < 0,05$ ), Rotlichtstimuli erzeugen höhere OP-Indices als Blaulichtstimuli.

### Gipfelzeiten

Während der Dunkeladaptation wurden die mittleren Gipfelzeiten für  $OP_1$  bis  $OP_3$  ermittelt.  $OP_4$  war nur in einzelnen Fällen erkennbar und wurde daher in diese Ermittlungen nicht miteinbezogen. Bei den skotopisch balancierten Stimuli sowie bei Weisslichtstimulation waren dagegen immer 5 OP ausmessbar. Tabelle 4 zeigt die einzelnen Gipfelzeiten bei den verschiedenen Aufnahmebedingungen. Die Gipfelzeiten für  $OP_{1-3}$  waren während der Dunkeladaptation sowie bei anschliessender Stimulation mit Weiss- und Blaulicht annähernd konstant. Bei Rotlichtstimulation waren sie aber deutlich verkürzt. Die Gipfelzeiten für die  $OP_{4-5}$  waren für Weiss-, Blau- und Rotlicht annähernd konstant. Bei Stimulation mit Weisslicht unterschiedlicher Intensität hatten alle OP mit zunehmender Blitzintensität kürzere Gipfelzeiten.

### Periodizität der OP

Während der Dunkeladaptation ist in der Regel keine a-Welle definierbar. Es wurden aus diesem Grund die Abstände zwischen  $OP_1$  und  $OP_2$ , zwischen  $OP_2$  und  $OP_3$  und, falls erkennbar, zwischen  $OP_3$  und  $OP_4$  gemessen. Die einzelnen Werte sind aus der Tabelle 5 ersichtlich. Während die Intervalle zwischen  $OP_1$  und  $OP_2$ ,  $OP_2$  und  $OP_3$  sowie  $OP_3$  und  $OP_4$  während der Dunkeladaptation jeweils konstant blieben, zeigte sich zu jedem Zeitpunkt eine deutliche Verkürzung der Zwischengipfelzeiten. Dabei waren die erste und zweite sowie die erste und dritte Zwischengipfelzeit signifikant verschieden, während der Unterschied zwischen der zweiten und dritten nicht signifikant war ( $p > 0,05$ ).

Tab. 4: Gipfelzeiten der einzelnen OP in ms

	OP <sub>1</sub>	OP <sub>2</sub>	OP <sub>3</sub>	OP <sub>4</sub>	OP <sub>5</sub>
Dunkeladaptation	$29,3 \pm 1,1$	$36,1 \pm 2,0$	$40,4 \pm 1,3$		
$f = 0,002$	$29,8 \pm 1,1$	$38,3 \pm 2,3$	$48,7 \pm 1,8$	$58,4 \pm 3,4$	$66,7 \pm 4,2$
$f = 0,01$	$27,7 \pm 0,8$	$35,8 \pm 1,9$	$44,2 \pm 1,4$	$51,0 \pm 2,7$	$60,9 \pm 3,9$
$f = 0,05$	$26,6 \pm 1,4$	$37,0 \pm 1,3$	$42,5 \pm 3,3$	$51,6 \pm 1,9$	$62,6 \pm 4,5$
$f = 0,1^*$	$25,2 \pm 1,4$	$33,9 \pm 1,8$	$40,3 \pm 2,7$	$48,0 \pm 3,7$	$60,3 \pm 4,2$
$f = 0,2$	$23,9 \pm 1,7$	$32,2 \pm 1,5$	$38,8 \pm 2,2$	$47,3 \pm 3,1$	$58,4 \pm 3,6$
$f = 0,5$	$22,7 \pm 1,3$	$30,3 \pm 2,1$	$36,4 \pm 1,5$	$45,2 \pm 3,6$	$57,2 \pm 4,1$
$f = 1,0$	$22,6 \pm 2,2$	$29,8 \pm 2,1$	$34,6 \pm 1,7$	$43,8 \pm 2,7$	$55,8 \pm 3,8$
skotopisch Rot	$18,6 \pm 2,2$	$26,6 \pm 3,2$	$38,4 \pm 3,4$	$52,0 \pm 3,9$	$61,8 \pm 4,3$
skotopisch Blau	$28,2 \pm 2,3$	$38,0 \pm 3,9$	$44,5 \pm 3,5$	$52,3 \pm 4,4$	$63,2 \pm 5,6$

\* Basisstimulus

Tab. 5: Periodizität der OP während der Dunkeladaptation.

Minuten in Dunkeladaptation	1–2	2–3	Abstände in mm (1 mm = 1,56 ms)
	1–2	2–3	3–4
1	4,318 ± 0,681	—	—
2	4,136 ± 0,601	—	—
3	4,071 ± 0,466	—	—
5	4,281 ± 0,380	3,480 ± 0,502	—
10	4,354 ± 0,503	3,771 ± 0,442	—
15	4,352 ± 0,397	3,950 ± 0,422	3,750 ± 0,289
20	4,409 ± 0,421	3,943 ± 0,416	3,875 ± 0,518
25	4,449 ± 0,484	4,132 ± 0,527	3,808 ± 0,325
30	4,514 ± 0,464	4,157 ± 0,416	3,900 ± 0,384
Mittelwert	4,341 ± 0,478	3,976 ± 0,470	3,857 ± 0,395

Tab. 6: Zwischengipfelzeiten in mm (1 mm = 1,56 ms) bei skotopisch balancierter Rot- (obere Zeile) und Blaulichtstimulation (untere Zeile).

a–1	1–2	2–3	3–4
4,459 ± 0,466	4,774 ± 0,632	4,567 ± 0,792	4,618 ± 0,597
3,857 ± 0,472	4,062 ± 0,856	3,810 ± 0,765	4,140 ± 0,959

Tab. 7: Periodizität der OP bei Weisslichtstimulation in helladaptiertem Zustand,  $f = 0,5$  (oberste Zeile) und in dunkeladaptiertem Zustand bei Filterfaktoren von  $f = 0,5$  (2. Zeile),  $f = 0,2$  (3. Zeile),  $f = 0,1$  (4. Zeile) und  $f = 0,01$  (5. Zeile).

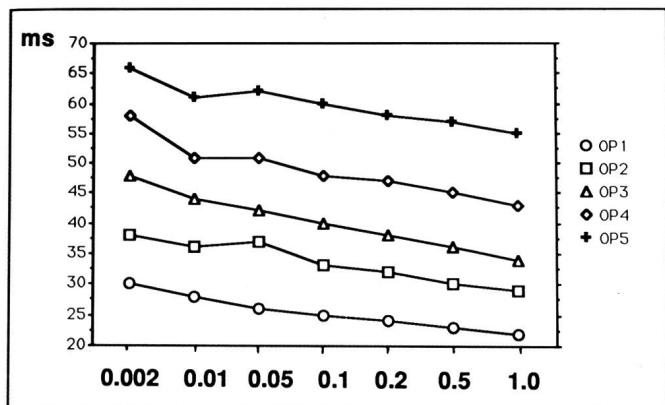
a–1	1–2	2–3	3–4
3,871 ± 0,690	4,319 ± 0,563	3,717 ± 0,784	4,567 ± 1,132
3,556 ± 0,682	4,278 ± 0,565	4,056 ± 0,391	5,056 ± 0,635
3,700 ± 0,483	4,727 ± 0,467	4,150 ± 0,412	4,950 ± 0,599
3,898 ± 0,524	4,965 ± 0,782	4,095 ± 0,555	4,583 ± 0,869
4,500 ± 0,477	4,792 ± 0,257	4,864 ± 0,452	4,538 ± 0,431

Bei den Weisslichtstimuli und den skotopisch balancierten Stimuli waren a-Wellen eindeutig zu definieren. Es wurden daher zusätzlich zu den Zwischengipfelzeiten zwischen den OP<sub>1–4</sub> auch der Abstand zwischen a-Welle und OP<sub>1</sub> gemessen. In manchen Fällen liess sich auch ein OP<sub>5</sub> und OP<sub>6</sub> erkennen. Ihre exakte Definierung erwies sich aber als unzuverlässig, so dass sie in diese Messungen nicht einbezogen wurden. Die Zwischengipfelzeiten bei skotopisch balancierter Stimulation sind in der Tabelle 6 aufgeführt. Bei skotopischer Stimulation erfolgten die oszillierenden Potentiale rhythmisch mit regelmässiger Zwischengipfelzeit. Alle Zwischen-

gipfelzeiten waren bei Blaulichtstimulation aber signifikant kürzer als bei Rotstimulation ( $p < 0.02$ ).

Die Periodizität der OP bei Weisslichtstimulation wurde bei verschiedenen Intensitäten und bei Hell- bzw. Dunkeladaptation gemessen (Tab. 7). Dabei liess sich bei gleicher Stimulusintensität ( $f=0.5$ ) kein signifikanter Unterschied zwischen hell- und dunkeladaptierten Augen feststellen. Bei dunkeladaptierten Augen zeigte sich eine deutliche Tendenz zu kürzeren Zwischengipfelzeiten bei höherer Stimulusintensität (Abb. 6). Die Differenzen zwischen  $f=0.01$  und  $f=0.5$ , sowie zwischen  $f=0.01$  und  $f=0.1$  waren, mit Ausnahme der Zwischengipfelzeit 3–4, signifikant.

Abb. 6: Abnehmende Gipfelzeiten der OP 1–5 bei steigender Stimulusintensität.



## DISKUSSION

Die uns zu Verfügung stehenden Hunde waren zum überwiegenden Teil weiblich. Die ungünstige Geschlechtsverteilung sollte aber keinen Einfluss auf unsere Ergebnisse haben, da wir bereits früher zeigten, dass das ERG vom Geschlecht des Hundes unabhängig ist (Leber-Zürcher, 1990).

Im Verlaufe der Dunkeladaptation kann das Auftreten von bis zu 4 OP regelmäßig beobachtet werden. Unsere früheren Untersuchungen zeigten, dass bei jüngeren Hunden nach 25 Minuten Dunkeladaptation mindestens drei verschiedene OP klar differenziert werden können, wogegen bei älteren Hunden bei kleineren Amplituden oft nur 2 OP unterschieden werden (Spiess und Leber-Zürcher, 1991).

Wird in dunkeladaptiertem Zustand mit dem Basisstimulus ( $f=0.1$ ) stimuliert, zeigen die Kurven neben der a-Welle immer 5 klar erkennbare OP, welche die b-Welle überlagern. Dasselbe gilt auch für die skotopisch balancierten Stimuli.

Die Bezeichnung der einzelnen OP wird in der Literatur unterschiedlich gehandhabt. Dies liegt zum Teil daran, dass, abhängig von den Aufnahmebedingungen, zwischen 3 und 7 OP beobachtet werden können. Normalerweise werden die OP mit zunehmender Gipfelzeit fortlaufend numeriert (Babel et al., 1977; Coupland, 1987a, b; Denden, 1978; Kothe et al., 1989; Miyake et al., 1988; Sims, 1990; Speros et al., 1981; Stagnos et al., 1969; Wachtmeister und Dowling, 1978). Dabei werden nur kornea-positive Oszillationen numeriert. Andere Autoren bezeichnen die OP als  $b_1$  und  $b_2$  (Armington et al., 1952) oder numerieren die OP auf dem aufsteigenden Ast OP<sub>1</sub>, OP<sub>2</sub> usw., um dann die Oszillation mit der grössten Amplitude als b zu bezeichnen (Lachapelle, 1985a, b).

In einer früheren Arbeit haben wir alle Schreiberauslenkungen mit zunehmender Latenzzeit fortlaufend numeriert. OP<sub>1</sub> entsprach dabei bei Weiss-, Blau- und Rotlichtstimulation der a-Welle. In dieser Arbeit haben wir nur die korneapositiven Schreiberauslenkungen als OP betrachtet und ebenso fortlaufend numeriert. Wir haben nicht versucht, eine eigentliche b-Welle zu definieren.

Bisher wurde den OP in der Tiermedizin wenig Beachtung geschenkt. Dies mag daran liegen, dass in vielen Fällen zu wenig genaue Aufzeichnungseinrichtungen oder eine ungenügend grosse Frequenzbandbreite verwendet wurden. Die OP verschwinden zum Beispiel im dicken Lichtstrahl der Oszilloskopbildschirme (Yonemura et al., 1963b). Auch bei korrekt gewählter Bandbreite von 0.1 Hz bis 250 Hz werden die OP durch Raffung der x-Achse unkenntlich gemacht (Acland, 1988).

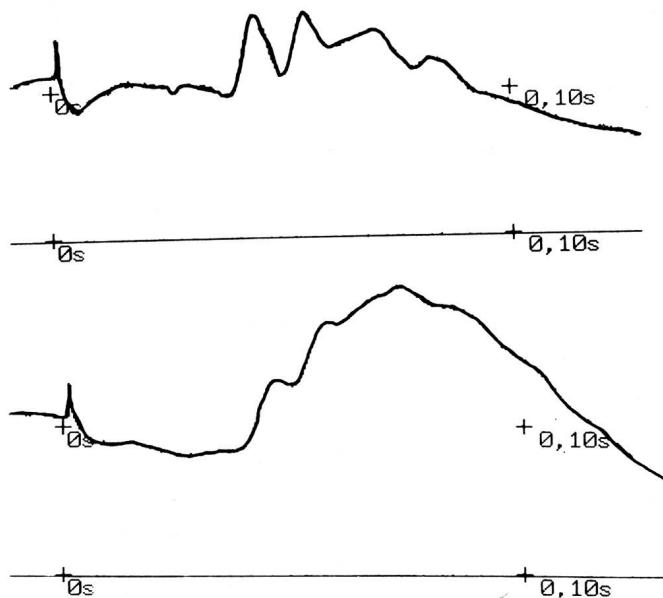
Um störungssarm messen zu können, muss die Bandbreite möglichst eng gewählt werden, soll jedoch genügend breit sein, um das Biosignal vollständig darzustellen. Jedes Signal setzt sich aus verschiedenen Frequenzkomponenten mit unterschiedlichen Amplituden zusammen. Mit Hilfe einer Fourieranalyse können die Kurven in ihre spektralen Anteile zerlegt werden (Heynen et al., 1985; Van der Torren et al., 1988). Durch das Verändern der Bandbreite können Teile der ERG-Kurven, wie z. B. OP, «weggeschnitten» werden (Lachapelle, 1985a, b; Sims, 1990).

In der Humanmedizin werden die ERG-Signale teilweise durch geeignete Filter in ihre Hauptkomponenten und separat aufgezeichnete OP getrennt (King-Smith et al., 1986).

Die von uns gewählte Frequenzbandbreite von 1 bis 250 Hz erlaubt die regelmässige Registrierung von oszillierenden Potentialen. Wird die untere Frequenzbandgrenze auf 20 Hz angehoben, dann werden, durch weitgehende Elimination der niederfrequenten a- und b-Wellen, fast ausschliesslich OP aufgezeichnet (Abb. 7).

Der OP-Index steigt während der Dunkeladaptation von 4.179 mm auf 11.766 mm an. Die OP scheinen also für die Zunahme der b-Wellenamplitude mitverantwortlich zu sein. Dagegen stellten DeMolletta et al. (1968) fest, dass die OP beim Menschen während der Dunkeladaptation bis zur 6. Minute in Zahl und Amplitude zunehmen, dann aber bis zum Schluss der Dunkeladaptation bis zur Unkenntlichkeit reduziert werden. Das mag an den unterschiedlichen Präadaptationsbedingungen liegen. Die starke Reduktion der Maximalamplitude bei Erhöhung der unteren Bandgrenze (Abb. 7) zeigt aber, dass noch weitere Generatoren für die Elektrobiogenese der b-Welle zuständig sind. In dunkeladaptiertem Zustand hat die Stimulusintensität einen signifikanten Einfluss

Abb. 7: Weitgehende Elimination der a- und b-Welle durch Anheben der unteren Frequenzbandgrenze auf 20 Hz (oben). ERG bei voller Bandbreite von 0,1–250 Hz (unten).



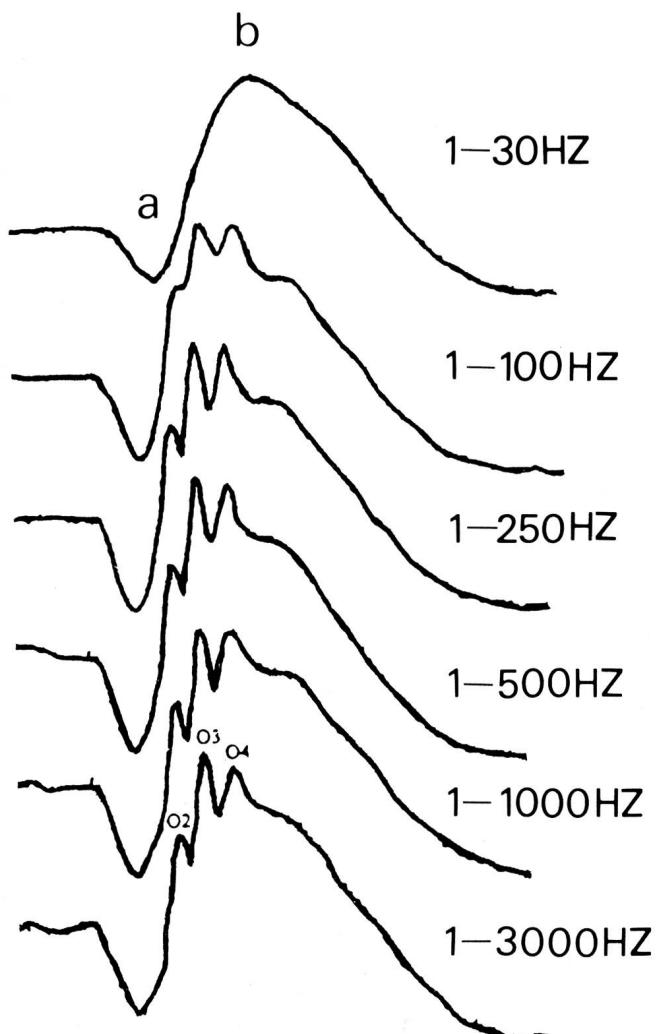
auf den OP-Index. Bei skotopisch balancierter Stimulation erzeugen Rotlichtstimuli signifikant höhere OP-Indices als Blaulichtstimuli, obwohl diese Stimuli für die maximale b-Wellenamplitude balanciert sind (Spiess und Leber-Zürcher, 1991). Langwelliges Rotlicht stimuliert hauptsächlich die Zapfen (Acland, 1988). Obwohl die Zapfen beim Hund in der Minderzahl sind (Koch und Rubin, 1972; Thieulin, 1927), scheinen sie einen signifikant stärkeren Einfluss auf die OP zu haben als die Stäbchen. Dies wird durch die Zunahme des OP-Indexes bei zunehmender Stimulusintensität bestätigt. Andererseits nimmt der OP-Index während der Dunkeladaptation um durchschnittlich 65% zu, was für eine deutliche Beteiligung der Stäbchen an der Entstehung der OP spricht. Die Gipfelzeiten der ersten 3 OP sind mit Ausnahme der Rotlichtstimulation konstant. Die Rotlichtstimulation der Zapfen erzeugt OP mit signifikant kürzeren Gipfelzeiten. Dies war zu erwarten, zeigten doch schon frühere Untersuchungen, dass die Gipfelzeit der b-Welle bei Rotlichtstimulation kürzer ist als bei Blaulichtstimulation (Aguirre und Rubin, 1972). Dieselben Autoren zeigten aber auch, dass die Gipfelzeit der b-Welle bei Weisslichtstimulation kürzer ist als bei skotopisch balancierter Rotlichtstimulation. Diese Beobachtung konnten wir nicht bestätigen. Diese offensichtliche Diskrepanz kann durch die Aufzeichnungsbedingungen und durch die Kurvendarstellung in früheren Untersuchungen er-

klärt werden. Wenn die obere Frequenzbandbreite bereits bei 50 Hz liegt, werden nur a- und b-Wellen aufgezeichnet und die höherfrequenten OP unterdrückt. Schon bei geringfügiger Senkung der oberen Bandgrenze werden starke Potentialanteile eliminiert (Heynen et al., 1985). Zudem werden eventuell vorhandene OP durch die Raffung der x-Achse unkenntlich gemacht. Da nicht immer dasselbe OP die maximale Amplitude aufweist, das heißt, der höchste Punkt der b-Welle ist, kann es bei einer solchen Raffung der x-Achse zu einer scheinbaren Veränderung der Gipfelzeiten kommen. Auch Veränderungen der Frequenzbandbreiten können die Gipfelzeiten verändern (Sims, 1990).

Bei der Überprüfung der Periodizität der OP fiel auf, dass die Zwischengipfelzeiten nicht konstant waren. Während der Dunkeladaptation war zwar der Abstand zwischen  $OP_1$  und  $OP_2$  über den gesamten Zeitraum konstant, die folgenden Abstände zwischen den  $OP_2$  und  $OP_3$ , bzw.  $OP_3$  und  $OP_4$ , waren aber zunehmend kürzer. Bei skotopisch balancierter Stimulation waren die OP rhythmisch, doch wurden bei Blaulicht signifikant kürzere Zwischengipfelzeiten gemessen als bei Rotlicht. Dies obwohl die Gipfelzeiten für Rotlicht-OP kürzer sind als für Blaulicht-OP. Dagegen zeigte sich, dass bei zunehmender Intensität der Weisslichtstimuli die Zwischengipfelzeiten tendenziell kürzer werden. Die Unterschiede waren aber nicht alle signifikant. Schon in früheren Untersuchungen stellten wir fest, dass die Zwischengipfelzeiten nicht konstant waren (Leber-Zürcher, 1990; Spiess und Leber-Zürcher, 1991). Diese Beobachtungen sind im Widerspruch zu Untersuchungen bei Tauben und Menschen, welche eine konstante Periodizität der OP beschrieben (Hirose und Yonemura, 1965; Yonemura et al., 1963a). In einer Untersuchung wurde auch die durchschnittliche Zwischengipfelzeit beim Menschen mit 7.14 ms angegeben (Van Lith und Henkes, 1970). Das ist etwas länger als unsere mittlere Zwischengipfelzeit von 6.55 ms. Solche Speziesunterschiede sind jedoch schon früher beschrieben worden (Van Lith und Henkes, 1970). Neuere Untersuchungen ermittelten für den Menschen Zwischengipfelzeiten von 6.5 ms (Miyake et al., 1988). Unsere Ergebnisse sind auch im Widerspruch mit denen einer früheren Untersuchung, welche festhielt, dass die Amplituden und Gipfelzeiten der OP beim Menschen unabhängig von der Stimulusintensität oder -wellenlänge sind (Yonemura et al., 1963b). Dies mag daran liegen, dass in der erwähnten Arbeit die OP teilweise vom dicken Kathodenstrahl überzeichnet werden und auch sonst oft in elektrischen Störungen kaum erkenntlich sind. Die verwendete Bandbreite in dieser Arbeit wird nicht angegeben. Wie stark die OP durch die Frequenzbandbreite beeinflusst werden, zeigte Sims, 1990 (Abb. 8).

## OSZILLIERENDE POTENTIALE AUF DER B-WELLE DES ERG BEIM HUND

Abb. 8: Veränderung des Weisslicht-ERG nach 60 Minuten Dunkeladaptation durch Erhöhung der oberen Frequenzbandgrenze (nach Sims, 1990).



Die Standardabweichungen der OP-Gipfelzeiten und Zwischengipfelzeiten sind wesentlich kleiner als diejenigen der Amplituden bzw. der Indices. Diese enorme Variabilität wurde schon früher dokumentiert und gleichzeitig empfohlen, die wesentlich konstanteren Zeitverhältnisse vermehrt diagnostisch zu nutzen (Kothe et al., 1989).

Beim Menschen sind auch die Gipfelzeiten der OP bedeutsam. Bei der Retinitis pigmentosa, einer der progressiven Retinaatrophie (PRA) des Hundes ähnlichen Krankheit, sind im Frühstadium die Gipfelzeiten signifikant verlängert (Hommer und Thaler, 1977). Bei der caninen PRA wurden die Veränderungen der Gipfelzeiten der OP bisher noch nicht

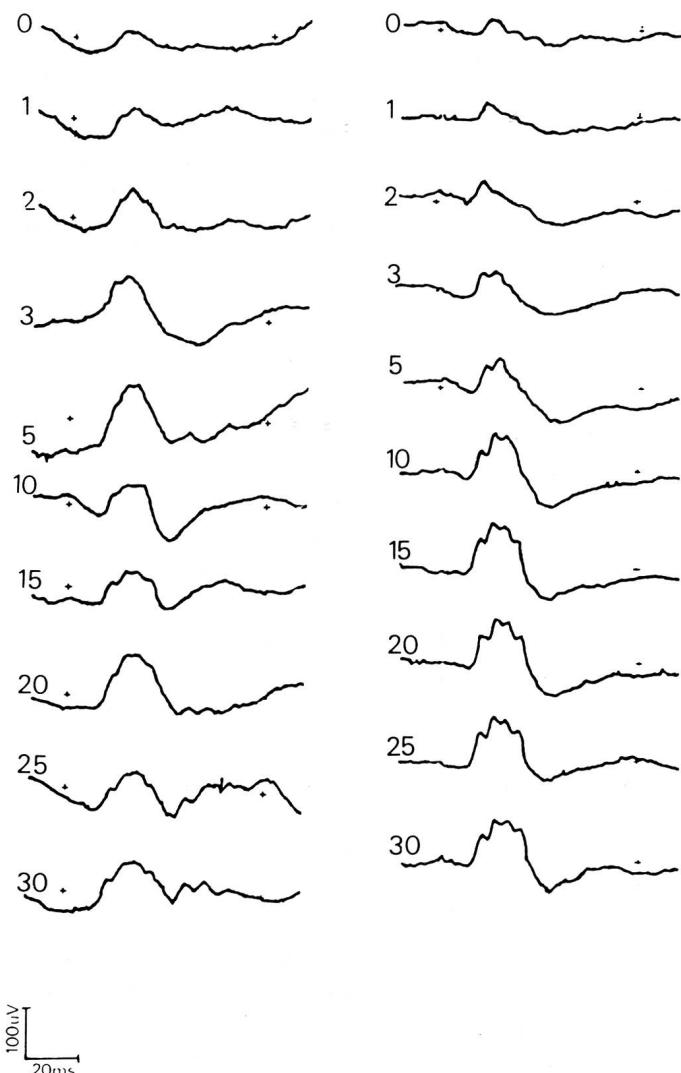
beschrieben. Da die Gipfelzeiten eine geringe Streuung aufweisen, würden sie sich möglicherweise zur Beurteilung der Netzhautfunktion besser eignen, als die von vielen Faktoren beeinflussten Amplituden.

Ein Vergleich der Gipfelzeiten bei skotopisch balancierten Stimuli mit denen bei Weisslichtstimuli unterschiedlicher Intensität zeigt, dass die Werte für  $OP_{1-2}$  bei Blaulicht sehr nahe bei denen für Weisslicht im Bereich der Dunkeladaptationschwelle (DAS) liegen (vgl. Tab. 4). Dagegen liegen die Werte für  $OP_{1-2}$  bei Rotlicht näher bei denen für Weisslicht mit der vollen Ausgangsleistung ( $f=1.0$ ). Die ersten beiden OP sind bei Rotlichtstimulation ein Ausdruck der Zapfenaktivität, wogegen bei Blaulichtstimulation die ersten beiden OP hauptsächlich von den Stäbchen abhängen. Ob sich diese Feststellung bei der Frühdiagnostik von retinalen Heredodegenerationen nutzen lässt, ist noch offen. Die von uns bis anhin untersuchten Hunde mit beginnender PRA waren bereits soweit fortgeschritten, dass sämtliche ERG-Komponenten stark beeinträchtigt waren. Diese Beobachtung wurde auch bei Menschen mit Retinitis pigmentosa gemacht (Babel et al., 1977). Immerhin sind bei der X-gekoppelten Nachtblindheit des Menschen die OP bei Heterozygoten verändert, während die anderen ERG-Komponenten noch unverändert sind (Young et al., 1989). Weiterführende Untersuchungen der OP bei der Diagnostik von vererbten Netzhautdegenerationen werden zeigen, ob die OP-Indices und die Zwischengipfelzeiten empfindlichere und prognostisch wertvollere Parameter sind, als die bisher üblicherweise ausgemessenen Amplituden der a- und b-Wellen.

Die Elektrobiogenese der oszillierenden Potentiale ist auch heute noch nicht restlos geklärt. Ursprünglich wurde angenommen, dass sie in den Bipolarzellen entstehen (Yonemura et al., 1963a). Später wurde die innere plexiforme Schicht dafür verantwortlich gemacht, wo sie das Resultat interner, inhibitorischer Regelmechanismen sein sollen (Brown, 1968; Ogden, 1973; Wachtmeister und Dowling, 1978). Diese Hypothese wird gestützt durch die Tatsache, dass sie durch Gamma-Amino-Buttersäure (GABA), Glycin, Glutamat und Dopamin unterdrückt werden, wogegen sie durch Acetylcholin nicht beeinflusst werden (Wachtmeister und Dowling, 1978). Ob die Ganglienzellen zur Entstehung der OP beitragen, ist umstritten. Untersuchungen an Primaten mit unilateraler Durchtrennung der Nervi optici zeigte ein Fehlen der OP (Ogden, 1973). Bei Ratten andererseits wurden auch sieben Monate nach Durchtrennung der Sehnerven noch normale OP aufgezeichnet (Winkler, 1972b). Dieser Widerspruch beruht möglicherweise auf unterschiedlichen Aufzeichnungsbedingungen. Beim Menschen mit einseitiger Optikusatrophie sind

nämlich die OP im dunkeladaptierten Auge nicht vorhanden, wogegen sie im helladaptierten Zustand sehr wohl aufgezeichnet werden können (Speros und Price, 1981). Die Auswertung der OP des ERG eines blinden Pudelwelpen mit bilateraler Hypoplasie der Nervi optici zeigte, dass die OP-Indices während der Dunkeladaptation bei Weiss-, Blau- und Rotlichtstimulation innerhalb unseres erarbeiteten Normalbereichs lagen (Abb. 9). Auch die konventionellen Parameter waren alle normal, wie wir das bereits anderswo beschrieben haben (Spiess et al., 1991). Diese Resultate mögen ein Hinweis darauf sein, dass die Ganglienzellen bei der Elektrobiogenese der oszillierenden Potentiale nicht beteiligt

Abb. 9: Dunkeladaptation eines Pudelwelpen mit bilateraler Hypoplasie der Nervi optici (links) und eines gesunden Hundes (rechts) (nach Spiess et al., 1991).



sind. Das adaptive Verhalten der OP weist auf eine Beteiligung sowohl der Zäpfchen wie auch der Stäbchen hin. Diese Beobachtung wurde von einigen Autoren auch beim Mensch gemacht (Coupland, 1987a; DeMolletta et al., 1968; Denden, 1978). Intraretinale Ableitungen haben maximale Amplituden im Bereich der Bipolarzellen ergeben (Yonemura et al., 1963b). Die Bipolarzellen sind auch mit Zäpfchen und Stäbchen synaptisch verbunden, so dass jene ihren Einfluss ausüben können. Die Horizontal- und Amacrinzellen haben Fortsätze, die lateral in der Hornhaut verlaufen und so vor allem als tangentiale Stromdipole wirken. Sie sind nicht in der Lage, transretinale Potentiale aufzubauen. Dazu sind die Horizontalzellen für die Frequenzcharakteristiken der OP zu langsam (Heynen et al., 1985).

Die Aufzeichnung von oszillierenden Potentialen wirft einige Probleme auf. In der Literatur wird hauptsächlich über a-, b- und gelegentlich c-Wellen berichtet. Auch Acland beschrieb 1988 noch ein konventionelles ERG des Hundes. Um außer der a- und b-Welle zusätzliche Interpretationspunkte zu erhalten, berechnet er eine a-Wellensteigung (a-Amplitude: a-Latenz), eine b-Wellensteigung (b-Amplitude: b-Latenz) und eine b-Wellenzunahme (b-Wellensteigung: a-Wellensteigung). Perlmann (1983) empfiehlt, den Quotienten aus a- und b-Wellenamplitude zu berechnen, um die Resultate verschiedener Labors vergleichen zu können. Solche Erhebungen erfordern eine genaue Definition der a- und b-Welle. Vor allem die Definition der b-Welle wird durch die OP erschwert. Sims (1990) empfiehlt entweder OP<sub>3</sub> oder OP<sub>4</sub> auszumessen. Die Einzelamplituden der verschiedenen OP sind aber grossen Schwankungen unterworfen. So entspricht der höchste Punkt der b-Welle nicht immer demselben OP, was solche willkürliche Entscheidungen fragwürdig erscheinen lässt. Bis weitere Untersuchungen die Bedeutung der einzelnen OP klären, sollen alle regelmässig sichtbaren Gipfel ausgemessen werden.

## LITERATUR

- Acland G.M. (1988): Diagnosis and differentiation of retinal diseases in small animals by electroretinography. Semin. Vet. Med. Surg. (Small Animal), 3, 15–27. — Aguirre G.D., Rubin L.F. (1971a): Progressive retinal atrophy (rod dysplasia in the Norwegian Elkhound. J. Am. Vet. Med. Assoc., 15, 208–218. — Aguirre G.D., Rubin L.F. (1971b): The early diagnosis of rod dysplasia in the Norwegian Elkhound. J. Am. Vet. Med. Assoc., 159, 429–433. — Aguirre G.D., Rubin L.F. (1972): Progressive retinal atrophy in the miniature poodle: An electrophysiologic study. J. Am. Vet. Med. Assoc., 160, 191–201. — Aguirre G.D., Rubin L.F. (1975a): The electroretinogram in dogs with inherited cone degeneration. Invest. Ophthalm., 14, 840–847. — Aguirre G.D., Rubin L.F. (1975b): Rod-

cone dysplasia (Progressive Retinal Atrophy) in Irish Setters. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **166**, 157–164. — *Algvere P.* (1968): Clinical studies on the oscillatory potentials of the human electroretinogram with special reference to the scotopic b-wave. *Acta Ophthalm.*, **44**, 993–1024. — *Algvere P., Wachtmeister L.* (1972): Oscillatory potentials of ERG in relation of the scotopic b-wave in operated cases of retinal detachment. In: *Symposium on Electroretinography*, Pacini. W. (ed.), Pisa, 218–221. — *Algvere P., Wachtmeister L., Westbeck P.* (1972): On the oscillatory potentials of the human electroretinogram in light and dark adaptation. I. Thresholds and relation to stimulus intensity. A Fourier analysis. *Acta Ophthalm.*, **50**, 737–759. — *Algvere P., Westbeck P.* (1972): Human ERG in response to double flashes of light during the course of dark adaptation: A Fourier analysis of the oscillatory potentials. *Vision Res.*, **12**, 195–214. — *Armington J.C.* (1954): Spectral sensitivity of the turtle, *Pseudomys*. *J. Comp. Physiol. Psychol.*, **47**, 1–6. — *Armington J.C.* (1974): The electroretinogram. Academic Press, Inc. New York. — *Armington J.C., Johnson E.P., Riggs L.A.* (1952): The scotopic a-wave in the electrical response of human retina. *J. Physiol.*, **118**, 289–298. — *Armington J.C., Adolph A.R.* (1984): Temperature effects on the electroretinogram of the isolated carp retina. *Acta Ophthalmol. (Copenh.)*, **62**, 498–509. — *Asano T.* (1977): Adaptive properties of the b-wave and PIII in the perfused isolated carp retina. *Jpn. J. Physiol.*, **27**, 701–716. — *Babel J., Stangos N., Korol S., Spiritus M.* (1977): Ocular electrophysiology. Georg Thieme Publishers Stuttgart. — *Bresnik G.H., Palta M.* (1987a): Predicting progression to severe proliferative diabetic retinopathy. *Arch. Ophthalm.*, **105**, 810–814. — *Bresnik G.H., Palta M.* (1987b): Oscillatory potential amplitudes. Relation to severity of diabetic retinopathy. *Arch. Ophthalm.*, **105**, 929–933. — *Brown K.T., Murakami M.* (1964): A new receptor potential of the monkey retina with no detectable latency. *Nature*, **201**, 626–628. — *Brown K.T.* (1968): The Electroretinogram: its components and their origins. *Vision Res.*, **8**, 633–677. — *Brunette J.R.* (1972): Double a-waves and their relationships to the oscillatory potentials. *Invest. Ophthalm.*, **11**, 199–210. — *Celesia G.G.* (1988): Anatomy and physiology of visual evoked potentials and electroretinograms. *Neurologic Clinics*, **6**, 657–679. — *Cobb W.A., Morton H.B.* (1955): A new component to the human electroretinogram. *Science*, **123**, 36–37. — *Coupland S.G.* (1987a): Oscillatory potential changes related to stimulus intensity and light adaptation. *Docum. Ophthalm.*, **66**, 195–205. — *Coupland S.G.* (1987b): A comparison of oscillatory potential and pattern electroretinogram measures in diabetic retinopathy. *Doc. Ophthalm.*, **66**, 207–218. — *Demant E., Nagahara K., Niemeyer G.* (1982): Effects of changes in systemic blood pressure on the electroretinogram of the cat: evidence for retinal autoregulation. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **23**, 683–687. — *DeMollett V., Spinelli D., Polenghi F.* (1968): Behavior of the electroretinographic oscillatory potentials during adaptation to darkness. *Arch. Ophthalm.*, **79**, 531–535. — *Denden A.* (1978): Über den Einfluss des Adaptationsniveaus auf die oszillierenden ERG-Potentiale. Albrecht v. Graeves Arch. Klin. Exp. Ophthalm., **205**, 279–288. — *Dewar J., McKendrick J.G.* (1876): On the physiological action of light. *Trans. Royal Soc. Edinburgh*, **27**, 141–182. — *Einthoven W., Jolly W.A.* (1908): The form and magnitude of the electrical response of the eye to stimula-

tion by light at various intensities. *Quarterly J. Exp. Physiol.*, **1**, 373–416. — *Fulton A.B., Mayer D.L., Hansen R.M., Gagnon C.A.* (1987): Oscillatory potentials of visually inattentive children. *Doc. Ophthalm.*, **65**, 319–332. — *Gorfinkel J., Lachapelle P., Molotchnikoff S.* (1988): Maturation of the electroretinogram of the neonatal rabbit. *Docum. Ophthalm.*, **66**, 237–245. — *Gotch F.* (1903): The time relations of the photo-electric changes in the eyeball of the frog. *J. Physiol.*, **29**, 388–416. — *Granit R.* (1933): The components of the retinal action potentials in mammals and their relation to the discharge in the optic nerve. *J. Physiol.*, **77**, 203–239. — *Granit R., Munsterhjelm A.* (1937): The electrical response of dark-adapted frog's eyes to monochromatic stimuli. *J. Physiol.*, **88**, 436–458. — *Gum G.G.* (1980): Electrophysiology in veterinary ophthalmology. *Vet. Clin. North Am. (Small Animal)*, **10**(5), 437–454. — *Gum G.G., Gelatt K.N., Samuelson D.A.* (1984): Maturation of the retina of the canine neonate as determined by electroretinography and histology. *Am. J. Vet. Res.*, **45**, 1166–1171. — *Gur M., Zeevi Y.* (1980): Frequency domain analysis of the human electroretinogram. *J. Opt. Soc. Am.*, **70**, 53–59. — *Gur M., Zeevi Y., Bielik M., Neumann E.* (1987): Changes in the oscillatory potentials of the electroretinogram in glaucoma. *Curr. Eye Res.*, **6**, 457–466. — *Heck J., Rendahl I.* (1957): Components of the human electroretinogram. *Acta physiol. Scand.*, **39**, 167–175. — *Heckmann R.* (1989): Grundlagen und Methodik zu klinisch-neurophysiologischen Untersuchungen beim Hund. Enke Copythek, Stuttgart. — *Heynen H., Wachtmeister L., Van Norren D.* (1985): Origin of the oscillatory potentials in the primate retina. *Vision Res.*, **25**, 1365–1373. — *Hirose T., Yonemura D.* (1965): The on- and off-effect in gigeosn's ERG. *News Letter ISCERG*, **6**, 23–25. — *Hommer K., Thaler A.* (1977): ERG in dominant central retinopathy pigmentosa. *Doc. Ophthalm. Proc. Series*, **11**, 69–73. — *Howard D.R., Keller W.F., Blanchard G.L.* (1973): Clinical electroretinography: a protokoll for testing the retina. *J. Am. Anim. Hosp. Assoc.*, **9**, 219–226. — *Karpe G.* (1945): The basis of clinical electroretinography. *Acta ophthalm. (suppl.)*, **24**, 1–118. — *King-Smith P.E., Loffing D.H., Jones R.* (1986): Rod and cone ERGs and their oscillatory potentials. *Invest. Ophthalm. Vis. Sci.*, **27**, 270–273. — *Koch S.A., Rubin L.F.* (1972): Distribution of cones in retina of the normal dog. *Am. J. Vet. Res.*, **33**, 361–363. — *Kommonen B.* (1988): Electroretinography and fluorescein angiography of dogs. Diss. Universität Helsinki. — *Kothe A.C., Lovasik J.V., Coupland S.G.* (1989): Variability in clinically measured photopic oscillatory potentials. *Doc. Ophthalm.*, **71**, 381–395. — *Kühne W., Steiner J.* (1881): Über elektrische Vorgänge im Sehorgan. *Untersuchungen Physiol. Inst. Universität Heidelberg*, **4**, 64–168. — *Lachapelle P.* (1985a): Impact of the recording bandwidth on the electroretinogram. *Can. J. Ophthalm.*, **20**, 211–215. — *Lachapelle P.* (1985b): Oscillations on the electroretinogram: a synthetic approach. *Can. J. Ophthalm.*, **20**, 216–219. — *Leber-Zürcher A.C.* (1990): Elektroretinographie beim Beagle. Methodik und Normalwerte. *Vet. Diss. Zürich*. — *Leber-Zürcher A.C., Spiess B.M., Wiestner T.* (1991): Klinische Elektroretinographie beim Hund. 2. Teil. *Schweiz. Arch. Tierheilk.* **133**, 301–309. — *Marmor M.F., Hock P., Schechter G., Pfefferbaum A., Berger P.A., Maurice R.* (1988): Oscillatory potentials as a marker for dopaminergic disease. *Doc. Ophthalm.*, **69**, 225–261. — *Millichamp N.J., Curtis*

- R., Barnett K.C. (1988): Progressive retinal atrophy in Tibetan Terriers. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **1926**, 769–776. — Miyake Y., Shiroyama N., Ora I., Horiguchi M. (1988): Oscillatory potentials in electroretinograms of the human macular region. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **29**, 1631–1635. — Moschos M., Panagakis E., Angelopoulos A. (1987): Changes of oscillatory potentials of the ERG in diabetic retinopathy. *Acta Ophthalm. (Copenh.)*, **64**, 192–198. — Motakawa K., Mita T. (1942): Über eine einfache Untersuchungsmethode und Eigenschaften der Aktionsströme der Netzhaut des Menschen. *Tohoku J. Exp. Med.*, **42**, 114–133. — Narfström K., Wilen M., Andersson B.-E. (1988): Hereditary retinal degeneration in the Abyssinian cat: Developmental studies using clinical electroretinography. *Doc. Ophthalm.*, **69**, 111–118. — Ogden T.E. (1966): Oscillatory potentials of the pigeon ERG. *Physiologist*, **9**, 256–263. — Ogden T.E. (1973): The oscillatory waves of the primate electroretinogram. *Vision Res.*, **13**, 1059–1074. — Ohale L.O.C., Goshal N.G. (1982): Effect of reversible upper respiratory bypass on the electroretinogram in sheep. *Am. J. Vet. Res.*, **43**, 633–638. — Parker J.A. (1973): A model for ERG oscillatory potentials. *Can. J. Ophthalm.*, **8**, 466–467. — Peachy N.S., Alexander K.R., Fishman G.A. (1987): Rod and cone system contributions to oscillatory potentials: An explanation for the conditioning flash effect. *Vision Res.*, **27**, 859–866. — Pearlmann J.T., Burian H.M. (1964): Electroretinographic findings in thyroid dysfunction. *Am. J. Ophthalm.*, **58**, 216–225. — Perlmann I. (1983): Relationship between the amplitudes of the b wave and the a wave as a useful index for evaluating the electroretinogram. *Br. J. Ophthalm.*, **67**, 443–448. — Rendahl I. (1958): Components of the human electroretinogram. *Acta physiol.*, **44**, 189–202. — Rubin L.F. (1967): Clinical electroretinography in dogs. *J. Am. Vet. Med. Assoc.*, **151**, 1456–1469. — Sannita W.G., Maggi L., Fioretto M. (1988): Retinal oscillatory potentials recorded by dermal electrodes. *Doc. Ophthalm.*, **67**, 371–377. — Sato S., Sugimoto S., Chiba S. (1982): A procedure for recording electroretinogram and visual evoked potentials in conscious dogs. *J. Pharmacol. Meth.*, **8**, 173–181. — Schäppi U., Krinke G., Fink X., Hofer R., Duennenberger D. (1988): Electroretinography in rats. *Agents and Actions*, **24**, 395–402. — Siliprandi R., Bucci M.G., Canella R., Carmignoto G. (1988): Flash and pattern electroretinograms during and after acute intraocular pressure elevation in cats. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **29**, 558–565. — Sims M.H., Brooks D.E. (1990): Changes in oscillatory potentials in the canine electroretinogram during dark adaptation. *Am. J. Vet. Res.*, **51**, 1580–1586. — Sims M.H. (1990): Partial masking of the canine electroretinogram by oscillatory potentials. *J. Vet. Int. Med.*, **4**, 40–42. — Speros P., Price J. (1981): Oscillatory potentials. History, techniques and potential use in the evaluation of disturbances of retinal circulation. *Surv. Ophthalmol.*, **25**, 237–252. — Spiess B.M., Leber-Zürcher A.C. (1991): Klinische Elektroretinographie beim Hund. 3.Teil. *Schweiz. Arch. Tierheilk.* (Im Druck). — Spiess B.M., Litschi B., Leber-Zürcher A.C., Stelzer S. (1991): Bilaterale Hypoplasie der Nervi optici bei einem Pudelwelpen. *Kleintierpraxis* (Im Druck). — Stagnos N., Rey P., Gonzalo-Platero J. (1969): Essai de standardisation d'une méthode pour l'étude des potentiels oscillatoires chez l'homme. *Ophthalmologica*, **161**, 202–209. — Theulin G. (1927): Recherches sur le globe oculaire et sur la vision du chien et du chat. Thesis, Paris. — Tsuchida Y., Kawasaki K., Fujimura K., Jacobson J. (1973): Isolation of faster components in the electroretinogram and visual evoked response in man. *Am. J. Ophthalm.*, **75**, 846–853. — Van der Torren K., Groeneweg G., Van Lith G. (1988): Measuring oscillatory potentials: Fourier analysis. *Doc. Ophthalm.*, **69**, 145–151. — Van der Torren K., van Lith G. (1989): Oscillatory potentials in early diabetic retinopathy. *Doc. Ophthalm.*, **71**, 375–379. — Van Lith G.M.H., Henkes H.E. (1970): The relation between ERG and VER. *Ophthalm. Res.*, **1**, 40–47. — Wachtmeister L., Dowling J.E. (1978): The oscillatory potentials of the mudpuppy retina. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **17**, 1176–1188. — Wachtmeister L. (1987): Basic research and clinical aspects of the oscillatory potentials of the electroretinogram. *Doc. Ophthalm.*, **66**, 187–194. — Winkler B.S. (1972a): The electroretinogram of the isolated rat retina. *Vision Res.*, **12**, 1183–1198. — Winkler B.S. (1972b): Analysis of rabbit's electroretinogram following unilateral transsection of the optic nerve. *Exp. Eye Res.*, **13**, 227–235. — Yanagida T., Koshimizu M., Kawasaki K., Yonemura D. (1988): Microelectrode depth study of the electroretinographic oscillatory potentials in the frog retina. *Doc. Ophthalm.*, **67**, 355–361. — Yonemura D., Masuda Y., Hatta M. (1963a): The oscillatory potential in the ERG. *Jpn. J. Physiol.*, **13**, 129–137. — Yonemura D., Tsuzuki K., Aoki T. (1963b): Clinical importance of the oscillatory potentials in the human ERG. *Acta Ophthalm. Suppl.*, **70**, 115–123. — Young R.S.L., Chaparro A., Price J., Walters J. (1989): Oscillatory potentials of x-linked carriers of congenital stationary night blindness. *Invest. Ophthalmol. Vis. Sci.*, **30**, 806–812.

### **Potentiels oscillants de l'onde B de l'ERG chez le chien**

Cet article décrit les potentiels oscillants (PO) de l'onde B de l'ERG du chien. Des valeurs normales de l'indice PO, des durées des maxima et des intervalles entre ceux-ci sont définies. L'indice PO augmente pendant l'adaptation à l'obscurité, ainsi que lors d'intensité croissante des stimuli de lumière blanche. Même si l'amplitude des ondes B est comparable pour les stimuli bleus et rouges, l'indice est nettement plus élevé pour la lumière rouge que pour la bleue.

La durée des maxima de tous les PO diminue avec l'augmentation de l'intensité des stimuli. Elle est nettement plus courte pour les stimuli rouges que pour les bleus. L'intervalle entre les maxima est constant sans être rythmique pendant l'adaptation à l'obscurité. Les durées de maxima les plus longues correspondent aux intervalles les plus courts. Par contre, les PO sont rythmiques lors de stimuli entrecoupés d'obscurité. Les intervalles entre les maxima sont plus courts pour la lumière bleue que pour la rouge.

Si l'intensité des éclairs croît, les intervalles tendent à se raccourcir. Ces études démontrent que les PO sont influencés, mais non pas générés par les photorécepteurs. L'examen d'un chien atteint d'hypoplasie du nerf optique a montré que les

cellules ganglionaires ne participent pas à la biogénèse des PO. La valeur pronostique des PO lors de diagnostic précoce de l'hérédité-dégénération de la rétine est discutée.

**Potenziati oscillanti sull'onda B dell'ERG nel cane**

Vengono caratterizzati i potenziati oscillanti (PO) sull'onda B dell'ERG canino. Vengono presentati i valori normali per l'indice dei PO, i tempi di punta e i periodi fra i tempi di punta dei singoli PO. L'indice dei PO aumenta durante l'adattamento al buio, come durante l'aumento dell'intensità degli stimoli di luce bianca. Benché le stimolazioni scotopiche di luce rossa e blu per una massima ampiezza B siano bilanciate, l'indice per la luce rossa è chiaramente maggiore di quello per la luce blu.

I tempi di punta di tutti i PO si raccorcano con l'aumentare dell'intensità di stimolazione. Stimolazioni di luce rossa bilanciate scotopicamente producono tempi di punta chiaramente più corti, che stimolazioni di luce rossa.

I periodi fra i tempi di punta sono, durante l'adattamento al buio costanti ma non ritmici. PO con tempi di punta più

lunghi, hanno periodi fra i tempi di punta più corti. Al contrario i PO generati da stimolazione bilanciata scotopicamente sono ritmici ed i periodi fra i tempi di punta per la luce blu sono più corti che quelli per la luce blu sono più corti che quelli per la luce rossa. Con l'aumentare dell'intensità dei lampeggiamenti i periodi fra i tempi di punta hanno la tendenza a diventare più corti.

I nostri risultati mostrano che i PO vengono influenzati dai fotoricettori, ma non da questi generati. Analisi compiute in un cane con ipoplasia del nervo ottico dimostravano che le cellule dei gangli non partecipano all'eletrobiogenesi dei PO. Viene discusso il valore prognostico dei PO per la diagnosi precoce di degenerazioni ereditarie della retina nel cane.

Adresse: B.M. Spiess  
Vet.-Chirurgische Klinik  
Universität Zürich  
Winterthurerstrasse 260  
CH-8057 Zürich

Manuskripteingang: 7. Februar 1992

## **WEITERBILDUNG**

### **6.-11. Dezember 1992 in Davos**

Osteosynthese bei Kleintieren, Kurs für Anfänger in Englisch  
Osteosynthese bei Kleintieren, Kurs für Fortgeschrittene in  
Deutsch

Information: AO-Vet Centre, Frau Monika Gutscher  
Winterthurerstrasse 260  
8057 Zürich, Schweiz  
Telefon 01/313 03 83  
Telefax 01/313 03 84