

Transkranielle Magnetstimulation des motorischen Kortex und perkutane Magnetstimulation peripher-nervöser Strukturen beim Hund

Autor(en): Heckmann, R. / Hess, C.W. / Hogg, H.P.

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): 131 (1989)

Heft 6

PDF erstellt am: 28.06.2024

Persistenter Link: <https://doi.org/10.5169/seals-591751>

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.

TRANSKRANIELLE MAGNETSTIMULATION DES MOTORISCHEN KORTEX UND PERKUTANE MAGNETSTIMULATION PERIPHER-NERVÖSER STRUKTUREN BEIM HUND

R. HECKMANN, CH. W. HESS, H. P. HOGG, H. P. LUDIN, TH. WIESTNER

ZUSAMMENFASSUNG

Mit Magnetfeldpulsen wurden transkraniell der motorische Kortex und perkutan peripher nervöse Strukturen (motorische Wurzel, Plexus, peripherer Nerv) von wachen und aus der Narkose erwachenden Hunden gereizt. Die dadurch evozierten Muskelsummenpotentiale wurden von Gliedmassenmuskeln mit Oberflächen- oder Nadelelektroden abgeleitet. Die zentralmotorische Laufzeit, ein Wert, der Informationen über zentralmotorische Bahnen liefert, wurde durch Subtraktion der peripheren von der kortikomuskulären Latenz berechnet. Die periphere Latenz wurde mittels Hochvoltstimulation und Magnetstimulation motorischer Wurzeln und mit der F-Wellentechnik bestimmt. Es wurde die motorische Nervenleitgeschwindigkeit des N. tibialis nach magnetischer und elektrischer Reizung gemessen und die Werte miteinander verglichen.

SCHLÜSSELWÖRTER: Magnetstimulation – motorischer Kortex – motorische Wurzeln – periphere Nerven – periphere Latenz – zentralmotorische Laufzeit

EINLEITUNG

Barker et al. (1985) gelang es erstmals, mittels elektromagnetischer Induktion durch ein zeitlich änderndes Magnetfeld transkraniell den motorischen Kortex des Menschen zu stimulieren und Muskelzuckungen in Armen und Beinen hervorzurufen (Hess et al., 1987). Schon 1980 gelang dies Merton und Morton mit Hilfe sehr kurzer Hochspannungs-Reize, die sie durch Kondensatorentladung erzeugten. Die elektrische Reizung ist aber, im Gegensatz zur magnetischen, schmerzhaft und deshalb für klinische Un-

TRANSCRANIAL MAGNETIC STIMULATION OF THE MOTOR CORTEX AND PERCUTANEOUS MAGNETIC STIMULATION OF PERIPHERAL NERVOUS STRUCTURES IN THE DOG

The motor cortex was transcranially and peripheral nervous structures (motor roots, plexus, peripheral nerves) were percutaneously stimulated by magnetic pulses in awake dogs and in dogs awaking from general anesthesia. The compound muscle action potentials were recorded by surface or needle electrodes. The central motor conduction time as an information about central motor tracts was obtained by subtracting the peripheral latency from the corticomuscular latency. The peripheral latency was assessed by high voltage electrical and magnetic stimulation of motor roots and by the F-wave technique. The motor conduction velocity of the tibial nerve was measured by percutaneous magnetic and by electrical stimulation and the resulting values were compared.

KEY WORDS: magnetic stimulation – motor cortex – motor roots – peripheral nerves – peripheral latency – central motor conduction time

tersuchungen nicht geeignet. Die Methode ist besonders deshalb interessant, weil mit ihr zentralmotorische Bahnen der Messung zugänglich werden. Die klinisch-electrophysiologische Diagnostik kann mit Hilfe peripher-afferent ausgelöster und vom ZNS abgegriffener evozierter Potentiale einen Teil der sensorischen Systeme erfassen. Zuverlässige, nicht invasive und schmerzfreie Methoden, um die Funktionstüchtigkeit zentralmotorischer Bahnen zu beurteilen, haben aber bisher gefehlt.

In der vorliegenden Arbeit wird die Technik der perkutanen magnetoelektrischen Stimulation und die Untersu-

chungsmethodik beim Hund beschrieben. Es werden erste Resultate vorgestellt, Grundlage dafür, diese Verfahren bei Läsionen absteigender motorischer Systeme und peripherer Nerven diagnostisch anzuwenden und Fragen der Patientensicherheit zu beantworten. Möglicherweise können solche Untersuchungen unser Verständnis motorisch kompetenter Hirnrindenareale und absteigender motorischer Systeme erweitern.

TIERE, MATERIAL UND METHODIK **Zur Physik und Technik der Magnetstimulation**

Der Magnetstimulation liegt der Effekt der elektromagnetischen Induktion zugrunde: Eine Stromstärkeänderung in einem Stromkreis erzeugt in einem benachbarten Stromkreis eine Spannung von der Form der 1. Ableitung der Stromfunktion nach der Zeit und von der Grösse, die von der geometrischen Verkoppelung der beiden Stromkreise abhängt. Bei der Magnetstimulation ist der Primärstromkreis die Stimulatorspule, der Sekundärstromkreis das Gewebe mit den erregbaren Strukturen. Der Strom im Gewebe als Folge der induzierten Spannung bewirkt die Auslösung von Membranerregungen. Die Form der Strombahn im Gewebe ist schwierig zu bestimmen. Die optimale Form der Stimulatorspule wird je nach Erregungsziel verschieden sein (Rösler et al., 1988). Die Länge des induzierten Spannungspulses ist ebenfalls kritisch. Zu lange Pulse ($> 500 \mu\text{s}$) «verbrauchen» sich durch innere Entladung in den Membrankapazitäten und sind schmerzhaft.

Der Stromimpuls wird erzeugt, indem ein Kondensator auf die Stimulatorspule mittels Thyristorschaltern entladen wird. Dies führt wegen des Dämpfungskreises mit Leistungsdioden zu einer aperiodischen Schwingung zwischen Kondensator und Spule.

Für eine vorgegebene Impulslänge steigt die Wirkung des Stimulators proportional zur Kondensatorspannung und zur Wurzel aus der Kondensatorkapazität. Der mittlere Radius der Spule muss in der Grössenordnung des Abstandes des Reizortes von der Spulenebene sein; je dünner der ringförmige Spulenkörper, desto grösser die Wirkung. Die Durchflutung der Spule (Strom \times Windungszahl) muss — bei einer Anstiegszeit von $200 \mu\text{s}$, einer Spule von 70 mm äusserem und 60 mm innerem Durchmesser und einer Dicke von 8 mm (Masse des Kupfers) — etwa 100 kA betragen, um bei einem mittelgrossen Hund transkranial erfolgreich reizen zu können. Das entspricht einer maximalen Induktion im Zentrum der Spule von 2,8 Tesla oder — in einer kleinen Messschleife von 2 Windungen zu $0,5 \text{ cm}^2$ im

Zentrum — einem induzierten Spannungs-Spitzenwert von 3 Volt.

Unsere Stimulatorspule^a, bestehend aus 17 Windungen von Flachkupfer $0,7 \times 8 \text{ mm}$, isoliert mit hochwärmfestem Isolierlack zu einem Kreisring von den obigen Abmessungen gewickelt, ist mit Glasepoxy isoliert und mit einem Handgriff versehen. Ihre Induktivität beträgt $20 \mu\text{H}$.

Zum Bau unseres Magnetstimulators^a wurden 4 Batterien von serie- und parallelgeschalteten hochwertigen Elektrolytkondensatoren verwendet, von denen jede total $200 \mu\text{F}$ Kapazität und eine Betriebsspannung von 2500 V aufweist. Über 4 Leistungsthyristoren mit je 4000 V Betriebsspannung und einer Stossstromfestigkeit (bei $100 \mu\text{s}$ Anstieg) von 2500 Ampère, sind die Kondensatorbatterien im Griff der Spule parallelgeschaltet. Sie werden auch miteinander entladen. Die Zuleitung des Stossstroms erfolgt durch 4 Paare von verdrehten, hochflexiblen 4 mm^2 Kupferlitzenleitungen.

Bei der Verdrahtung des Hochstromkreises muss auf minimale Streuinduktivität geachtet werden. Das Laden und Entladen der serie-parallelen Elkos erfordert besondere Massnahmen. Eine aufwendige Steuer-, Mess- und Sicherheitselektronik ist notwendig. Der ganze Hochstrom-Hochspannungskreis ist erdfrei betrieben, damit ein Isolationsleck gemessen werden kann, um Sicherheitsmassnahmen einzuleiten. Von der bei 2500 V Ladespannung erreichten elektrischen Energie in den Kondensatoren ($800 \mu\text{F}$, 2500 Joule) gehen nur etwa 30 % ins Magnetfeld der Stimulatorspule. Der grösste Teil verbraucht sich in den ohmschen Innenwiderständen der Kondensatoren. Etwa 50 Joule pro Stoss gehen in den ohmschen Widerstand der Spule. Nach rasch folgenden Stössen erhitzt diese sich auf bis zu 60°C (Abb. 1).

Versuchstiere und Untersuchungsgang

Die Untersuchungen wurden an 12 gesunden, narkotisierten, aus der Narkose erwachenden und wachen Hündinnen (9 Beagles, 3 Bastarde, 1- bis 6jährig) durchgeführt. Die Narkose wurde mit einer Neuroleptanalgesie mit Polamivet^{®b} und Vetranquil^{®c} in der Dosierung von 0,3 ml Polamivet pro kg/Körpergewicht i. v. und 0,01 ml Vetranquil pro kg/KG i. v. eingeleitet. Die Tiere werden dann intu-

^a Bau und Konstruktion: H. P. Hogg

^b Polamivet[®] (Hoechst): 2,5 ml 1-Polamidon, 0,125 mg 2.2 Diphenyl-4-Piperidino-Butyramid-Hydrochlorid/ml

^c Vetranquil[®] (Latavet): 1 % Acepromazin

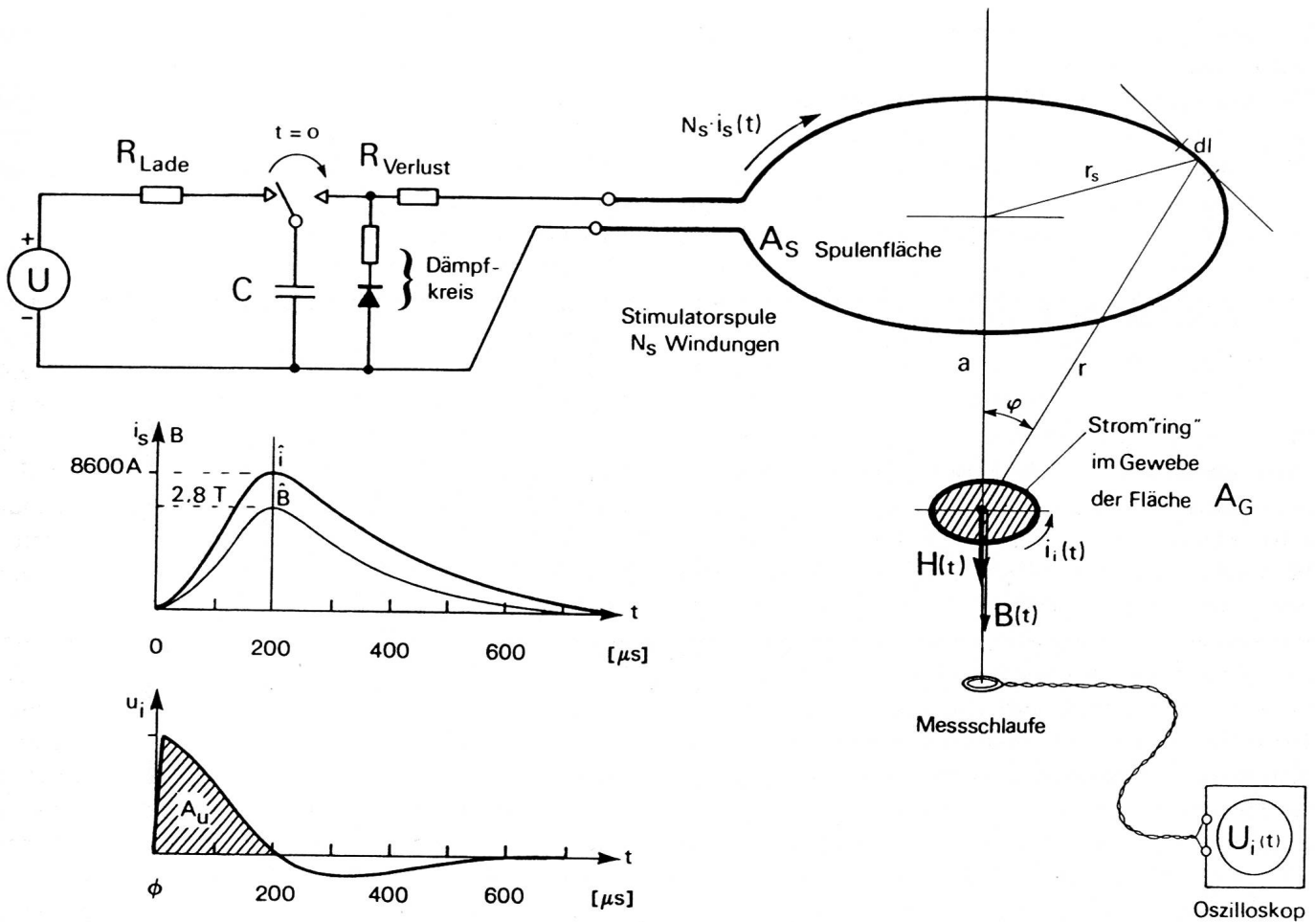


Abb. 1: Prinzip Magnetstimulator: Ein Kondensator wird in die Stimulatorspule entladen. Stromverlauf und induzierte Spannung in einer Messschleife für den von uns gebauten Stimulator.

Verschiebte Ladung im Gewebering bis zur Zeit der maximalen Induktion:

$$Q_G = \frac{B_{\max} \cdot A_G}{R_G} = \frac{A_G}{R_G} \cdot \sqrt{\frac{2 \cdot \mu_0}{\pi \cdot \left[\frac{a^2}{r_s} + r_s \right]^3}} \cdot i_{s \max} \sqrt{L}$$

Rechts unten ist eine einfache Messanordnung dargestellt, zur Bestimmung der Komponente der max. magnetischen Induktion in Richtung der Achse einer kleinen Messschleife, die ins Stimulatorfeld an den interessierten Raumpunkt gebracht wird. Auf dem Oszilloskop wird die Spannung x Zeitfläche A_u bis zum Nulldurchgang bestimmt. Aus Windungszahl N_M und umschlossener Fläche A_M ergibt sich die maximale magnetische Induktion:

$$B_{\max} \text{ (Tesla)} = A_U (\mu s \cdot V) / [100 \cdot A_M \cdot N_M] \text{ (cm}^2\text{)}$$

Die Messschleife kann aus Kupferlackdraht von 0,1 mm Durchmesser in 2 Windungen von 7,98 mm mittlerem Durchmesser entsprechend $A_M \times N_M = 1 \text{ cm}^2$ hergestellt werden (Heckmann, 1989).

biert und die Narkose mit Sauerstoff/Lachgas/Fluothan unterhalten.

Die Hunde waren in einer Hängematte gelagert. Die Muskelsummenpotentiale wurden mit subkutan gesteckten Nadelelektroden oder mit Oberflächenelektroden (Silberplättchen, 4 x 6 mm) abgeleitet, die als differente Elektro-

den im Bereich des Muskelbauchs platziert wurden. Bezugselektroden waren subkutan distal im Sehnenbereich gesteckte Stahlnadeln.

Als erstes wurde die periphere Latenz ermittelt. Durch Subtraktion dieses Wertes von der kortikomuskulären Latenz berechneten wir die zentralmotorische Laufzeit. Die

periphere Latenz bestimmten wir an 4 Hunden (3 Beagles und 1 Deutscher Schäferbastard),

- a) durch elektrische Hochvoltstimulation (HV-Stimulation),
- b) durch perkutane Magnetstimulation (Mills et al., 1986; Hess et al., 1987) und
- c) mit der F-Wellentechnik (Kimura, 1983).

Die Hochspannungsimpulsreizung^a erfolgte im Halswirbel- und im Lendenwirbelsäulenbereich auf Höhe C_{1/2} und L_{6/7} über teflonisierte Nadelelektroden mit blanker Spitze, wobei die Reizanode proximal am Wirbelbogen, die -kathode etwa 1 cm davon entfernt weiter distal lag.

Für die Magnetstimulation wurde die Reizspule so platziert, dass das Spulenzentrum etwa an die gleiche Stelle zu liegen kam wie zuvor die Reizanode.

Zur Ermittlung der F-Wellenlaufzeit wurde der N. ulnaris im Ellbogenbereich und der N. tibialis oberhalb des Sprunggelenks mit elektrischen Rechteckimpulsen über teflonisierte Nadelelektroden mit blanker Spitze supramaximal gereizt, wobei die Reizkathode dicht an den Nerven, die -anode subkutan gesteckt wurde. Die Muskelsummenpotentiale aus den Mm. interossei wurden mit Oberflächenelektroden abgeleitet. Dabei liess sich häufig nach der direkten Antwort, dem M-Potential, ein zweites Potential viel längerer Latenz ableiten, das man als F-Welle bezeichnet (Abb. 2). Da es sich dabei nach Gassel und Wiesendanger (1965) um eine rückläufige Entladung der Alphamotoneurone handelt, lässt sich die periphere Latenz, die der F-Wellenlaufzeit entspricht, berechnen nach

$$F_{\text{Lauf}} = \frac{M_{\text{Latenz}} + F_{\text{Latenz}}}{2} \text{ (ms)}$$

Dann reizten wir peripherenervöse Strukturen am narkotisierten Tier, indem wir die Spule für die Reizapplikation von Wirbelsäulenhöhe über Plexus und peripheren Nerven in gewünschten Distanzschritten dicht auf die Haut legten. Die Spule wurde so platziert, dass der periphere Nerv möglichst die Tangente zum innern Spulenrand bildete. Es wurden Untersuchungen mit Spulenstrom im Uhr- und Gegenuhrzeigersinn vorgenommen. Zum Vergleich der motorischen Nervenleitgeschwindigkeitswerte wurde der N. tibialis bei einem Hund auch mit elektrischen Rechteckimpulsen über teflonisierte Stahlnadeln gereizt, wobei die Reizkathode nervennah, die Anode subkutan gesteckt wurde. Für jede Messung wurden die Reizelektroden neu platziert.

Für die transkranielle Reizung liessen wir die Tiere erwachen und extubierten, sobald der Schluckreflex zurückge-

^a Stimulator max. 750 V, Zeitkonstante 50–100 μs

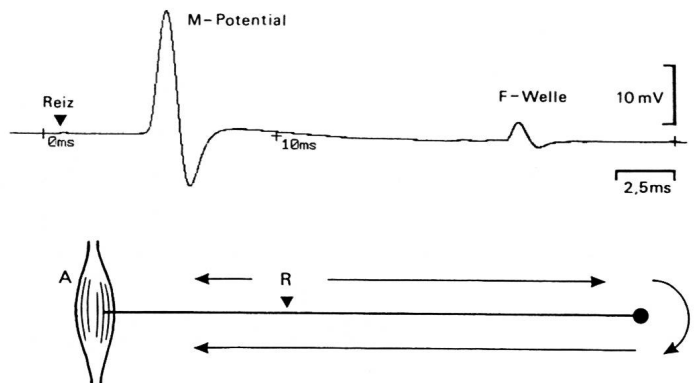


Abb. 2: Ermittlung der peripheren Latenz mit der F-Wellentechnik: supramaximale Reizung (R) eines peripheren Nervis, Ableitung (A) des M-Potentials und der F-Welle aus einem zugehörigen Skelettmuskel. Das Schema zeigt, dass die F-Welle durch rückläufige Erregung von Alphamotoneuronen zustande kommt. Die periphere Latenz, die der F-Wellen-Laufzeit entspricht, berechnet sich nach:

$$F_{\text{Lauf}} = \frac{M_{\text{Latenz}} + F_{\text{Latenz}}}{2} \text{ (ms)}$$

kehrt war. Die Intubationsnarkose war vorteilhaft, um die Tiere optimal lagern und die Ableitelektroden exakt platzieren zu können. Eine höhere Dosierung der Neuroleptanalgesie hätte den Nachteil längerer Aufwachzeiten. Bei 6 Beagles reizten wir den motorischen Kortex transkraniell, ohne dass die Tiere zuvor narkotisiert waren. Für die Kortexreizung legten wir die Spule sagittal dicht auf den Schädel, das Spulenzentrum etwa 1–3 cm vor der Protuberantia okzipitalis externa. Bei den kortikalen magneto-elektrischen Reizungen floss der Spulenstrom, vom Untersucher aus betrachtet, im Uhrzeigersinn. Die Gliedmassenmuskeln waren nicht vorinnerviert (Abb. 3).

RESULTATE

Die Reizung der motorischen Nervenwurzeln, der Spinalnerven, des Plexus und des peripheren Nervis gelang mühelos beim narkotisierten Hund. Bei gleicher Reizstärke der Magnetstimulation im Wurzel- und Plexusbereich zeigte sich, dass das evozierte Muskelsummenpotential amplitudenschwächer war als bei weiter peripher applizierter Reizung. Erfolgte die magnetische Reizung weit distal an der Gliedmasse, leitete man häufig wieder Muskelsummenpotentiale mit niedriger Amplituden ab. Oft blieben trotz Verschiebung der Spule von proximal nach distal die Latenzen beinahe gleich (Abb. 4). Häufig konnten wir, etwa bei Reizung des N. ischiadicus auf Hüfthöhe, Muskel-

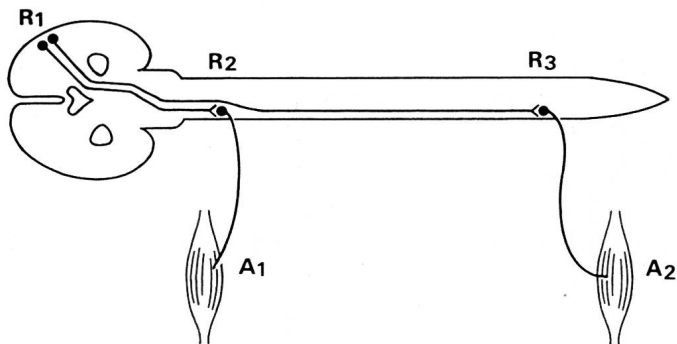


Abb. 3: Schematische Darstellung der zentralmotorischen Bahnen zu den Vorderhornzellen im Hals- und Lendenbereich.

- R₁: Kortex-Reizung
- R₂: Reizstelle im Halswirbelbereich
- R₃: Reizstelle im Lendenwirbelbereich
- A₁, A₂: Ableiteorte der Muskelsummenpotentiale

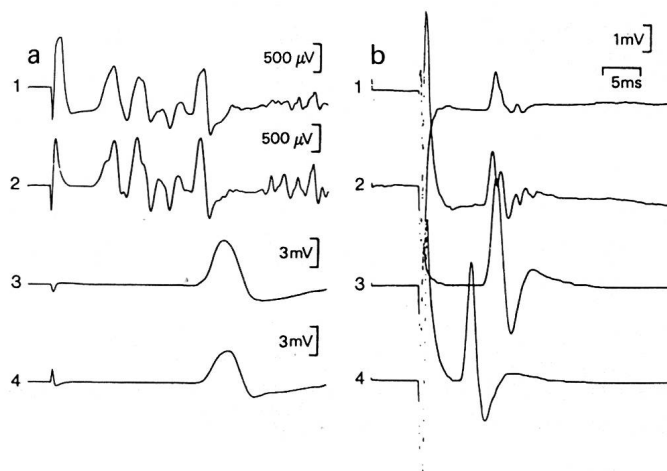


Abb. 4:

a) Muskelsummenpotentiale, abgeleitet mit Oberflächen-elektroden über den Mm. extensor carpi radialis (1), flexor carpi ulnaris (2), tibialis anterior (3) und gastrocnemius (4), evoziert durch transkranielle magnetische Reizung des motorischen Kortex an einem aus der Narkose erwachenden Hund.

b) Muskelsummenpotentiale, abgeleitet mit Oberflächen-elektroden über den Mm. interossei der Vordergliedmasse eines narkotisierten Hundes, evoziert durch perkutane Reizung auf Höhe der Halswirbelsäule (1), des Plexus brachialis (2), auf Ellbogenhöhe (3) und proximal des Carpus (4). (Heckmann, 1989).

summenpotentiale gleicher Latenz von der kontralateralen Seite ableiten.

Nach supramaximaler elektrischer Reizung peripherer Nerven fiel auf, dass F-Wellen nur in weit distal liegenden Muskeln häufig auftraten. Bei der Bestimmung der peripheren Latenzen mit der magnetischen Reizung wurden die Messwerte nach linker und rechter Extremität sowie nach der Richtung des Spulenstroms differenziert. Die von den 4 Hunden gewonnenen 11 Messreihen (6 vorn, 5 hinten) zeigten in 9 Fällen keine Abhängigkeit vom Spulenstrom-Drehsinn. In zwei Messreihen fanden wir gesicherte Unterschiede (Scheffé-F-Test $p \leq 0,05$). Für den Vergleich zur HV-Stimulation und F-Wellentechnik wurden deshalb die peripheren Latenzwerte der magnetischen Stimulation von linker und rechter Seite ohne Berücksichtigung der Stromrichtung zu einer gemeinsamen Gruppe zusammengefasst. Die ermittelten Resultate der peripheren Latenzen nach Hochvolt-, Magnetstimulation und mit der F-Wellentechnik zeigen Tabellen 1 und 2.

Durch transkranielle Reizung des motorischen Kortex mit Magnetstimulation liessen sich beim narkotisierten Tier bei unserer Narkosemethode nie Muskelantworten evozieren. Nach der Aufwachphase konnten wir von den Mm. extensor carpi radialis, flexor carpi radialis, triceps brachii, biceps brachii und supraspinatus und hinten von den Mm. tibialis anterior und gastrocnemius zuverlässig Muskelsummenpotentiale ableiten. Die Mm. interossei der Vorder- und Hintergliedmasse zeigten seltener Antworten. Die Maximalamplituden der Muskelsummenpotentiale nach transkranieller magnetischer Reizung wiesen Werte zwischen $200 \mu V$ bis $8 mV$ auf. Oft trat $12-25 ms$ nach Abgang des ersten Muskelsummenpotentials eine zweite, in Form und Amplitude stark variable Antwort auf. In allen untersuchten Muskeln liessen sich vereinzelt mehrere Antworten mit jeweils bevorzugten Latenzen ableiten (Abb. 5, Abb. 6).

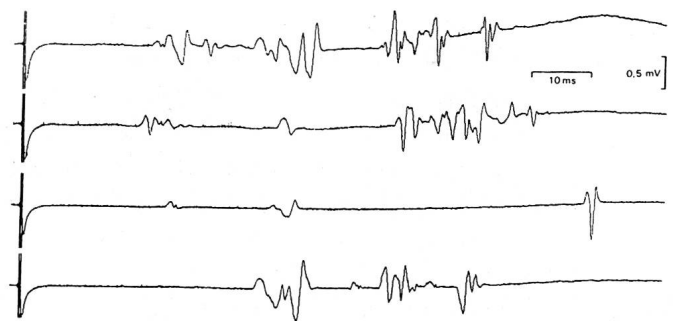


Abb. 5: Mehrfachantworten aus den Mm. interossei vorne nach transkranieller magnetischer Reizung des motorischen Kortex eines aus der Narkose erwachenden Hundes.

Tab. 1: Vergleich der peripheren Latenzen von 4 Hunden, gewonnen durch Hochvoltstimulation (HV-Stimulation) und Magnetstimulation im Bereich der Hals- und Lendenwirbelsäule (HWS, LWS) und mit der F-Wellentechnik. Die Messwerte für links und rechts sowie für den Spulenstromdrehsinn sind gepoolt worden. Ableitung der Muskelsummenpotentiale aus den Mm. interossei.

Methode Tier-Nr.	HV-Stimulation	Magn.-Stimulation	F-Wellen-Technik		
			\bar{x}	x_{\min}	
HWS	Beagle (306)	6,9 +/- 0,1 /6	6,5 +/- 0,2 /12	6,8 +/- 0,9 /16	5,7 ms
	Beagle (1077)	7,0 +/- 0,1 /6	6,7 +/- 0,6 /11	9,4 +/- 0,3 /12	9,1 ms
	Beagle (907)	5,9 +/- 0,2 /10	5,9 +/- 0,2 /35	7,8 +/- 0,3 /16	7,4 ms
	Schäferbastard	7,6 +/- 0,1 /12	7,7 +/- 0,2 /18	9,7 +/- 0,2 /15	9,4 ms
LWS	Beagle (306)	8,2 +/- 0,1 /6	8,4 +/- 0,2 /12	9,7 +/- 0,3 /15	9,2 ms
	Beagle (907)	7,2 +/- 0,4 /8	6,8 +/- 1,0 /16	10,3 +/- 0,5 /25	9,3 ms
	Schäferbastard	8,4 +/- 0,4 /8	8,9 +/- 0,3 /17	10,7 +/- 0,5 /17	10,3 ms

\bar{x} +/- s/n (ms)

n = Anzahl Messwerte

Tab. 2: Absolute und relative Mittelwert-Abweichungen der peripheren Latenzwerte von Tab. 1 im Vergleich zu den mit HV-Stimulation gewonnenen Werten.

Tier-Nr.	HV-Stimulation	Magn.-Stimulation	F-Wellen-Technik	
			\bar{x}	x_{\min}
HWS	Beagle (306)	- 0,4 ms	- 0,1 ms	- 1,2 ms
		100 % = 1,0	0,94	0,83
	Beagle (1077)	- 0,3 ms	- 2,4 ms	+ 2,1 ms
		1,0	0,96	1,30
	Beagle (907)	0	+ 1,9 ms	+ 1,5 ms
LWS		1,0	1,32	1,25
	DS Bastard 1	- 0,1 ms	- 2,1 ms	+ 1,8 ms
		1,0	1,01	1,24
	Beagle (306)	+ 0,2 ms	+ 1,5 ms	+ 1,0 ms
		1,0	1,02	1,12
LWS	Beagle (907)	- 0,4 ms	+ 3,1 ms	+ 2,1 ms
		1,0	0,94	1,29
	DS Bastard (1)	+ 0,5 ms	+ 2,3 ms	+ 1,9 ms
	1,0	1,06	1,27	1,23
mittlere Abweichung der Mittelwerte		- 0,05 ms	+ 1,9 ms	+ 1,3 ms

Durch Auflegen der Ringspule im Wirbelsäulenbereich in der Nackenregion und am thorakolumbalen Übergang war eine effektive Reizung des Rückenmarks nicht möglich. Die kortikomuskuläre Latenz bzw. die zentralmotorische

Laufzeit, gemessen an Hunden, die aus der Narkose er wachten, lag gegenüber den Werten von wachen Tieren um etwa einen Faktor 2 höher. Die von 6 wachen Tieren erhobenen Werte sind in Tabelle 3 zusammengestellt.

MAGNETSTIMULATION BEIM HUND

Tab. 3: Bestimmung der zentralmotorischen Laufzeit an 6 Beagle-Hündinnen. Transkranielle Kortexreizung bzw. perkutane Reizung (2, 4 kV) im HWS- und LWS-Bereich mit Magnetfeldpulsen, Ableitung der Muskelsummenpotentiale vom M. extensor carpi radialis und den Mm. interossei hinten.

Beagle	Nr.	3316	1298	3368	1350	5208	6820	\bar{x}	s
HWS	a) zentrale Latenz	ms	9,1	8,3	8,4	9,1	8,7	7,9	
	b) periphere Latenz	ms	3,6	3,1	2,8	3,2	3,0	2,9	
	c) zentr. mot. Laufzeit (a-b)	ms	5,5	5,2	5,6	5,9	5,7	5,0	0,3
LWS	d) zentrale Latenz	ms	17,2	15,8	15,7	16,1	16,2	15,2	
	e) periphere Latenz	ms	7,2	4,9	5,3	5,9	6,0	4,9	
	f) Zentr. mot. Laufzeit	ms	10,0	10,9	10,4	10,2	10,2	10,3	0,3
g) Distanz Cortex-HWS	mm	100	100	110	100	85	75		
h) Distanz Cortex-LWS	mm	515	510	510	440	500	550		
i) LG HWS-LWS (h-g)/(f-c)	m/s	92	72	83	79	92	90	85	8,1
k) «Zentr. Leitzeit» (g/i) (*)	ms	1,1	1,4	1,3	1,3	0,9	0,8		
l) «Zentr. Schaltzeit» (**) (c-3 ms)-k	ms	2,4	1,8	2,3	2,6	2,8	2,2	2,4	0,3

* Schätzung der reinen Fortleitungszeit Kortex-HWS bei Annahme gleicher Leitgeschwindigkeit (LG) der beiden Bahnen Kortex-Halsmark und Kortex-Lendenmark, die gleiche Annahme liegt auch der Berechnung von i) zu Grunde.

** Die Zentrale Schaltzeit ergibt sich aus der Differenz der zentralmotorischen Laufzeit minus die berechnete zentrale Leitzeit (k). Eine ms wird zusätzlich für die Transmission auf die Alphamotoneurone, zwei weitere ms dafür abgezogen, dass die Erregung bei der Bestimmung der peripheren Latenz mit der magnetischen Stimulation im Bereich der Wurzeln und nicht an den Alpha-Motoneuronen startet (siehe Tab. 1).

Falls mehrere Antworten auftraten, war die Latenz-Streuung der ersten Antwort am geringsten (Abb. 6).

Bei transkranieller magnetischer Stimulation in aufsteigender Reizstärke beobachteten wir neben einem Anstieg der Potentialamplitude eine Verkürzung der kortikomuskulären Latenz (Abb. 7).

Die magnetische Reizung des N. tibialis (ischiadicus), verschieden weit distal vom Hüftbereich bis oberhalb Tarsus, ergab, verglichen mit der elektrischen Nervenreizung, nur brauchbare Resultate, wenn man als effektiven distalen Reizort einen Punkt am inneren Spulenrand annahm und im Hüfthöckerbereich bzw. oberhalb des Tarsus stimulierte. Vergleich dieser Resultate siehe Tabelle 4.

DISKUSSION

Für die Bestimmung der peripheren Latenzen ist die magnetische Reizung bzw. die Hochvoltstimulation der F-Wellentechnik vorzuziehen. Letztere Technik hat den Nachteil, dass man F-Wellen zuverlässig nur in distalen Gliedmassenmuskeln evozieren kann (Mm. interossei). Diese Muskeln lassen sich aber durch kortikale Stimulation selten erregen. Die Latenzwerte bei Magnet- und

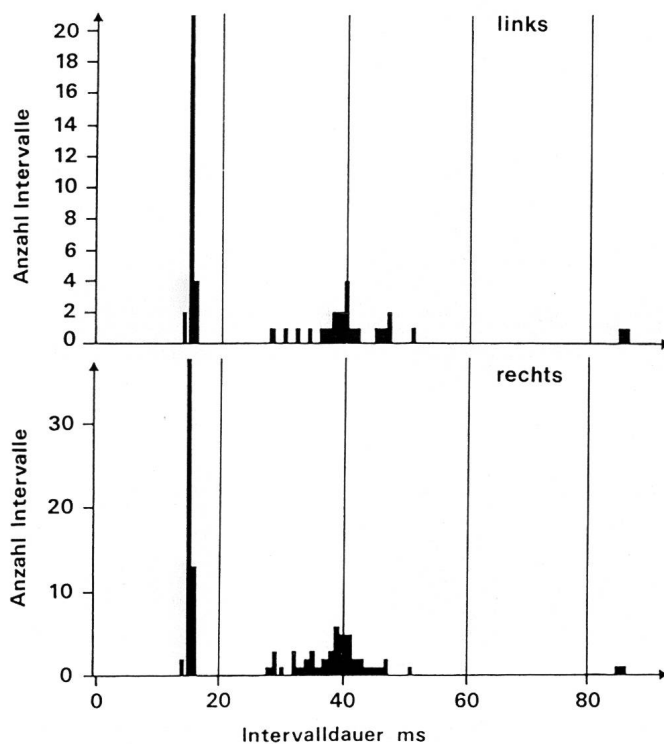


Abb. 6: Histogramm der Mehrfachantworten im M. extensor carpi radialis eines Hundes nach transkranieller magnetischer Reizung des motorischen Kortex.



Abb. 7: Transkranielle magnetische Reizung des motorischen Kortex eines Hundes mit unterschiedlichen Reizstärken (1,6 kV, 1,8 kV, 2,0 kV, 2,2 kV). Ableitung der Muskelsummenpotentiale aus dem M. flexor carpi radialis.

Hochvoltstimulation sind ähnlich und gut reproduzierbar. Die Tatsache, dass die F-Laufzeit als Mass für die periphere Latenz im Mittel um 1,9 ms länger ist, weist darauf hin, dass die Reizung im peripheren Nervensystem und nicht an den Vorderhornzellen effektiv ist. Ludolph et al. (1988) haben bei Untersuchungen am Menschen festgestellt, dass bei Wurzelstimulation die Latenz mit zunehmender Reizstärke etwas abnimmt und dass die Vorinnervation des Zielmuskels keinen Einfluss auf die periphere Latenz hat. Nach Untersuchungen von Mills et al. (1986) wird beim Menschen das Axon der Vorderhornzellen und nicht das Alpha-Motoneuron selbst gereizt. Bei praktisch gleichen Latenzwerten mit Hochvolt- und Magnetimpulsstimulation ziehen wir beim Hund die Magnetstimulation vor, da sie viel einfacher ist. Dabei ist die Positionierung der Reizspule nicht kritisch. Aus Symmetriegründen entspricht bei

magnetoelektrischer Reizung einem Spulenstrom im Uhrzeigersinn links eine Stromrichtung im Gegenuhrzeigersinn rechts. Tatsächlich fand man beim Menschen eine entsprechende Abhängigkeit der Summenpotentialamplitude und – weniger ausgeprägt – auch der Latenz (Schmid et al., 1988). Bei der Normalwerterhebung sollten deshalb die untersuchte Seite und der Spulenstromdrehsinn berücksichtigt werden, obwohl wir bei unseren wenigen Messungen nur in 2 von 11 Messreihen eine Abhängigkeit beobachten konnten.

Bei den von 6 wachen Beaglehündinnen erhobenen Werten fallen die gute Reproduzierbarkeit und die sehr kleinen Streumasse der errechneten zentralmotorischen Laufzeiten auf. Die Tiere waren alle im etwa gleichen Alter und etwa gleich gross (Tab. 3). Die «Erregungsleitungsgeschwindigkeit» zwischen Hals- und Lendenwirbelsäule ist bei einem Mittelwert von 85 m/s sehr hoch, und es scheint, dass die Narkose auf diesen Wert keinen Einfluss nimmt, im Gegensatz zu der beobachteten deutlich höheren kortikomuskulären Latenz bei den aus der Narkose erwachenden Tieren. Die «Leitgeschwindigkeit» zwischen Hals- und Lendenregion basiert auf der Annahme gleicher kortikospinaler Leitgeschwindigkeit der beiden Bahnen zum Hals- wie zum Lendenmark (Abb. 3).

Die unter der gleichen Annahme berechnete zentrale «Leitzeit» ist deutlich tiefer als die ermittelte zentralmotorische Laufzeit bis zum Halsmark. Diese Zeitdifferenz erklärt sich z. T. wie folgt: 2 ms für die tiefere distale Latenz bei Magnetstimulation gegenüber der F-Laufzeit, 1 ms für die Transmission zum Alpha-Motoneuron, womit dann ein

Tab. 4: Vergleich der Latenz- bzw. der motorischen Nervenleitgeschwindigkeitswerte eines Hundes mit elektrischer und magnetischer Reizung des N. tibialis im Hüft- und Tarsusbereich, Ableitung der Muskelsummenpotentiale aus den Mm. interossei. Mehrfachbestimmung der Werte nach jeweiliger Neuplazierung der Reizelektroden.

El. Stimulation		1	2	3	4	5	6	\bar{x}	s
Hüfte	ms	10,3	9,9	10,2	11,0	10,1	10,1		
Tarsus	ms	5,3	5,1	5,3	5,9	6,7	4,9		
Distanz	mm	310	320	305	320	365	340		
mot. NLG	m/s	62	67	62	63	62	65	63,5	2,1
Magn. Stimulation		1	2	3	4	5	6	\bar{x}	s
Hüfte	ms	10,4	9,9	9,9	11,4	10,1	10,2		
Tarsus	ms	5,0	5,2	5,2	6,0	4,7	4,8		
Distanz	mm	320	320	320	320	325	340		
mot. NLG	m/s	59	68	68	59	60	63	62,8	4,3

durchschnittlicher Restwert von 2,4 ms bleibt, den wir als «zentrale Schaltzeit» bezeichnen (Tab. 3). Es ist also möglich, dass die Magnetreizung wie beim Menschen transsynaptisch erfolgt (Hess und Ludin, 1988). Unsicher bleibt, ob durch die Magnetreizung eine direkte kortikospinale Bahn erregt wird. Der Grund für das in allen untersuchten Muskeln beobachtete Auftreten mehrerer Antworten auf einen Kortexreiz ist unklar. Vielleicht sind sie Ausdruck spinaler Reflexaktivität. Denkbar wäre auch, dass die diffuse magnetische Reizung Erregungen über mehrere absteigende motorische Bahnen schickt. Möglich ist schliesslich die repetitive Aktivierung des gleichen absteigenden Bahnsystems.

Bei elektromagnetischer Stimulation peripherer Nerven kann der effektive distale Reizort nicht sicher bestimmt werden. Dass trotz Spulenverschiebung die Latenz häufig nur wenig beeinflusst wird (Abb. 4), deutet darauf hin, dass sich der induzierte Gewebestrom einen bevorzugten Weg sucht. Beim Vergleich der Werte für die motorische Nervenleitgeschwindigkeit mittels Magnetreizung zur supramaximalen elektrischen Nervenreizung (Tab. 4) zeigt sich nur dann eine gute Übereinstimmung, wenn bestimmte Stimulationsorte gewählt werden, wie in unserem Beispiel die Hüftregion und der N. tibialis oberhalb des Tarsus. Wählt man bei gleicher Reizintensität andere Stellen, ergeben sich oft sehr grosse Abweichungen. Als günstig hat sich erwiesen, dass man als effektiven Reizort einen Tangentenpunkt am inneren Spulenrand annimmt und die Spule möglichst so über die Haut legt, dass der periphere Nerv die Tangente zu diesem Punkt bildet. Dies stimmt weitgehend mit den Resultaten von Dressler et al. (1988) überein. Sehr wichtig ist auch die Reizstärke, da bei höheren Reizstärken der effektive Stimulationsort peripherwärts wandert. Die Reizstärke soll deshalb so gewählt werden, dass gerade ein maximales Muskelsummenpotential erreicht wird.

Die Tatsache, dass Rückenmarksbahnen weder im Halsbereich noch im thorakolumbalen Übergang mit der Magnetreizung erfolgreich gereizt werden können, entspricht den Erfahrungen beim Menschen. Auch dort gelingt dies nur mit der Hochvoltstimulation. Möglicherweise sind anders konfigurierte Spulen und ein stärkerer Magnetimpuls-generator notwendig.

LITERATUR

- Barker A. T., Freeston I. L., Jalinous R., Merton R. A., Morton H. B. (1985): Magnetic stimulation of the human brain. *J. Physiol.* 369, 3 P. — Dressler D., Benecke R., Meyer B.-U., Conrad B. (1988): Die Rolle der Magnetstimulation in der Diagnostik des peripheren Nervensystems. *Z. EEG-EMG* 19, 260–263. — Gassel M. M., Wiesendanger M. (1965): Recurrent and reflex discharges in plantar muscles of the cat. *Acta physiol. scand.* 65, 138–142. — Heckmann R. (1989): Grundlagen und Methodik zu klinisch-neurophysiologischen Untersuchungen beim Hund. Ferdinand Enke Verlag, Stuttgart (im Druck). — Hess Ch. W., Mills K. R., Murray N. M. F. (1987): Responses in small hand muscles from magnetic stimulation of the human brain. *J. Physiol. (London)* 388, 397–419. — Hess Ch. W., Ludin H. P. (1988): Die transkranielle Kortexstimulation mit Magnetfeldimpulsen: Methodische und physiologische Grundlagen. *Z. EEG-EMG* 19, 209–215. — Kimura J. (1983): Electrodiagnosis in diseases of nerve and muscle. F. A. Davis, Philadelphia. — Ludolph A. C., Spille M., Masur H., Elger C. E. (1988): Methodik und Normalwerte für die Ableitung von evozierten Muskelpotentialen nach Stimulation über den motorischen Wurzeln. *Z. EEG-EMG* 19, 71–74. — Merton P. A., Morton H. B. (1980): Stimulation of the cerebral cortex in the intact human subject. *Nature* 285, 227. — Mills K. R., Murray N. M. F., Hess C. W. (1986): Electrical stimulation over the human vertebral column: Which neural elements are excited? *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* 63, 682–589. — Rösler K. M., Hess Ch. W., Heckmann R., Ludin H. P. (1989): Influence of coil shape and size on stimulation characteristics for magnetic stimulation of the human motor cortex. *Neurosci. Lett.* (in press). — Schmid U. D., Walker G., Hess Ch. W. (1988): Zervikale Wurzelstimulation mit magnetischen Impulsen und elektrischen Reizen: Vergleich der Methoden und Normalwerte. Im Abstraktband: Autorenreferate der deutschen EEG Gesellschaft. 33. Jahrestagung, N 4.

Stimulation magnétique transcrânienne du cortex moteur et stimulation magnétique percutanée des structures nerveuses périphériques chez le chien

Au moyen d'impulsions magnétiques on a stimulé transcrâniennement le cortex moteur et de manière percutanée des structures nerveuses périphériques (racines moteur, plexus, nerfs périphériques) de chiens éveillés et d'autres s'éveillant d'une narcose. Les potentiels musculaires de sommation évoqués par cette méthode ont été dérivés à l'aide d'électrodes de surface ou à l'électrode à aiguille au niveau des muscles des extrémités. Le temps de conduction moteur central, qui donne des informations concernant les voies moteur centrales, fut obtenu par la substraction à la latence corticomusculaire de la latence périphérique.

R. HECKMANN, CH. W. HESS, H. P. HOGG,
H. P. LUDIN, TH. WIESTNER

que. La latence périphérique fut déterminée à l'aide de stimulation à haute tension et de stimulation magnétique des racines moteur et par la technique à ondes-F. La vitesse de conduction moteur du nerf tibial fut mesurée par stimulation percutanée magnétique et par stimulation électrique. Les résultats furent comparés.

Stimolazione magnetica trascranica della corteccia motoria e stimolazione magnetica percutanea delle strutture nervose periferiche nel cane

La corteccia motoria é stata stimolata trascranialmente e le strutture nervose periferiche (radici motorie, plexus, nervi periferici) sono state stimolate percutaneamente con pulsazioni magnetiche in cani svegli et in cani in fase di risveglio dopo la narcosi. I potenziali muscolari cosi evocati sono stati derivati da muscoli dell'estremità con elettrodi di superficie ed a spillo. La durata di conduzione motoria centrale, un valore che da informazioni concernenti le vie motorie centrali, é stata ottenuta tramite la sottrazione della latenza periferica dalla latenza corticomuscolare. La latenza periferica é stata determinata con l'aiuto della stimolazione ad alta tensione e della stimolazione magnetica delle radici motorie e con la tecnica a onde-F. La velocità di conduzione motoria del nervo tibiale é stata misurata tramite la stimolazione percutanea magnetica e mediante la stimolazione elettrica ed i valori risultanti sono stati paragonati.

Adresse: Dr. med. et med. vet. R. Heckmann
Veterinär-Chirurgische Klinik
Universität Zürich
Winterthurerstrasse 260
8057 Zürich

Manuskripteingang: 21. April 1989

Seit Jahren bewährt!

COMBI-CALCIUM

Mineralstoffkonzentrat für Hunde und Katzen



Zusammensetzung pro kg

Di-Ca-phosphat	350 g	Weizenkeime	350 g
Calciumcarbonat	250 g	Aromastoffe	50 g
Calciumfluorid	0,181 g	(Gehalt an Ca = 200 g, P = 76 g)	

Ohne Vitamin D₃!

MEDIVET
6301 Zug
Telefon 042 - 4115 22

erhältlich nur bei Ihrem Tierarzt

Röntgen

Mit Franken 14.50 sind Sie dabei:

Mit unserem **neuen Röntgen-Vertriebs-System** berapen Sie **nachträglich** nur die ausgeführten Expositionen zu Fr. 14.50.

Interessiert Sie diese risikofreie Beschaffung einer Röntgeneinrichtung, mit Service und **Vollgarantie**?

Bitte verlangen Sie unverbindlich unser Angebot für eine betriebsbereite, komplette Röntgenanlage mit Dunkelkammereinrichtung.

Vorteile: kein Risiko, keine Kapitalinvestition; Vollgarantie während der Vertragsdauer. Nach 8 Jahren sind Sie Besitzer der kompletten Röntgeneinrichtung.

R. Liechi AG
2075 Thielle/Gals

Röntgen- und Elektromedizin
Tel. 032 88 21 27

Neo Remusin[®] T

Das bewährte Standardpräparat für den Euterschutz:
Penicillin-Neomycin

In der Schweiz entwickelt und hergestellt
- wirksam
- sicher
- gut verträglich

Zusammensetzung
Benzylpenicillinum procainicum 1,5 Mio U.I.,
Benzylpenicillinum natricum 0,5 Mio U.I.,
Neomycinum (ut N. sulfuricum)
500 mg pro vase (10 ml).



Packungen zu 4 Injektoren
Packungen zu 25 x 4 Injektoren