

Responses recorded by the active electrode positioned in the flowing seawater in the olfactory capsule above the receptors were negative in polarity relative to the reference electrode placed in the mouth (stingray) or against the cranial skin above the surface of the water (catfish). The records obtained are similar to the EOGs recorded in other vertebrates^{2, 12, 13}. However, due to the shunting problem the response magnitudes are small, averaging 0.2 mV for the ray and 2.0 mV for the sea catfish for the most potent amino acid stimuli tested at 1.0 mM.; similarly recorded responses for the freshwater channel catfish (*Ictalurus punctatus*) averaged 10 mV. Figure 1 shows EOG responses to applied concentrations of 1.0 mM L-alanine for the freshwater catfish, the sea catfish, and the stingray.

Figure 2 illustrates response-concentration curves for both the stingray and the sea catfish. The relationship between the EOG and stimulus concentration can best be described by power functions with exponents (slopes) ranging between 0.233 and 0.398 (average = 0.315 ± 0.05) for the ray and 0.191 and 0.333 (average = 0.250 ± 0.05) for the catfish. Estimated electrophysiological thresholds are between $10^{-6.5}$ M and 10^{-8} M for both species, which are similar to the values obtained for freshwater catfish^{4, 8}.

The EOG is a simple method for studying the response properties of vertebrate olfactory receptors. Caution must be observed in equating the EOG with the neural response, even though it has been suggested that the EOG is the population average of receptor potentials responsible for the initiation of nerve impulses^{13, 14}. The underwater and air EOGs of the turtle pottled against simultaneously recorded responses of receptor neurons reveal a non-linear relationship which differs quantitatively for different odorants¹⁵⁻¹⁷. However, in the freshwater catfish, the EOG and olfactory neural responses exhibit similar thresholds and phasic-tonic response characteristics⁴. Also, the relationships between the EOG or neural

response and the stimulus concentration are both described by power functions, although the EOG function has a somewhat higher slope⁴.

The underwater EOG preparations of stingray and sea catfish are accomplished with minimum difficulty. There is easy access to the olfactory receptors with little or no surgery required, thus sparing the animal unnecessary stress. We conclude that the underwater EOG is a promising method for the study of the sense of smell of marine fishes.

- ¹ This work was supported by grants from the National Institutes of Health, Nos. NS-08814 and NS-05258.
- ² D. TUCKER and T. SHIBUYA, Cold Spring Harb. Symp. quant. Biol. 30, 207 (1965).
- ³ D. TUCKER and N. SUZUKI, in *Olfaction and Taste* (Ed. D. SCHNEIDER; Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft MBH, Stuttgart, Germany 1971), vol. 4, p. 121.
- ⁴ J. CAPRIO and D. TUCKER, Soc. Neurosci. Abstr. 1, 15 (1975).
- ⁵ K. B. DØVING and K. HOLMBERG, Acta physiol. scand. 91, 430 (1974).
- ⁶ A. M. SUTTERLIN, J. Fish. Res. Bd. Can. 32, 729 (1975).
- ⁷ A. M. SUTTERLIN and N. SUTTERLIN, J. Fish. Res. Bd. Can. 28, 565 (1971).
- ⁸ N. SUZUKI and D. TUCKER, Comp. Biochem. Physiol. 40A, 399 (1971).
- ⁹ J. CAPRIO, Comp. Biochem. Physiol. 52A, 247 (1975).
- ¹⁰ E. E. LITTLE, Soc., Neurosci. Abstr. 1, 9 (1975).
- ¹¹ R. C. GESTELAND, B. HOWLAND, J. Y. LETTVIN and W. H. PITTS, Proc. Inst. Radio Engrs. 47, 1856 (1959).
- ¹² T. SHIBUYA, Japan. J. Physiol. 10, 317 (1960).
- ¹³ D. OTTOSON, in *Handbook of Sensory Physiology* (Ed. L. M. BEIDLER; Springer, New York 1971), vol. 4, p. 95.
- ¹⁴ H. DAVIS, Physiol. Rev. 41, 391 (1961).
- ¹⁵ N. SUZUKI and D. TUCKER, Fedn. Proc. Fedn. Am. Socs. exp. Biol. 29, 521 (1970).
- ¹⁶ D. TUCKER, Fedn. Proc., Fedn. Am. Socs. exp. Biol. 25, 572 (1971).
- ¹⁷ D. TUCKER, Proc. Int. Union Physiol. Sci. 9, 572 (1971).
- ¹⁸ J. RASH, C. GEHRKE, R. ZUMWALT, K. JUO, K. KVENVOLDEN and D. STALLING, J. Chromat. Sci., 10, 444 (1972).

Eine Methode zur drahtlosen Messung der Atemfrequenz an Säuglingen A Method for Wireless Telemetry of Breath-Frequency of Babies

B. WOLF

Institut für Biologie II, Lehrstuhl für Zellbiologie der Universität, Schänzlestrasse 9-15, D-78 Freiburg im Breisgau (Bundesrepublik Deutschland, BRD), 6. November 1975.

Summary. A device is introduced which allows a continuous wireless registration of breath frequency of babies.

Angst und Spannungszustände führen allgemein zu einer Erhöhung der Atemfrequenz, wobei Angstzustände nicht die Tiefe, sondern lediglich die Frequenz des Einatmens verändern. Die Veränderung zeigt sich schon wesentlich früher als vergleichsweise die der Herzschlagfrequenz oder des Hautwiderstandes¹. Diese frühzeitige Veränderung macht die Atemfrequenzmessung deshalb so interessant, weil man dadurch von Umstimmungen im Organismus in Kenntnis gesetzt wird, bevor sich irgendeine erkennbare Reaktion am Menschen zeigt oder andersweitig feststellen lässt. Herkömmliche Verfahren sind gerade wegen ihres apparativen Aufwandes bei psychophysischen Messungen erwähnter Art an Säuglingen sehr ungünstig. Er wird in seiner Bewegungsfreiheit eingeschränkt und damit in seinem natürlichen Verhalten zu sehr gestört, als dass eine rückwirkungsfreie Messung noch möglich ist. Letzteres sollte jedoch Voraussetzung für jede

sinnvolle psychophysische und medizinische Messtechnik sein. Derartige Untersuchungen benötigen daher kleine und leichte Sender, wobei einerseits der elektronische Aufwand, Empfindlichkeit und Genauigkeit, andererseits Betriebsdauer und Reichweite in einem günstigen Verhältnis zueinander stehen sollen². Grosse Reichweiten verlangen relativ hohe HF-Leistungen und bedingen hohen Stromverbrauch; Empfindlichkeit und hohe Genauigkeit erfordern hohen elektronischen Aufwand. Diese Probleme lassen sich beim heutigen Stand der Integrationstechnik zwar lösen, doch schliessen die Kosten und Herstellungszeiten der Fotomasken diesen Weg für

¹ S. EPSTEIN, in *Neuropsychologie der Angst* (Urban und Schwarzenberg, Wien (1972)).

² W. H. KO and M. R. NEUMANN, Science 156, 351 (1967).

medizinische und biologische Labors in der Regel aus. Einen Mittelweg bietet hier die Tunneldiode an. Dieses Bauelement hat aufgrund konstruktiver Schwierigkeiten bislang noch nicht den Durchbruch geschafft. Hat man seine Technologie aber einmal in der Hand, lassen sich leicht leistungsfähige Kleinsender entwickeln³.

Apparatur und Technik. Die Schaltung des zur drahtlosen Messung verwendeten Senders gibt die Figur 1 wieder. Über einen Spannungsteiler, bestehend aus den Widerständen R_1 und R_2 , wird die Tunneldiode versorgt. Dieser Teiler wird entsprechend dem Datenblatt errechnet⁴. Als R_2 kann man eine Diode verwenden. Sie garantiert bei richtigem Widerstand die Stabilisierung der Betriebsspannung in weiten Grenzen. Kapazität und Induktivität werden für 151 MHz bestimmt⁵. Der zur Atemfrequenzmessung verwendete Dehnungsmessstreifen kann je nach seinem Widerstandswert entweder parallel oder in Serie zu R_1 geschaltet werden. Die Veränderung des Innenwiderstandes dieses Dehnungsmessstreifens durch die Atembewegung führt zu einer Verschiebung des Arbeitspunktes der Tunneldiode und damit zur Frequenzmodulation des Trägers^{6,7}. Zur Vermeidung von kapazitiven Verstimmungen sollte keine zusätzliche Drahtantenne angeschlossen werden.

Da die Widerstände eine gewisse Toleranz in ihren Werten zeigen können, kann es vorkommen, dass die Schaltung nicht anschwingt. In diesem Fall hilft nur ein Suchen nach der günstigsten Kombination. Dazu legt man den Schwingkreis über Luftkopplung an einen Oszillographen, dessen Grenzfrequenz 200 MHz betragen soll (Tektronix Typ 485, Hewlett Packard Typ 1710 B). Als Luftkoppelung verwendet man eine kleine Spule mit 4–5 Windungen, die man dicht neben die Oszillatorspule legt. Die Messung soll über Luftkopplung durchgeführt werden, da sonst die geringe HF-Leistung des Senders über den Abgriff zu stark gedämpft würde.

Hat man keinen 200 MHz-Oszillographen zur Hand, kann man sich damit behelfen, dass man um einen Widerstand oder dessen Zuführung ebenfalls eine Spule von 5 Windungen legt und diese an einen Sinusgenerator anschließt (1 KHZ, 10V eff). Mit einem Kontrollempfänger verfolgt man den Schwingungseinsatz, erkenntlich am Empfang des 1 KHZ Signales.

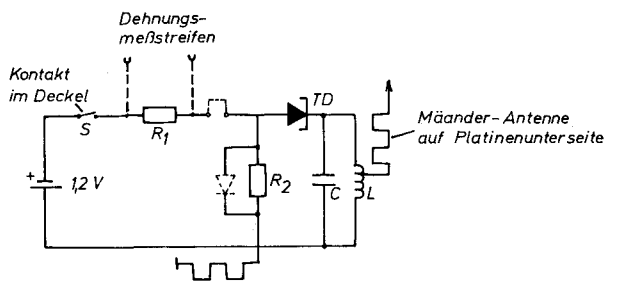


Fig. 1. Schaltung des Tunneldiodensenders.

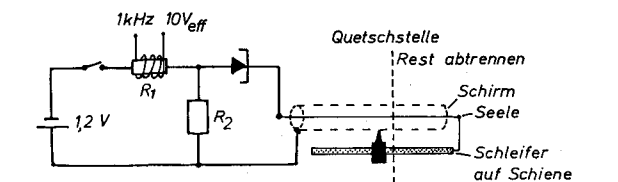


Fig. 2. Abgleichsvorrichtung für HF-Verzögerungsleitung.

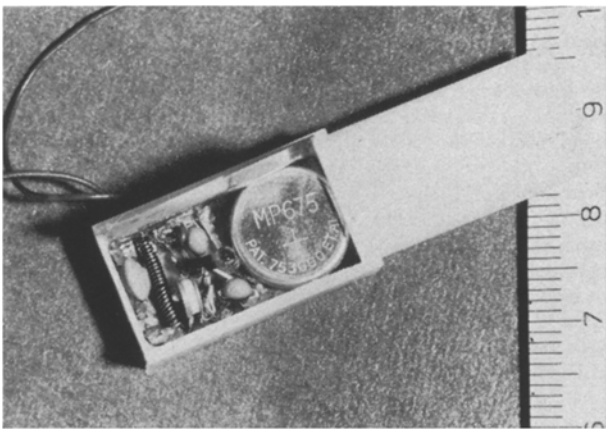


Fig. 3. Praktische Ausführung des Senders.

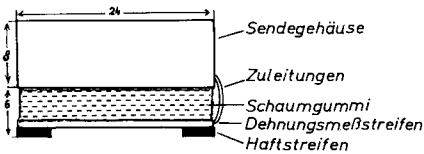


Fig. 4. Anordnung des Dehnungsmessstreifens.

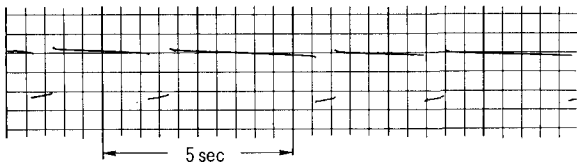


Fig. 5. Ausschnitt aus einer Registrierung nach Signalaufbereitung durch Effektivwertgleichrichter.

Bei der verwendeten hohen Trägerfrequenz sind alle Zuleitungen so kurz wie möglich zu halten, da diese als Induktivitäten wirken. Deshalb geschieht der Aufbau auf einer kleinen kupferbeschichteten Epoxidharzfolie. Um parasitäre Schwingungen zu vermeiden, müssen die Verbindungen Schwingkreis zu Tunneldiode möglichst kurz sein. Parasitäre Schwingungen führen zu Verlusten der Ausgangsleistung und damit zur Verminderung der Reichweite.

Der Schwingkreis kann auch durch eine HF-Verzögerungsleitung ersetzt werden, was unter Umständen den Abgleich wesentlich erleichtert. Hierzu verwendet man ein Stück Miniatur-Koaxial-Kabel und legt die Seele des Kabels, das zuvor bis auf den Schirm abisoliert wurde, auf die Tunneldiode, den Schirm an R_2 (Figur 2). Dabei wirken Seele und Schirm einmal als Induktivität, durch ihren konzentrischen Aufbau aber auch als Kapazität, wobei der Isolierstoff (Polyäthylen) zwischen Seele und Schirm das Dielektrikum darstellt.

Besonders bei Sendern mit rundem Gehäuse ergibt sich damit eine höhere Packungsdichte der Bauelemente und damit kleinere Abmessung des Gehäuses. Den oben beschriebenen Sender zeigt in rechteckiger Ausführung nachstehende Abbildung (Figur 3). Das Gehäuse aus Delrin hat die Masse $24 \times 14 \times 8$ mm. Die Inbetriebnahme erfolgt lediglich durch Einlegen der Batterie und Schließen des Deckels.

Die Anordnung des Dehnungsmessstreifens ist aus der Figur 4 ersichtlich. Der Sender wird auf den Bauch des Säuglings gelegt, leicht angedrückt und das Haften der Klebestreifen überprüft. Durch leichtes Dehnen der Haut mit dem Finger kann man die Funktion kontrollieren. Die Signale werden mit einem handelsüblichen Nachrichtenempfänger empfangen, der über das entsprechende Frequenzband verfügt. Die Aufzeichnung kann mit jedem beliebigen Tonbandgerät, die Auswertung entweder durch Registrieren des Pegels mittels Effektivwertgleichrichters und Streifenschreibers oder im einfachsten Fall durch Abzählen der Impulse pro Zeiteinheit^{3,8} geschehen. Die Figur 5 zeigt einen Ausschnitt aus einer Registrierung.

Abschliessend ist zu bemerken, dass das Verfahren nicht nur an Säuglingen, sondern auch an erwachsenen Personen anwendbar ist. Hier ist die Befestigung auf der Brust empfehlenswert. Ebenso können anstelle des Dehnungsmessstreifens Temperatur oder Druckfühler mit den entsprechenden elektrischen Werten eingesetzt werden.

Systembedingte Schwierigkeiten ergeben sich allerdings bei Messungen, in denen sich die Parameter sehr langsam verändern. In diesen Fällen ist ein anderes Auswertverfahren anzuwenden³.

³ B. WOLF, Diplomarbeit, Universität Freiburg i. Brg. Biolog. Instiut (1973), p. 1.

⁴ Siemens AG, Datenbuch Tu 10-Tu 110.

⁵ W. C. LIN and W. H. KO, Med. biol. Engng. 6, 309 (1968).

⁶ G. KESSEL, A. OTTMANN and H. N. TOUSSAINT, Nachrtech. Z. 13, 114 (1960).

⁷ An Stelle des Dehnungsmessstreifens können an diesem Punkt der Schaltung auch Fühler für andere physikalische Grössen (Druck, Temperatur, Strömung) angeschlossen werden, sofern sie auf ohmscher Basis arbeiten und den entsprechenden Innenwiderstand besitzen. Eine eingehende Betrachtung dieser Anwendungsmöglichkeiten, deren Applikation selbstverständlich nicht nur auf Messungen an Säuglingen beschränkt wäre, erfolgt an anderer Stelle.

⁸ R. E. SMITH, IEE Transact. Biomed. Engng. 17, 151 (1970).

A Method for Determining Cross-Measurements of Motor Neurons

T. B. GILLIAM and J. F. TAYLOR

Department of Physical Education, 1100 South State Street, The University of Michigan, Ann Arbor (Michigan 48104, USA); and Oklahoma College of Osteopathic Medicine, Surgery, 9th and Cincinnati, Tulsa (Oklahoma 74119, USA), 10 November 1975.

Summary. This new triangulation technique allows the investigator to make cross-measurements of individual cells quickly and easily with a high degree of accuracy and reliability.

Morphological investigations often involve cross-area or volume measurements of cellular constituents and tissue organ components. Several techniques are available for determining cross-area measurements which employ an ocular micrometer¹ or polar-planimeter^{2,3}. These techniques tend to be tedious, time-consuming and irritating to the eyes. With this in mind, a simple, accurate method was devised to determine the cross-measurement (diameter) of most cellular constituents or tissue component. As a model, cross-measurements were made on the soma of motor neurons in the albino rat. The motor neurons were stained with Luxol Fast Blue and counterstained with Cresyl-echt Violet.

A two-dimensional structure (Figure 1) was permanently constructed on white paper and attached to a flat

vertical surface. Using a Prado microprojector, the motor neurons were projected ($\times 1000$, magnification was calibrated by a stage micrometer) onto the white paper. The intersection of the 4-equal-angle lines was placed on the nucleolus (Figure 2). Measurements of the distance across the soma were made along each of the 4 lines (Figure 2) using a millimeter rule ($1 \text{ mm} = 1 \mu\text{m}$). The mean diameter of the soma was calculated from the four cross-measurements.

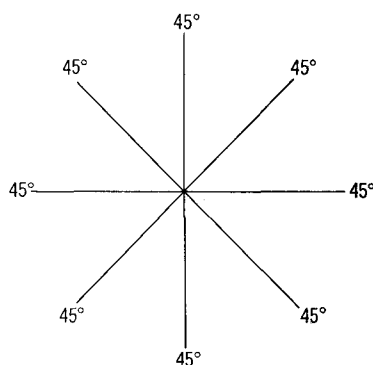


Fig. 1. Four intersecting lines at equal angles constitute the triangulation unit.

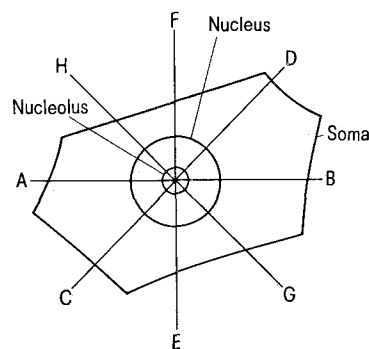


Fig. 2. Triangulation showing 4 measurements of the soma (AB, CD, EF, GH).

¹ A. AHERNE, J. Neurol. Sci. 7, 519 (1968).

² E. J. DORNFIELD, D. W. SLATER and H. SCHEGGE, Anat. Rec. 82, 255 (1942).

³ B. W. KÖNIGSMARK, U. P. KALAYANARAN, P. COREY and E. A. MURPHY, Johns Hopkins med. J. 125, 146 (1969).