

Biomed. Technik
41 (1996), 106-110

G. Litscher¹
G. Kehl¹
G. Schwarz²
H. P. Soyer³

Neurophysiologische Signalableitung

Neue technische und praxisbezogene Aspekte zu EEG-Ableiteelektroden

Neurophysiological Signal Recording

EEG Electrodes: New Technical and Practical Aspects

¹AG für Biomedizinische Technik und ²AG für Neuroanästhesie
an der Univ.-Klinik für Anästhesiologie Graz
³Universitätsklinik für Dermatologie und Venerologie Graz

Schlüsselwörter: EEG-Elektroden, Neurophysiologisches Monitoring, Zipprep-Elektroden, Kortex-Elektroden, aktive Elektroden

Beim neurophysiologischen Monitoring ist sowohl im Routinebereich als auch bei speziellen Forschungsaufgaben das Problem der Elektrodenauswahl bislang noch nicht zufriedenstellend gelöst. Neben den klassischen Elektrodenarten, wie Becher-(Silber-/Silberchlorid- oder Gold-) und Nadelelektroden werden in letzter Zeit neue Arten von selbsthaftenden Klebelektroden (z. B. Zipprep-Elektroden) zur schnellen Applikation und zuverlässigen Signalableitung angeboten. Allerdings kann es durch diese Art von Elektroden zu bisher nicht näher untersuchten oberflächlichen Verletzungen der Haut bzw. zu Entzündungsinfiltraten kommen.

Ergänzend wird über neue Entwicklungen bei Kortex-Elektroden und sogenannten aktiven Elektroden berichtet.

Key words: EEG-electrodes – neurophysiological monitoring – zipprep electrodes – cortex electrodes – active electrodes

The problem of electrode selection for neurophysiological monitoring, whether for routine clinical applications or special scientific research, still remains to be resolved. In addition to the classical types of electrode – cup (silver/silver chloride or gold) or needle electrodes, new self adhesive electrodes (e. g. zipprep electrodes) for rapid application and reliable recording have recently come onto the market. However, this electrode type can lead to superficial lesions of the skin or inflammatory infiltration, which so far have not been investigated. New developments in the field of cortex electrodes and so-called active electrodes are additionally discussed.

1 Einleitung

Den Elektroden, welche gerade bei längeren kontinuierlichen EEG-Ableitungen eine Schwachstelle im Datenerfassungskonzept darstellen können, kommt bei der neurophysiologischen Signalableitung sowohl technisch als auch anwendungsspezifisch eine entscheidende Bedeutung zu. Ein fester Elektrodensitz ist dabei ebenso wichtig wie eine im EEG-Gerät integrierte kontinuierliche Kontrolle der Übergangswiderstände. Letztere wird durch kontinuierliche Elektrodenimpedanzmessungen in modernen EEG-Geräten ausreichend berücksichtigt.

Für das neurophysiologische Monitoring z. B. an der Intensivstation oder im Operationssaal können eine Vielzahl von Elektrodenarten benutzt werden. Meist werden für die EEG-Ableitelektroden als Elektrodenmaterial Metalle eingesetzt, bei welchen der Ladungstransport über Elektronenleitung erfolgt. Die Haut als biologisches Gewebe entspricht jedoch einem Elektrolyten, und die Übertragung erfolgt durch Ionenleitung. Es kommt dabei an der Grenzfläche zwischen Metall und Elektrolyten zu einem Ionen-Elek-

tronen-Austausch und zur Entstehung einer sogenannten elektrischen Doppelschicht. Je nach Elektrodenmaterial können Ladungsträger unbehindert von einer Phase in die andere übergehen (nichtpolarisierbare Elektroden), oder sie werden in der Grenzschicht angehäuft (ideal polarisierbare Elektroden). Technisch gesehen kann der Übergang Metall-Elektrolyt durch ein Ersatzschaltbild beschrieben werden, das aus dem Polarisationspotential und einer Parallelschaltung von Übergangskapazität und Übergangswiderstand besteht. Die Polarisationspotentialspannung ist vom Elektrodenmaterial abhängig. Nichtpolarisierbare Elektroden weisen somit ein niedrigeres Polarisationspotential, einen geringeren Übergangswiderstand und eine hohe Übergangskapazität auf [5, 7, 8].

Bei der Verwendung von nicht geeignetem Elektrodenmaterial kann somit eine große Offset-Spannung (Polarisationsspannung) von bis zu 300 bis 400 mV zwischen Elektrode und Skalp auftreten. Silber-/Silberchlorid-(Ag-/AgCl-)Elektroden haben sehr geringe Offset-Spannungen ($\approx 0,1$ mV) Silberelektroden hingegen größere (≈ 30 mV).

2 Silber-/Silberchlorid-(Ag-/AgCl-)Elektroden

Bevor man die Ag-/AgCl-Elektroden am Patienten anwenden kann, müssen diese für etwa 24 Stunden in eine Lösung gegeben werden, damit eine feine Membran von AgCl an der Oberfläche der Elektrode entsteht. Dieses Elektrodenmaterial zeigt eine im Vergleich zu Silber relativ geringe Frequenzabhängigkeit des Elektrodenübergangswiderstandes [2]. Daher werden Ag-/AgCl-Elektroden vor allem bei Langzeitmessungen (Intensivstation, OP, Schlafuntersuchung) eingesetzt.

Silber-/Silberchlorid-Elektroden führen kaum zu Verzerrungen der abgeleiteten Potentiale. Sie können aber oxidieren, was den Übergangswiderstand stark erhöht. Regelmäßiges Bürsten der Elektrodenkontaktfläche beseitigt die Oxidschicht. Kratzdefekte, die etwa durch „Reinigen“ entstehen können, verändern die Elektrodeneigenschaften jedoch ungünstig.

Prozedere für die Fixierung von Ag-/AgCl-Becherelektroden:

- (i) Markierung der Ableitposition mit Schablone und Markierungsstift. Achtung: Für unterschiedliche Kopfgrößen gibt es verschiedene Schablonen.
- (ii) Haut mit Alkohol reinigen, bis die Farbe des Markierungsstiftes nahezu wieder entfernt ist. Danach warten, bis die Ableitstelle vollkommen trocken ist.
- (iii) Elektrode mit Kollodium an der Ableitstelle fixieren und warten, bis das Klebemittel gehärtet ist (3 bis 5 min). Danach Elektrodengel in die Becherelektrode einfüllen.

- (iv) Überprüfung des Haut-Elektrodenübergangswiderstandes. Falls dieser $>5 \text{ k}\Omega$ ist, neuerlich Elektrodengel einfüllen und durch sanfte kreisende Bewegungen mit einer Spezialspritze den Widerstand reduzieren.
- (v) Entfernen der Elektroden mit Aceton.

3 Gold-Elektroden

Goldelektroden oxidieren nicht, können aber, unabhängig vom Frequenzspektrum, durch Änderung der Zeitkonstante das Biosignal verzerren.

Prozedere für die Applikation von Gold-Becherelektroden

- (i) Verfahren wie bei Ag-/AgCl-Becherelektroden.
- (ii) Verfahren wie bei Ag-/AgCl-Becherelektroden.
- (iii) Leitfähige und klebende Paste leicht an der Ableitposition in die Haut einmassieren. Becherelektrode mit Paste füllen. Elektrode auf die gewünschte Stelle drücken und kleinen Gazestreifen (ca. 2 cm x 2 cm) auf die Elektrode geben. Im OP ist die Verwendung von Klebefolien sinnvoll. Man beachte jedoch die Auswahl des Materials, da elektrostatische Aufladungen möglich sind.
- (iv) Entfernen der Elektroden mit warmem Wasser.

Ein neues sogenanntes EEG-Quik-Gel® (Neuromedical Supplies, Inc., Herndon, USA) für Ag-/AgCl- oder Gold-Becherelektroden reduziert aktiv den Elektrodenübergangswiderstand in signifikant kürzeren Zeitintervallen als herkömmliche Elektrodengels. Bild 1a

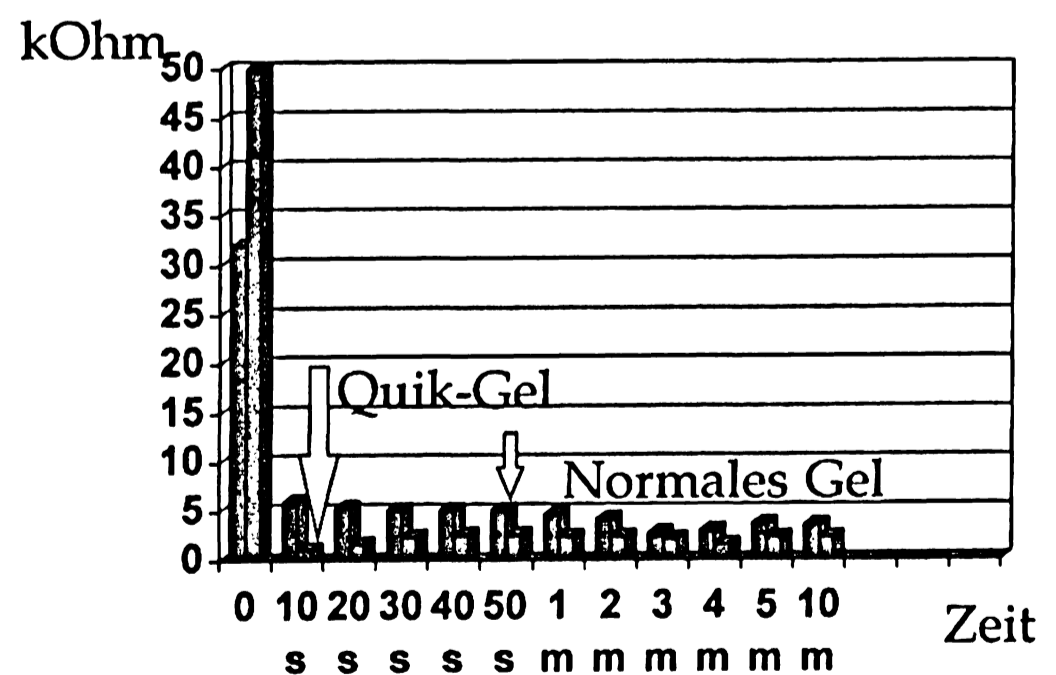
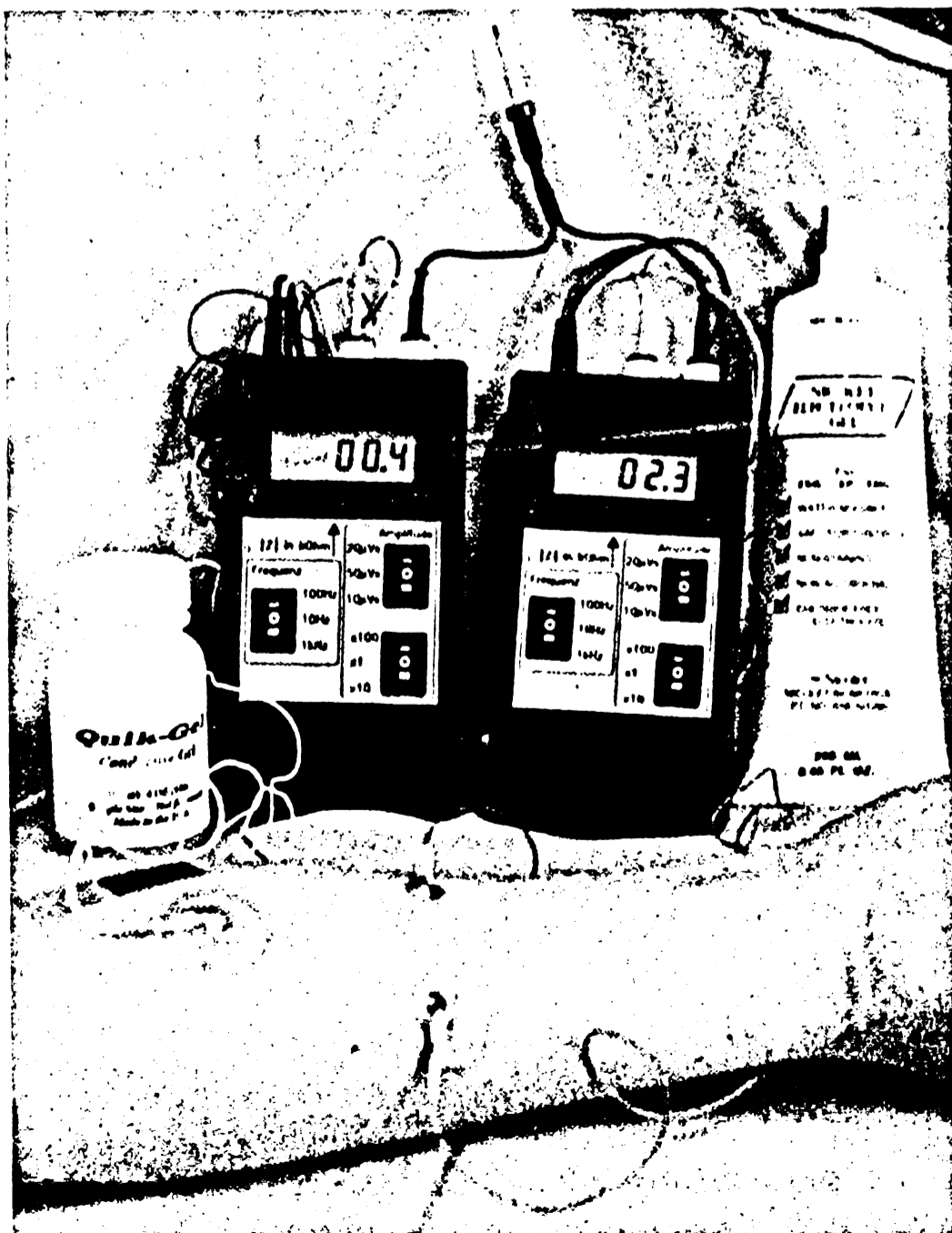


Bild 1b. (Oben) Vergleich der Ansprechzeit der Wirksamkeit zweier unterschiedlicher EEG-Elektrodengels (x-Achse: Zeit in Sekunden (s) bzw. Minuten (m); y-Achse: Elektrodenübergangswiderstand in $\text{k}\Omega$).

Bild 1a. (Links) Equipment und Versuchsanordnung zur kontinuierlichen Vergleichsmessung des Elektrodenübergangswiderstandes unter Verwendung verschiedener Elektrodengels.

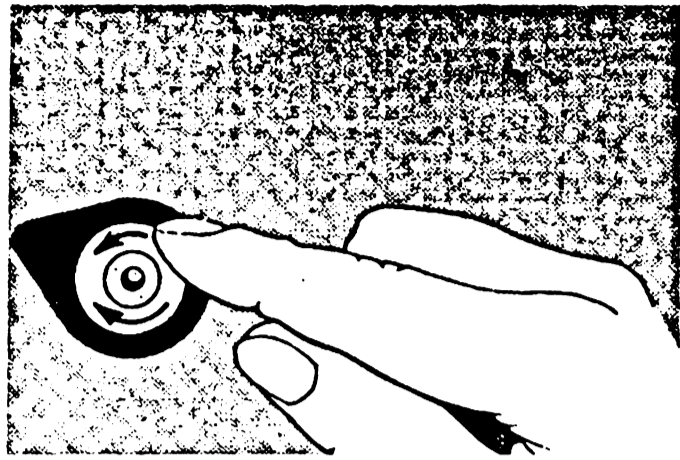


Bild 2a. Korrekte Applikation einer Zipprep-Elektrode: Haut reinigen, Elektrode anbringen und Kleberand glätten.

zeigt den verwendeten Versuchsaufbau und Bild 1b die bei normaler Hautpräparierung (i; ii) gewonnenen Resultate.

4 Nadelelektroden

Elektroden dieser Art werden schräg in die Hautoberfläche gestochen und lassen sich rasch applizieren. Die sonst nichtinvasive EEG-Registrierung wird jedoch dadurch zu einem (wenn auch minimal-) invasiven Verfahren. Nadelelektroden müssen vor und nach dem Gebrauch sterilisiert werden. Bei Patienten mit Infektionskrankheiten, wie viraler Hepatitis, AIDS oder Creutzfeldt-Jakob-Erkrankung, sollten Oberflächen-elektroden verwendet werden [9]. Bei Nadelelektroden ist es nicht sinnvoll, den Übergangswiderstand zu messen, da eine Polarisationsspannung generiert wird und Baseline-Verschiebungen bzw. Instabilitäten hervorgerufen werden. Vor dem gleichzeitigen Gebrauch von verschiedenen Elektrodentypen (Becher, Nadel, Gold, Ag-/AgCl etc.) soll ausdrücklich gewarnt werden, da instabile und zum Teil hohe Polarisationsspannungen hervorgerufen werden können [3].

5 Zipprep-Elektroden

Zipprep-Elektroden (U. S. Patent No. 5,305,446) [1] sind selbstpräparierende Einmalelektroden, die niedrige Impedanzwerte erwarten lassen. Sie bieten sowohl die Möglichkeit der schnellen Anbringung (Bild 2a, Bild 2b) sowie eine zuverlässige Signalqualität. Die beweglichen Zähnchen an der auf der Haut aufliegenden Fläche der Elektrode übernehmen die Vorbereitung der Haut, indem sie die Impedanzwerte reduzieren. Das Ergebnis sind zuverlässige, qualitativ hochwertige Signale. Als maximale Anwendungsdauer werden 24 Stunden angegeben. Allerdings finden sich in der Gebrauchsanweisung des Herstellers (Aspect Medical Systems, Inc., USA) Hinweise, daß beim Auftreten von Hautausschlag oder anderen „ungewöhnlichen Symptomen“ die Anwendung abbrechen ist und die Elektroden zu entfernen sind. Eine Möglichkeit der Kontrolle von Hautreaktionen ist je-

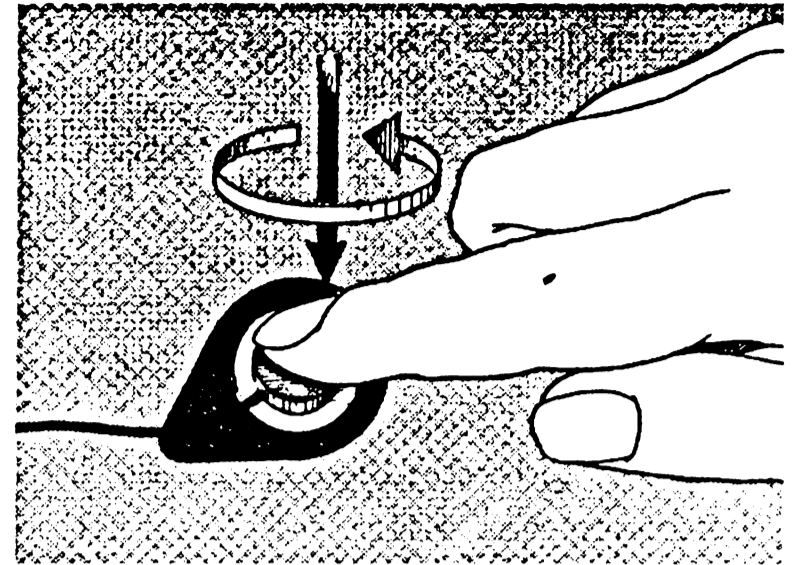


Bild 2b. Zipprep-Elektrode leicht andrücken, um Hautkontakt herzustellen.

doch während der Applikation der Elektrode nicht möglich (Bild 3).

Eigene Untersuchungen an histologischen Präparaten des Unterarmes haben gezeigt, daß bei Anwendung von Zipprep-Elektroden in dem vom Hersteller angegebenen Zeitrahmen (<24 Stunden) unter einer weitgehend unauffälligen Epidermis sich in der oberen Dermis teleangiektatisch erweiterte Gefäße sowie ein spärliches, überwiegend lymphoidzelliges perivaskuläres Entzündungsinfiltrat finden (Bild 4a, Bild 4b). Vereinzelt treten die Lymphozyten auch perifollikulär auf (Bild 5). Dies entspricht dem Bild einer superfiziellen perivaskulären Dermatitis, und die vorliegenden histologischen Veränderungen sind mit einer diskreten toxischen Kontaktdermatitis vereinbar.

Makroskopisch sichtbare Veränderungen der Haut lagen auch noch 7 Tage nach der vorschriftsmäßigen Applikation (<24 h) der Zipprep-Elektrode vor. Zwischen der an der Haut des Unterarmes durchgeführten experimentellen Untersuchung und z.B. der Hautoberfläche an der Stirn besteht kein wesentlicher Unterschied.

Da sich das Anwendungsspektrum des EEGs immer mehr zu einem globalen Narkosemonitoringverfahren erweitert, sind in diesem Zusammenhang forensische Aspekte durch Alterationen der Haut an sichtbaren Stellen des Gesichtsschädels nicht zu unterschätzen.

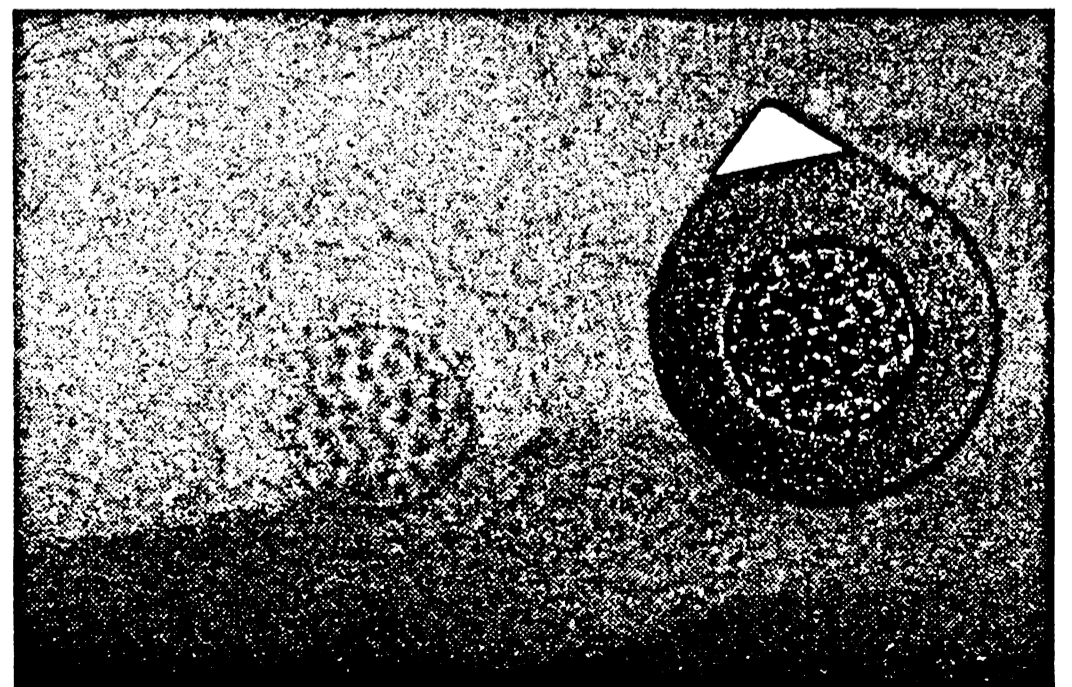


Bild 3. Punktförmige Rötung, die offensichtlich mit „Tines“ korrespondiert.

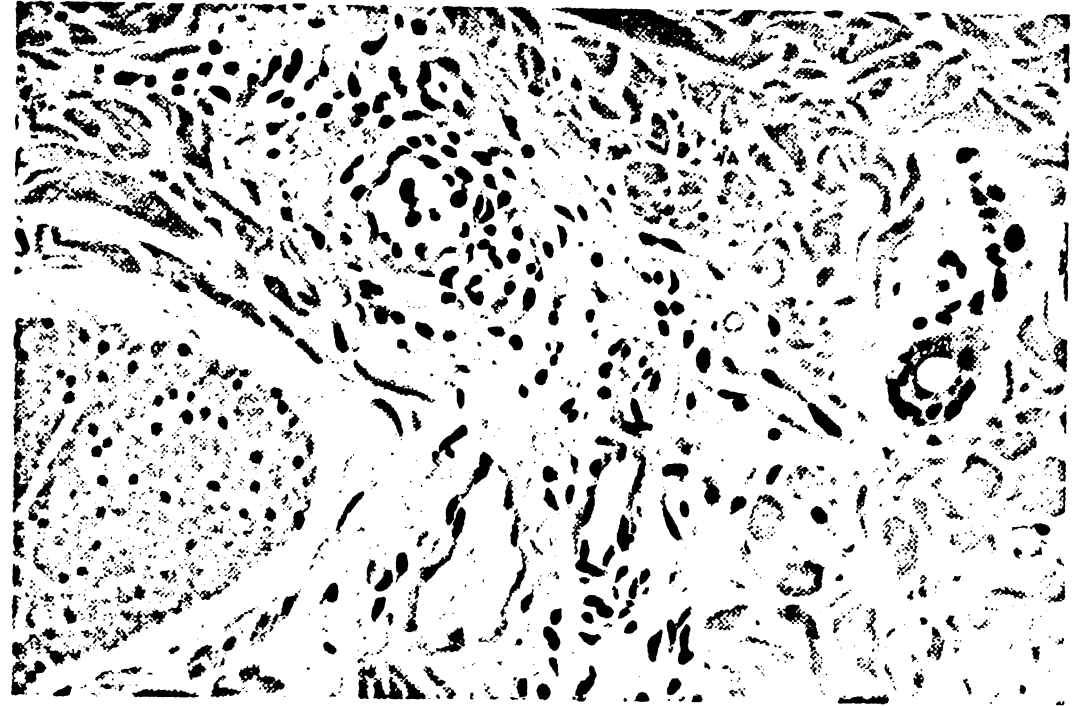
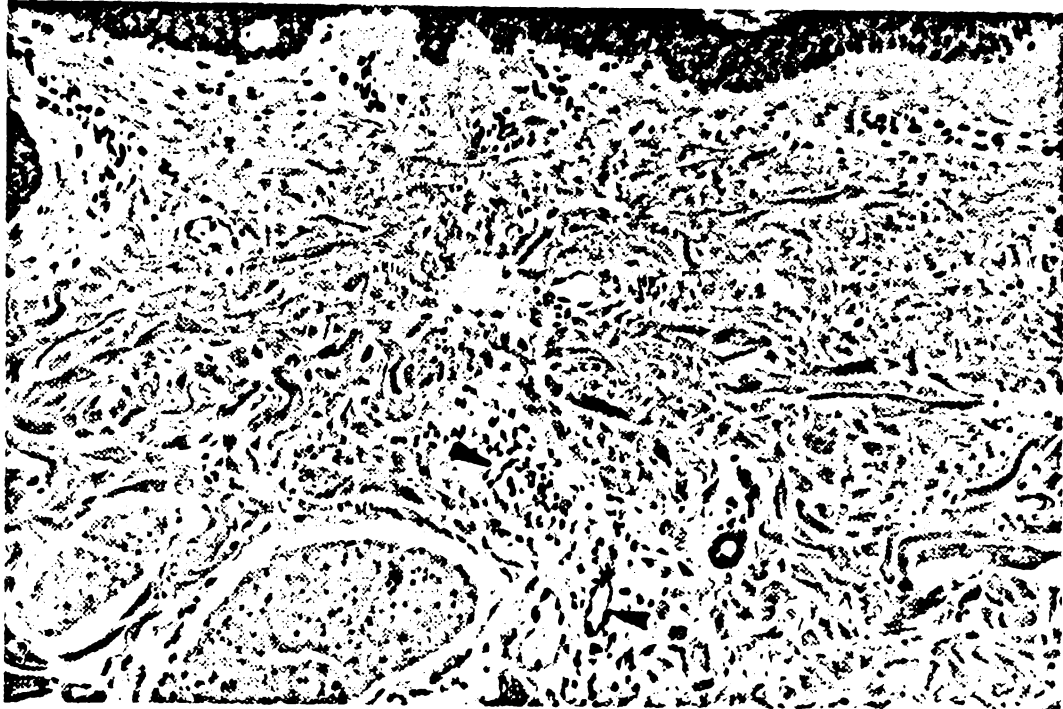


Bild 4a. Histologisches Präparat nach korrekter Applikation einer Zipprep-Elektrode (Meßdauer 24 h). In der oberen Dermis teleangiektatisch erweiterte Gefäße (Pfeile). Spärliches, überwiegend lymphoidzelliges perivaskuläres Entzündungsinfiltrat.

Bild 4b. Detailaufnahme von Bild 4a mit erweiterten Gefäßen.

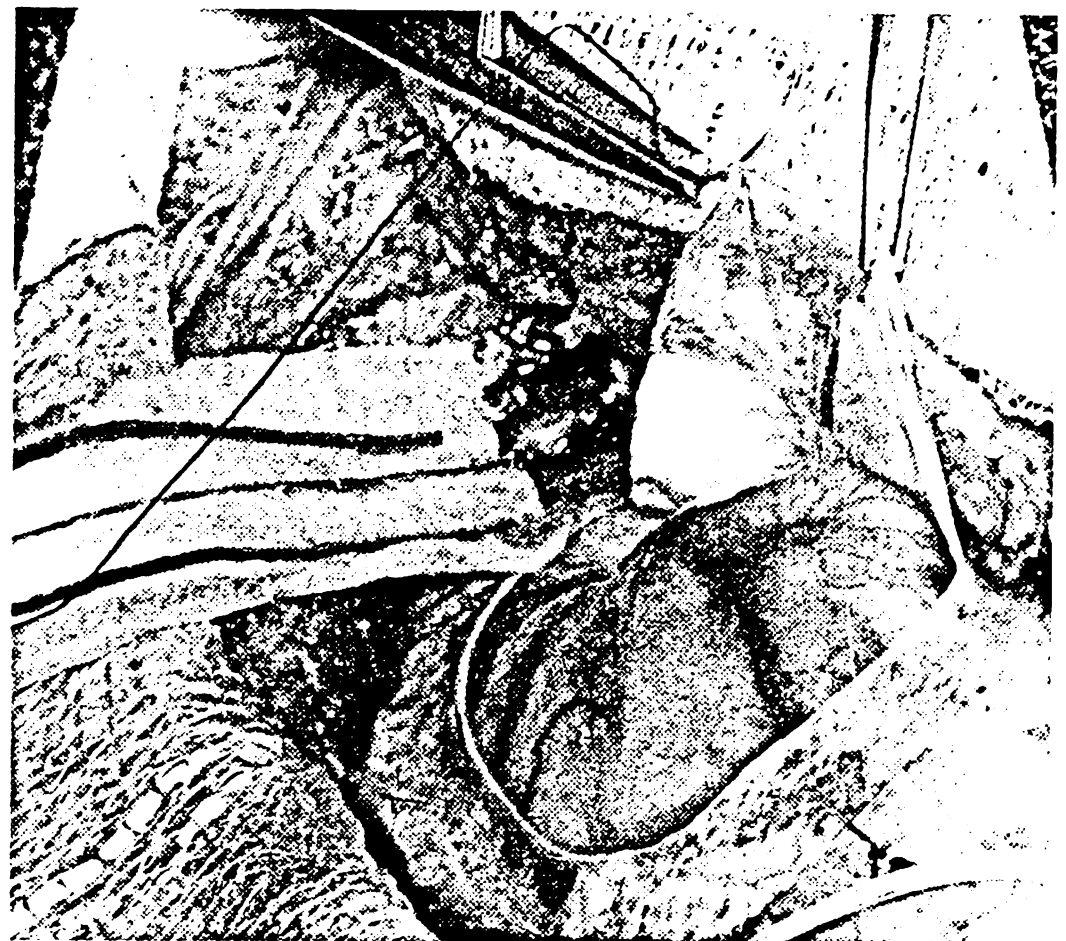
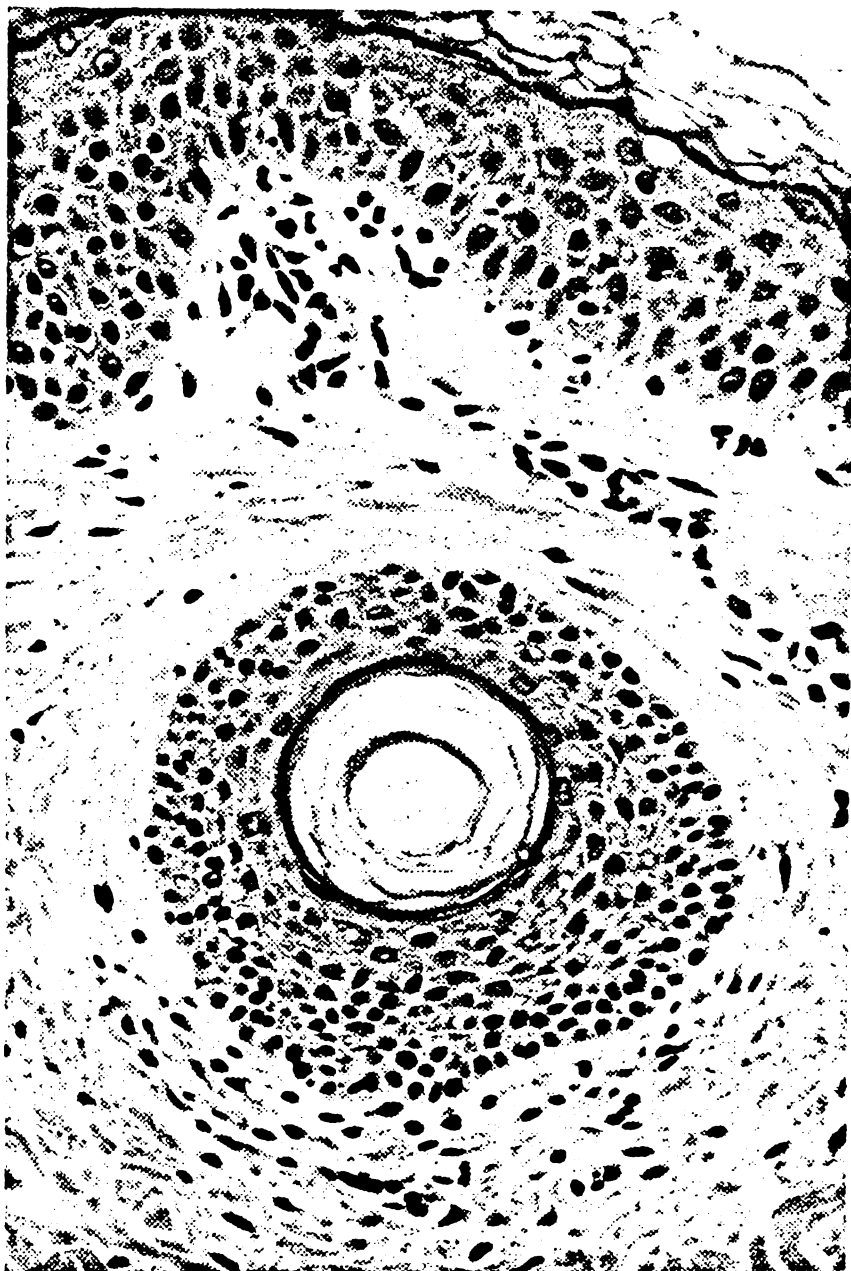


Bild 6. EEG-Kortexelektroden

Bild 5. Diskretes perifollikuläres lymphoidzelliges Entzündungsinfiltrat.

6 Kortex-Elektroden

Neben der Ableitung des EEGs mittels Skalp-Oberflächenelektroden besteht manchmal auch der Wunsch, EEG-Spannungsdifferenzen direkt am Kortex abzuleiten (Bild 6). Dafür wurden in letzter Zeit Elektroden entwickelt (Perimed, Schweden), mit denen es simultan möglich ist, EEG und Laser-Doppler-Blutflußmessungen am Gehirn durchzuführen (Bild 7).

Die kombinierte Elektrode beinhaltet 4 bis 8 EEG-Elektroden und bis zu 4 Laser Doppler Fibres. Damit hat man nun technisch die Möglichkeit geschaffen, Änderungen im kortikalen Blutfluß in Korrelation zur EEG-Aktivität direkt erfassen zu können.

7 Aktive Elektroden

EEG-Signale an Intensivstationen und im OP weisen sehr oft ein besonders schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis auf. Durch die direkte Verstärkung des Signals an der Stelle der Ableitung können deutliche Verbesserungen der Signalqualität erzielt werden. An der Abteilung für medizinische Informatik am Institut für Elektro- und Biomedizinische Technik der TU Graz wurde auf eine bestehende Elektrode ein Verstärker aufgebracht, der sowohl für die bipolare als auch für die unipolare Ableitung verwendbar ist [4, 6]. Mit dieser „aktiven Elektrode“ läßt sich in einem Frequenzband von 0 bis 10 kHz eine Verstärkung um den Faktor

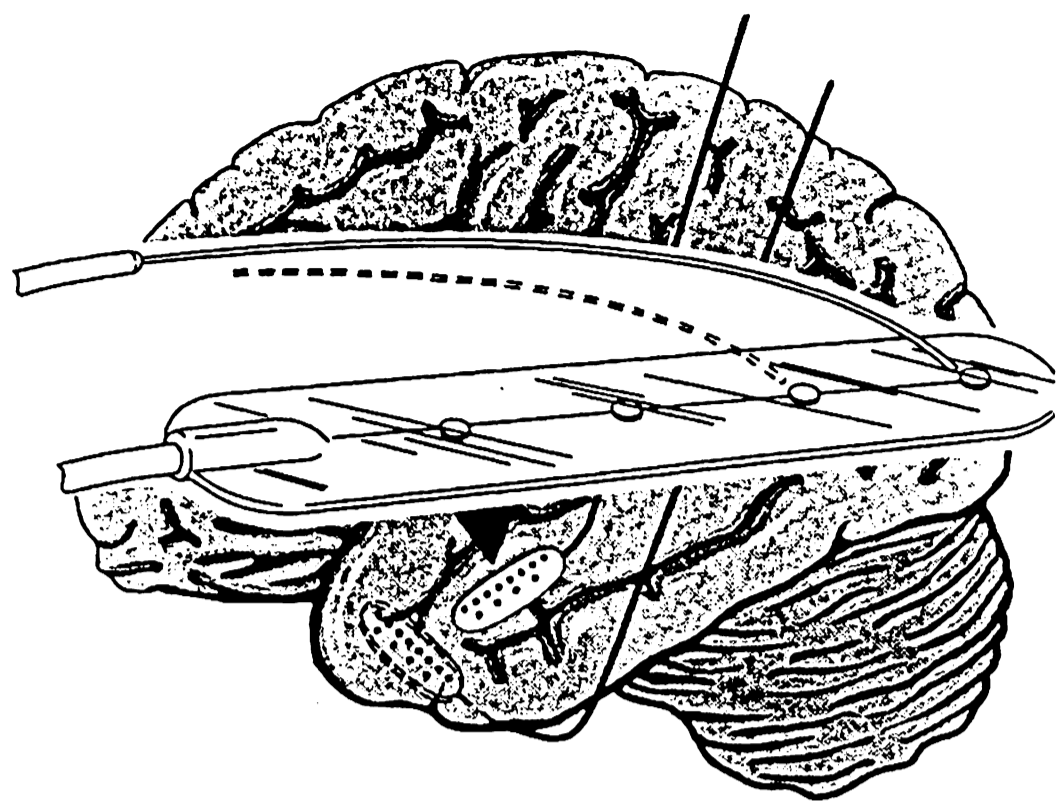


Bild 7. Kombinierte Laser-Doppler-Flowmetrie und EEG-Registrierung über gemeinsame Elektrodenanordnung (Perimed, Schweden).

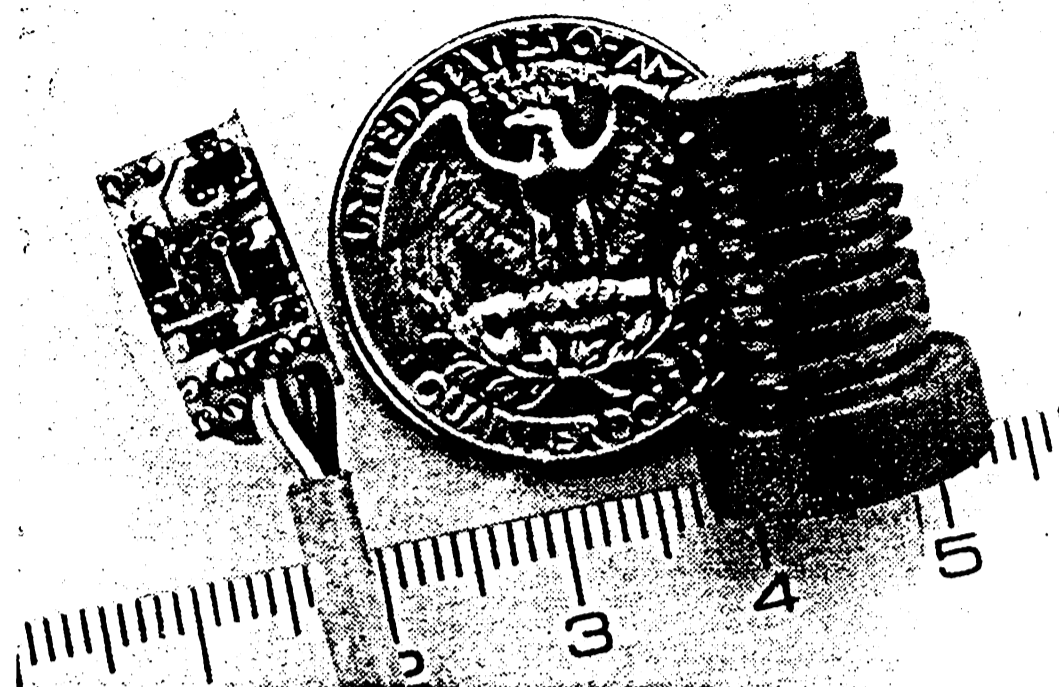


Bild 8. „Aktive Elektrode“ zur Erfassung neurophysiologischer Größen (Abt. f. med. Informatik am Institut für Elektro- und Biomed. Technik der TU Graz).

100 erreichen. Die Abmessungen der Elektrode betragen derzeit 8 mm x 13 mm x 2,5 mm (Bild 8). Die Einstreuungen aus der 50-Hz-Netzkomponente und deren Oberwellen können wesentlich verringert werden. Des Weiteren konnte die Elektrode mit einem Rauschen kleiner als 1 μ V realisiert werden. Die Gleichtaktunterdrückung liegt über 110 dB. Es ist zu erwarten, daß diese Elektroden in den nächsten Jahren zu routinemäßigen Messungen herangezogen werden können und somit das Signal-Rausch-Verhältnis auch bei signaltechnisch störanfälligen, kritischen Ableitungen entscheidend verbessern.

Danksagung

Die Untersuchungen wurden vom Bundesministerium für Wissenschaft, Forschung und Kunst in Österreich unterstützt. Die Autoren danken Frau P. Petz für die wertvolle Hilfe.

Literatur:

- [1] Aspect Medical Systems: Zipprep™ disposable electrodes for EEG applications: a technology overview. Aspect Medical Systems Inc. (1994), 1-4.

- [2] Cooper, R.; J. W. Osselton, J. C. Shaw: Elektroenzephalographie, Technik und Methoden, 3. Aufl., Fischer, Stuttgart 1984.
- [3] Gordon, M.: Artifacts created by imbalanced electrode impedance. Am. J. EEG Technol. (1980), 149-160.
- [4] Hadl, J.; G. Pfurtscheller: High quality EEG-signal processing using active electrodes for a brain computer interface (BCI). Proceedings of the World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering, Rio de Janeiro, Brazil (1994), 906.
- [5] Neuman, M. R.: Biopotential electrodes. In: Bronzino, J. D. (ed.): The Biomedical Engineering Handbook. CRC Press, IEEE Press Florida, (1995), 745-757.
- [6] Raich, G.; J. Kalcher, G. Pfurtscheller: Aktive Elektrode zur EEG Aufnahme. Jahresbericht des Institutes für Elektro- und Biomedizinische Technik, Technische Universität Graz (1994), 109.
- [7] Rappelsberger, P.: Elektroden und deren Eigenschaften: Was sollte eine EEG-Assistentin darüber wissen? Das EEG-Labor 1 (1979), 25-40.
- [8] Rappelsberger, P.: Messung von Elektrodenwiderständen. Das EEG-Labor 4 (1982), 25-31.
- [9] Russel, G. B.; L. D. Rodichok: Primer of intraoperative neurophysiologic monitoring. Butterworth-Heinemann, Boston Oxford Melbourne (1995). 726

Korrespondenzanschrift:
Univ.-Doz. DI Dr. G. Litscher
Univ.-Klinik für Anästhesiologie
Karl-Franzens-Universität Graz
Auenbruggerplatz 29, LKH
A-8036 Graz