Über die Impedanz des Kopfes und ihre Bedeutung für die Auswertung des EEG.

Von

Kōiti Motokawa und Kituya Iwama

(本川 弘一) (岩間 吉也)

(Aus dem II. Institut für Physiologie der Kaiserlichen
Tohoku Universität zu Sendai. Vorstand:
Prof. Dr. K. Motokawa)

(Received for publication, September 15, 1943)

Einleitung.

Man führt die Elektrenkephalographie beim Menschen durch die Kopfschwarte aus, wobei die Erscheinungsweise des EEG durch die Impedanz der Kopfschwarte mehr oder weniger stark beeinflusst wird. Da die Impedanz im allgemeinen von der Frequenz des Stroms abhängt, müssen die Hirnstromwellen verschiedener Frequenz, wie z. B. α , β und δ bei der Elektrenkephalographie durch die Kopfschwarte in anderen Grössenverhältnissen als innerhalb des Gehirns in Erscheinung treten. Streng genommen, dürfen wir ohne Kenntnisse über die Impedanz des Kopfes die verschiedenen Elemente des EEG insofern nicht einmal miteinander vergleichen, als das Hirnpotential durch die Kopfschwarte abgeleitet wird. Um das EEG richtig auswerten zu können, muss man daher in erster Linie die Frequenzabhängigkeit der Kopfimpedanz experimentell feststellen und die Korrekturfaktoren für die verschiedenen Wellenarten des EEG bestimmen.

Die Impedanz der menschlichen Haut ist von Gildemeister¹⁾, Einthoven u. Bijtel²⁾, Hōzawa³⁾ u.a. eingehend untersucht worden, aber ihre Versuche erstreckten sich niemals auf so niedere Frequenzen wie die der Hirnströme und wurden unter anderen Versuchsbedingungen als bei der Elektrenkephalographie ausgeführt, so dass ihre Ergebnisse für die Entscheidung vorliegender Frage kaum nutzbar sind. Wir haben daher die Kopfimpedanz unter ein und denselben Versuchsbedingungen bis zu hinreichend niederen Frequenzen verfolgt und ihre Frequenzabhängigkeit festgestellt.

Versuchsmethodik.

1. Eine Methode für die Erzeugung der Sinusschwingungen niederer Frequenzen.

In Anbetracht, dass sich Sinuswellen hinreichend niederer Frequenz kaum mittels eines Röhrenschwingungserzeugers ermitteln lassen, wurde

eine geeignete Wechselstromquelle mittels einer Photozelle und eines Verstärkers in folgender Weise konstruiert: Die Versuchsanordnung ist in Abb. 1 schematisch dargestellt.

Ein platter Kreisel (K) mit einem sinusförmig ausgeschnittenen Rand wurde zwischen einer Lichtquelle (Q) und einer Photozelle (P) mit einer konstanten Geschwindigkeit getrieben, so dass die in die Photozelle einfallende Lichtmenge mit der Zeit sinusartig schwankte. Die so entstandenen periodischen Schwankungen des photoelektrischen Stromes wurden mittels eines dreistufigen Verstärkers verstärkt und dem Brückensystem für Impedanzmessung zugeleitet, wobei der Ausgang des Verstärkers induktiv gekoppelt wurde, um die Gleichstromkomponente auszuschliessen.

Der Kreisel wurde in der Weise ausgeschnitten, dass sich der Abstand seines Randes vom Zentrum r nach der Beziehung $r=r_0+a \sin n\theta$ mit dem Drehungswinkel θ verändert, wobei r_0 und a je eine positive Konstante und n eine positive ganze Zahl sind. Bei dieser Anordnung brachte je eine Drehung n Schwingungen des photoelektrischen Stromes mit sich. Als Lichtquelle wurde eine Glühlampe mit einem einzigen geradlinig gestreckten Faden benutzt, wobei die Längsachse des Fadens in der Richtung eines Halbmessers des Kreisels eingestellt wurde.

Das Bild des Glühfadens wurde mittels einer Linse auf dem Rand des Kreisels in der Weise abgebildet, dass die Länge des Bildes über die Schwankungsbreite des Randes, nämlich $2a$ hinausreichte.

Als Voraussetzungen für die reine Sinusschwingung gelten noch folgende Vorsichtsmassregeln: 1. Die Drehungsgeschwindigkeit des Kreisels muss gleichmässig genug sein, was bei unseren Untersuchungen durch Anwendung der Drehvorrichtung eines Grammophons befriedigend erfüllt wurde, 2. die ganze Länge des Fadenbildes muss in die Photozelle aufgenommen werden, 3. es muss nur innerhalb der linearen Portion der Kennlinie der Photozelle gearbeitet werden und 4. für die Verstärkung des photoelektrischen Stromes muss ein Gleichstromverstärker bzw. ein Widerstand-Kapazität-gekoppelter mit einer genügend grossen Zeitkonstanten angewandt werden.

Wir benutzten für den Frequenzbereich über 50 Hz auch einen Röhrenschwingungserzeuger von Yokogawa und wählten die Stromstärke immer so schwach, dass die Durchströmung des Kopfes gar keine Empfindung hervorrief.

2. Impedanzmessung.

Die Versuchsanordnung ist in Abb. 1 schematisch dargestellt. Wie daraus ersichtlich, waren ein Vergleichswiderstand und ein variabler Kondensator in Reihe in einem Arm der Brücke geschaltet, und im gegen-

Abb. 1. Erklärung im Text.

Berührung erzielen zu können, brauchte man nur, insbesondere für behaarte Teile des Kopfes, die in Frage stehende Stelle der Haut in einer Ausdehnung von etwa $2 \times 2 \text{ cm}^2$ mit reichlicher Paste zu schmieren und die Elektroden in die Paste einzubetten. Es sei bemerkt, dass sich unsere Messungswerte der Kopfimpedanz immer auf diesen Zustand der Elektroden, aber nicht, wie üblich, auf die Berührungsfläche von 1 cm^2 beziehen.

Versuchsergebnisse.

1. Impedanzdiagramme des Kopfes.

Wir wollen die Impedanz des Kopfes durch ein äquivalentes Modell darstellen, das einen Widerstand R_0 und eine Kapazität C_0 in Reihe enthält, und dieses Modell der Einfachheit halber als Serienmodell bezeichnen (Abb.2 A). Messungswerte für das Serienmodell sind beispielsweise

überliegenden Arm lag das Versuchsobjekt, während die anderen beiden Arme aus einem Messdraht mit einem gleitenden Kontakt bestanden. Als Indikator kam ein Kathodenstrahlloszillograph mit einem vierstufigen Verstärker zur Verwendung. Mittels dieser Anordnung liessen sich Widerstände und Kapazitäten bekannter Grösse mit befriedigender Genauigkeit wiederfinden, sodass die in derartigen Versuchen vielfach angewandte, etwas lästige Hilfsschaltung von Wagner⁴⁾ bei unseren Untersuchungen nicht zu Hilfe genommen wurde.

Die Elektroden bestanden aus Silberplatten von etwa $5 \times 5 \text{ mm}^2$, die auf Hinterhaupt und Stirn der elektrisch gut isolierten Versuchsperson mittels Kochsalzpaste geklebt und mit Heftpflaster fixiert wurden, wie bei der Elektrenkephalographie.

Um die sicherste elektrische

Abb. 2. Modellmässige Darstellung des menschlichen Kopfes als Leiter.

- (A): Serienmodell, bei dem R_0 einen von der Frequenz abhängigen Widerstand und C_0 eine mit der Frequenz variable Kapazität bedeutet.
- (B): Parallelmodell, bei dem R und C ein variabler Widerstand resp. eine veränderliche Kapazität sind, während r und W je einen von der Frequenz unabhängigen Widerstand bedeuten.
- (C): Modell für die Elektrenkephalographie des Menschen. R , C , r und W haben dieselbe Bedeutung wie oben. GW : Gitterwiderstand des Verstärkers, I_0 : Hirnströme, und S : Hirnstromquelle im Gehirn.

TABELLE I.

Impedanz und ihre Komponenten des menschlichen Kopfes bei der Elektrenkephalographie (Serienmodell).

Frequenz N in Hz	Widerstand R_0 in Ohm	Kapazität C_0 in μF	Impedanz in Ohm
50,000	239	0,027	266
30,000	246	0,030	304
10,000	320	0,035	560
8,000	340	0,035	662
5,000	430	0,038	937
2,500	700	0,042	1,660
1,000	1,540	0,053	3,390
700	1,960	0,065	3,990
500	2,740	0,074	5,120
300	4,300	0,096	7,250
170	6,800	0,118	10,470
100	9,500	0,200	12,390
60	13,600	0,330	15,780
25	18,500	1,080	19,290
12	19,500	1,230	19,930

in Tabelle I wiedergegeben. Wie daraus hervorgeht, nehmen Widerstand, Kapazität und Impedanz mit abnehmender Frequenz stetig zu, und in der Nähe der Hirnstromfrequenzen wie 12–25 Hz liegen die Werte der Impedanz und des Widerstandes miteinander sehr nahe, was darauf hinausgeht, dass der Blindwiderstand oder die Reaktanz in diesem Frequenzgebiet sehr klein ist.

Cole⁵⁾ ist der erste, welcher uns darauf aufmerksam gemacht hat, dass sich die Impedanz verschiedener organischer Gewebe wie Haut, Muskel und Nerven durch einen Kreisbogen darstellen lässt, wenn der Widerstand und die Reaktanz des Serienmodells als Abszisse resp. als Ordinate aufgetragen werden, und dieses Verhältnis ist bei unseren Untersuchungen völlig bestätigt worden, wie aus Beispielen in Abb. 3 ersichtlich ist. Nach Cole und Iida⁶⁾ findet eine Abweichung von der obigen Gesetzmässigkeit immer für höhere Frequenzen wie z. B. über 1000 Hz derart statt, dass der Kreisbogen in diesem Frequenzbereich einer linearen Beziehung Platz macht. Wenn sich diese Abweichung bei un-

seren Untersuchungen nicht so stark geltend machte, so liess sie sich doch mit Sicherheit nachweisen. Die lineare Beziehung zwischen Widerstand und

Abb. 3. Impedanzdiagramme des menschlichen Kopfes. Als Abszisse ist der Widerstand R_0 und als Ordinate die Reaktanz $1/2\pi NC_0$ aufgetragen. Den Diagrammen beigegebene Werte beziehen sich auf die Frequenz. φ ist der Phasenwinkel des Parallelmodells.

Reaktanz wurde von Gildemeister¹⁾, Hozawa^{2) 7)} u.a. bei der Haut des Menschen und des Frosches festgestellt und als Gesetz des konstanten Phasenwinkels bezeichnet, denn das Verhältnis des von der Frequenz abhängigen Anteils des Widerstandes, nämlich $R_0 - w$ zu der Reaktanz $1/2\pi NC_0$ ist der Kotangente des Phasenwinkels gleich und konstant, wobei w den von der Frequenz unabhängigen Anteil des Widerstandes bedeutet und dem Widerstand für $N=\infty$ gleichzusetzen ist. Diese Gesetzmässigkeit bewirkt eine weitgehende Vereinfachung des Sachverhaltes und wäre von grosser elektrophysiologischer Bedeutung, es sei denn, dass ihre Gültigkeit auf höhere Frequenzen beschränkt ist.

Es erhebt sich nun die Frage, warum das Gesetz des konstanten Phasenwinkels für niedere Frequenzen seine Gültigkeit verliert. Die Annahme des Serienmodells kann dafür verantwortlich sein, denn es ist zu einfach, um verschiedene Leitereigen-

schaften organischer Gewebe einwandfrei darzustellen. Man hat also versucht, die organische Impedanz durch ein etwas komplizierteres Modell zu ersetzen, bei dem ein von der Frequenz abhängiger Widerstand R und eine variable Kapazität C in Reihe geschaltet und in der Weise mit einem konstanten Widerstand r kurzgeschlossen sind, dass es auch für einen Gleichstrom leitfähig zu sein vermag (s. Abb. 2 B!). Bei diesem Modell, welches Einfachheitshalber als Parallelmodell bezeichnet sei, erhält man für eine unendlich hohe Frequenz den von der Frequenz unabhängigen Widerstand W , welcher praktisch aus dem erwähnten Impedanzdiagramm durch Extrapolation zu ermitteln ist, wenn man annimmt, dass die variable Impedanz $R-C$ für $N=\infty$ verschwindet. Andererseits kann man für eine unendlich niedere Frequenz die Summe $(W+r)$ erhalten, welche durch den rechten Kreuzpunkt des Impedanzdiagramms mit der Abszissenachse ausgedrückt wird.

Werden die Werte von W und r in dieser Weise bestimmt, so lassen

TABELLE II.

Gültigkeit des Gesetzes des konstanten Phasenwinkels für die Impedanz des Kopfes bei der Elektrenkephalographie des Menschen (Parallelmodell). Der Wert von r im Parallelmodell wurde gleich 21,650 Ohm gesetzt.

Frequenz N in Hz	Wider- stand R in Ohm	Kapazität C in μ F	Cot φ : $2\pi NCR$
50,000	28,3	0,027	0,24
30,000	34,5	0,030	0,20
10,000	100	0,034	0,21
8,000	124	0,035	0,22
5,000	189	0,038	0,23
2,500	390	0,040	0,25
1,000	920	0,046	0,27
700	1,200	0,057	0,30
500	1,670	0,058	0,31
300	1,980	0,066	0,25
170	2,660	0,073	0,21
100	5,100	0,092	0,30
60	7,620	0,094	0,27
25	12,620	0,105	0,21
12	27,200	0,152	0,31

sich die Komponenten R und C der variablen Impedanz aus bekannten Werten von R_0 und C_0 beim Serienmodell ohne Schwierigkeit ermitteln, indem die beiden Modelle miteinander äquivalent gesetzt werden. Die so berechneten Werte von R und C sind in Tabelle II wiedergegeben, in der auch die Werte der Kotangente des Phasenwinkels, nämlich $2\pi NCR$ angegeben sind. Wie daraus hervorgeht, sind diese Werte, unabhängig von der Frequenz, annähernd konstant, was darauf hinaus führt, dass der Phasenwinkel der variablen Impedanz im ganzen Bereich der Frequenz beinahe konstant bleibt. Das Gesetz des konstanten Phasenwinkels erhält in dieser Weise eine allgemeine Gültigkeit, wenn das Parallelmodell angenommen wird. Dieses Verhältnis wurde zuerst von Cole bei verschiedenen Geweben festgestellt, aber an der menschlichen Haut nicht, denn

er kannte die Impedanz nicht bis zu hinreichend niederen Frequenzen verfolgen. Nun verstehen wir, dass die Kreisförmigkeit des Impedanzdiagramms für das Serienmodell und der konstante Phasenwinkel für das Parallelmodell nichts anderes als verschiedene Ausdrücke ein und derselben Gesetzmässigkeit sind.

Wir erhielten als Werte des Phasenwinkels der menschlichen Haut 77° , 75° , 72° , und 64° für vier verschiedene Fälle. Es seien hier zum Vergleich die von Cole aus den Ergebnissen verschiedener Autoren berechneten Werte für verschiedene Gewebe angeführt, nämlich: 49° für das Rindblut, 64° für den Froschnerven, 66° für den Kaninchenmus-

TABELLE III.

Impedanz des Kopfes des Kaninchens mit in den Schädelknochen gesteckten Nadelelektroden (Serienmodell).

Frequenz N in Hz	Wider- stand R_0 in Ohm	Kapazität C_0 in μ F	Impedanz in Ohm
50,000	320	0,025	334
30,000	400	0,033	432
10,000	585	0,094	609
8,000	630	0,122	651
5,000	700	0,229	714
2,500	765	0,615	772
1,000	875	2,170	878
500	970	5,750	972

kel, 55° für die Froschhaut und 71° für das Katzenzwerchfell. Iida erhielt 84° und 76,5° an der Froschhaut.

Bei der Elektrenkephalographie des Kaninchens benutzen wir Nadel-
elektroden, die durch die Kopfhaut hindurch in den Schädelknochen gesteckt
werden. Die unter diesen Bedingungen gemessenen Werte der Impedanz
beim Serienmodell sind in Tabelle III wiedergegeben. Das Impedanzdia-
gramm erwies sich auch als ein Bogen und der Phasenwinkel betrug 61°,
57° und 46° bei drei verschiedenen Kaninchen.

2. Frequenzabhängigkeit der Polarisations- kapazität des Kopfes.

Die Polarisation an organischen Geweben wirkt kapazitiv und verur-
sacht eine Phasenverschiebung zwischen Strom und Spannung; die Polari-
sationskapazität ist aber nicht konstant wie eine elektrostatische Kapazität,
sondern hängt von der Stromfrequenz stark ab. Nach Warburg⁸⁾ und
Neumann⁹⁾ ist der durch die Diffusion der Ionen bedingte Anteil der
Polarisationskapazität bei umkehrbaren Elektroden umgekehrt proportio-
nal der Quadratwurzel aus der Frequenz, während der durch elektrische
Doppelschicht bedingte nach Krüger¹⁰⁾ von der Frequenz unabhängig
sein soll. Hōzawa³⁾¹¹⁾ ist der Meinung, dass die Polarisationskapazität
eines organischen Gewebes aus in Reihe geschalteter Doppelschichten- und
Diffusionskapazität besteht, und schliesst, dass zwischen der Polarisations-
kapazität C_0 und der Frequenz N folgende Beziehung bestehen muss,
nämlich:

$$\frac{1}{C_0} = \alpha + \beta\sqrt{N}, \dots\dots\dots(1)$$

wobei α und β je eine Konstante sind. Aber diese Beziehung erwies sich nach
dem Versuch von Hōzawa nur für Frequenzen über 1000 Hz als befriedi-
gend gültig, während sie für das niedrigere Frequenzgebiet eine systema-
tische Abweichung von Messungswerten zeigte; in Anbetracht, dass das
Serienmodell, welches Hōzawa zuerst annahm, für niedere Frequenzen
ungeeignet ist, glaubte dieser Autor die erwähnte Abweichung auf die
Wirkung eines Nebenschlusses zur Polarisationskapazität zurückführen zu
können. Nun erhebt sich die Frage, ob die Hōzawa'sche Theorie für den
ganzen Bereich der Frequenz gilt oder nicht, wenn das Parallelmodell,
welches sich bis zu der niedrigsten Frequenz sehr gut bewährt, angenom-
men wird. Dieses Modell enthält einen Nebenschluss zum R-C-System,
nichtsdestoweniger blieb die systematische Abweichung von der Theorie
für niedere Frequenzen zurück. Man mag durch weitere Annahme eines
anderen Nebenschlusses zur Kapazität eine befriedigendere Übereinstim-
mung erzielen, aber es bedeutet nur eine Vermehrung der Anzahl beliebiger
Konstanten und somit kaum eine wertvolle Verbesserung der Theorie.

Wir können dagegen mit zweierlei Konstanten auskommen, wenn wir

nach Frick¹²⁾ annehmen, dass die Polarisationskapazität eine exponentielle Funktion der Frequenz ist, d.h.:

$$C = \mu N^{-\nu}, \quad (2)$$

wobei μ und ν je eine positive Konstante sind. Die oben erwähnten theoretischen Diffusions- und Doppelschichtenkapazität stellen spezielle Fälle für diese Gesetzmässigkeit dar, indem ν für die erstere gleich $1/2$ und für die letztere gleich Null zu setzen ist. Da die Reaktanz X gleich $1/2\pi NC$ ist, darf man sie, wie

$$X = bN^{-a}, \quad (3)$$

setzen und aus der oben experimentell nachgewiesenen Beziehung, nämlich $R/X = \text{konst.}$ ergibt sich:

$$R = b'N^{-a}, \quad (4)$$

wobei a , b und b' je eine Konstante sind. Die befriedigende Gültigkeit dieser Beziehungen ist in Abb. 5 graphisch dargestellt.

Frick hat theoretisch nachgewiesen, dass zwischen dem Phasenwinkel φ und dem Exponenten a eine Beziehung $\varphi = \frac{a}{2}\pi$ besteht, und dieses Verhältnis hat bei unserer Untersuchung eine experimentelle Bestätigung gefunden. Wir sind nunmehr in der Lage, die Impedanz des Kopfes und ihre Komponenten im Frequenzbereich der bioelektrischen Hirnströme ohne Schwierigkeit durch Inter- und Extrapolation zu ermitteln, denn diese Gesetzmässigkeit hat sich als vollkommen befriedigend bis zur niedrigsten

Frequenz erwiesen. Es sei aber bemerkt, dass die Konstanten a und b unter Umständen für das niedrigere und das höhere Frequenzgebiet als voneinander etwas verschieden betrachtet werden mussten, wie es beim Iida'schen Versuche an der Froschhaut der Fall war. In solchem Fall war eine Kombination von zweierlei durch voneinander verschiedene Konstanten gekennzeichneten Reaktanzen erforderlich, wie Lullies¹³⁾ und Iida annahmen.

Abb. 4. Gültigkeit der exponentiellen Formeln für Widerstand R und Reaktanz X im Parallelmodell. In diesem Beispiel lauten die Formeln: $R = 2,133 \cdot 10^5 N^{-0,817}$ und $X = 8,203 \cdot 10^5 N^{-0,817}$.

Diskussion der Ergebnisse.

Darf man die Impedanz des Kopfes durch ein Parallelmodell und die EMK der Hirnströme durch eine Wechselstromquelle (s. Abb. 2 C!) darstellen, so lässt sich das Verhältnis der nach aussen ableitbaren EMK E zur

wirklichen E_0 durch Impedanzmessung bestimmen. Die Stärke der Hirnströme, welche durch den Nebenschluss r fortlaufend fließen, beträgt:

$$I_0 = \frac{E_0}{\sqrt{(r+R)^2 + \frac{1}{4\pi^2 N^2 C^2}}}, \dots\dots\dots (5)$$

und diese Stromstärke muss solange vom äusseren System unabhängig bleiben, als das Hirnpotential einem Verstärker mit hinreichend hohem Gitterwiderstand (Abb. 2 (C) GW) zugeleitet wird, denn die Hirnströme zweigen sich dabei kaum in den Verstärker ab. Die nach aussen ableitbare EMK ist unter diesem Zustand der Spannung am Nebenschluss r gleich, welche als Produkt aus I_0 und r in folgender Weise gegeben wird, nämlich:

$$E = \frac{rE_0}{\sqrt{(r+R)^2 + \frac{1}{4\pi^2 N^2 C^2}}} = \sigma E_0, \dots\dots\dots (6)$$

wobei das Verhältnis σ anzeigt, wie stark reduziert die EMK der Hirnströme bei der Elektrenkephalographie durch die Kopfschwarte zur Messung kommt. Da die Werte von r , R und C für beliebige Frequenzen aus obiger Untersuchung bekannt gegeben sind, so lassen sich die Werte von σ für verschiedene Elemente des EEG wie α , β und δ nach Formel (6) ohne weiteres berechnen. Die so berechneten Werte sind in Tabelle IV zusammengestellt. Wie daraus hervorgeht, werden die normalen α -Wellen (8–12 Hz) auf etwa 1/5 des wirklichen Wertes

TABELLE IV.

Reduktionsverhältnis für verschiedene Elemente des EEG des Menschen.

E: Von der Oberfläche der Kopfhaut gemessene EMK.

E₀: Wirkliche EMK.

r=21,650 Ohm. W=210 Ohm (s. Abb. 2 C!).

Frequenz N in Hz	Wider- stand R in Ohm	Reaktanz X in Ohm	Reduktions- verhältnis $\sigma = E/E_0$	Arten der Wellen
1	195,000	680,000	0,03	δ-Wellen
3	81,000	280,000	0,07	
5	54,000	190,000	0,11	
8	37,000	130,000	0,15	α-Wellen
10	31,000	110,000	0,18	
13	26,000	90,000	0,21	
15	23,000	80,000	0,24	β-Wellen
20	18,000	64,000	0,29	
25	15,000	54,000	0,33	
30	13,000	46,000	0,38	
40	10,500	37,000	0,44	
50	8,700	31,000	0,50	

reduziert, während die δ -Wellen (5 Hz) auf etwa 1/10 und die β -Wellen (über 13 Hz) auf 1/4–1/2 reduziert zur Messung kommen.

Man hat bisher dieses Reduktionsverhältnis in der Weise direkt bestimmt, dass man bei Tierversuchen bzw. bei der Operation des Kopfes des Menschen zweierlei EEG miteinander verglichen hat, die einmal von der Oberfläche der Kopfhaut und das andere Mal mittels unter die Kopfschwarte eingeführter bzw. auf die Hirnhaut angebrachter Elektroden auf-

genommen wurden. Aber diese Methode ist nicht ganz einwandfrei, denn die Impedanz des Kopfes kann durch operative Eingriffe ziemlich stark verändert werden, und darüber hinaus sind die Fehler infolge zeitlicher und regionärer Unterschiede schwer auszuschliessen, so dass man bei der direkten Methode ohne Rücksicht auf die Frequenzabhängigkeit mit annähernder Grössenordnung des Reduktionsverhältnisses überhaupt der Hirnstromwellen zufrieden sein musste. In der Tat hatten wir gar keine Ahnung von einer so starken Frequenzabhängigkeit wie oben dargelegt.

Zusammenfassung.

Man darf Hirnstromwellen mit verschiedener Frequenz wie z. B. α , β und δ insofern nicht direkt miteinander verglichen, als sie von der Oberfläche der Kopfhaut abgeleitet werden, weil die Impedanz des Kopfes je nach Frequenzen verschieden sein kann. Um die Frage zu entscheiden, wie stark die EMK der verschiedenen Wellen durch die Kopfschwarte reduziert wird, wurde die Impedanz des Kopfes unter ein und denselben Bedingungen wie bei der Elektrenkephalographie untersucht, und man erhielt folgende Resultate:

1. Das Impedanzdiagramm des Kopfes bei Menschen und Kaninchen lässt sich durch einen Kreisbogen darstellen.
2. Der Phasenwinkel bleibt, unabhängig von der Frequenz, annähernd konstant und beträgt 64° – 77° beim Menschen und 46° – 61° beim Kaninchen.
3. Der Widerstand und die Reaktanz des Kopfes sind je eine exponentielle Funktion der Frequenz.
4. Die α -Wellen werden auf etwa $1/5$ des wirklichen Wertes reduziert, während die δ -Wellen auf etwa $1/10$ und die β -Wellen auf $1/4$ – $1/2$ reduziert zur Messung kommen.

Diese Untersuchung wurde auf Kosten der Ausgaben des Unterrichtsministeriums für wissenschaftliche Forschung ausgeführt, wofür wir an dieser Stelle unseren besten Dank aussprechen möchten.

Literatur.

- (1) Gildemeister, M.; Pflüger Arch., 1928, **219**, 89.
- (2) Einthoven, W. u. Bijtel, J.; Pflüger Arch., 1923, **198**, 464.
- (3) Hōzawa, S.; Pflüger Arch., 1931, **92**, 209.
- (4) Wagner, K. W.; Elektrotech. Zeitschr., 1911, **32**, 1001.
- (5) Cole, K. S.; J. Gen. Physiol., 1932, **15**, 641.
- (6) Iida, T.; J. Zool., 1940, **8**, 415.
- (7) Hōzawa, S.; J. Biophys., 1925, **1**, 185.
- (8) Warburg, E.; Annal. Phys. u. Chem., 1899, **67**, 494.
- (9) Neumann, E.; Annal. Phys. u. Chem., 1899, **67**, 500.
- (10) Krüger, F.; Zeitschr. f. phys. Chem., 1903, **45**, 1.
- (11) Hōzawa, S.; Zeitschr. f. Biol., 1931, **91**, 297.
- (12) Frick, H.; Phil. Mag. (7), 1932, **14**, 310.
- (13) Lullies, H.; Pflüger Arch., 1928, **221**, 296.